



HAL
open science

Optimisation de l'usage de la zircone au centre de soins dentaires du CHU de Rennes

Audrey Roques, Clémence Mascart

► **To cite this version:**

Audrey Roques, Clémence Mascart. Optimisation de l'usage de la zircone au centre de soins dentaires du CHU de Rennes. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03528342

HAL Id: dumas-03528342

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03528342v1>

Submitted on 17 Jan 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THÈSE D'EXERCICE / UNIVERSITÉ DE RENNES 1
sous le sceau de l'Université Bretagne Loire

Thèse en vue du

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée par

Audrey ROCQUES

née le 19 aout 1994 à Caen

Clémence MASCART

née le 31 mars 1994 à Saint-Brieuc

**Optimisation de l'usage
de la zircone
au Centre de
Soins Dentaires
du CHU de Rennes**

**Thèse soutenue à Rennes,
Le 27/01/2021**

devant le jury composé de:

Guy CATHELIN

Président du jury/PU

Yann-Loïg TURPIN

MCU – PH à Rennes/Directeur

Brice CHAUVEL

MCU – PH à Rennes /*examineur*

Sophie BINET

Ex-AHU à Rennes /*examineur*



UFR D'ODONTOLOGIE

CORPS ENSEIGNANT UFRODONTOLOGIE

Responsable de discipline

Section 56-01 : Développement, croissance et prévention

Discipline Odontologie pédiatrique

SIXOU Jean Louis

DAVIT-BEAL Tiphaine

MARIE-COUSIN Alexia

JOUAULT Estelle

Professeur des universités-Praticien hospitalier

Professeur des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Assistante hospitalier universitaire

Discipline Orthopédie dento-faciale

SOREL Olivier

BREZULIER Damien

ALLEREAU Béatrice

NAAIM Mohamed

CONTAMINE Marie

Professeur des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Assistante hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Section 56-02 Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale

BERTAUD Valérie

PRIGENT Hervé

COUATARMANACH Antoine

MAYOROVA Nadège

Professeur des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités - Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités (associé)

Assistant hospitalier universitaire

Section 57-01 : Chirurgie orale ; parodontologie ; biologie orale

Discipline Chirurgie orale

LEJEUNE-CAIRON Sophie

LIMBOUR Patrick

BADER Gérard

DULONG Arnaud

MURDEN Krisnen

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Discipline Parodontologie

JEANNE Sylvie

BOLLE Caroline

NOVELLO Solen

POULOUIN Bénédicte

ALTHYAB Amr

Professeur des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités (associé)

Assistant hospitalier universitaire

Assistant universitaire (associé)

Discipline Biologie orale

BONNAURE-MALLET Martine

MEURIC Vincent

CHATHOTH Kanjana

Professeur des universités – Praticien hospitalier

Professeur des universités – Praticien hospitalier

Assistant universitaire (associé)

Section 58 : Réhabilitation orale

Discipline Dentisterie restauratrice, endodontie

DAUTEL Anne

LE GOFF Anne

TURPIN Yann-Loïg

PERARD Matthieu

LECLERC Justine

VO VAN Thomas

LEMOUROUX Rozenn

GASTINEAU Richard

NOËL Audrey

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Discipline Prothèses

BEDOUIN Yvan

RAVALEC Xavier

CHAUVEL Brice

LEBEVER Pierre

LEFRANCOIS Etienne

GOUBIN William

DESCLOS-THEVENIAU Marie

LECLERC Clément

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Assistant hospitalier universitaire

Discipline Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux

CHAUVEL-LEBRET Dominique

MEARY Fleur

CATHELINEAU Guy

MELOU Caroline

Professeur des universités – Praticien hospitalier

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Professeur émérite

Assistant hospitalier universitaire

Section 41 : Sciences biologiques

SHACOORI Zohreh

Maître de conférences des universités – Praticien hospitalier

Section 65 : Biologie cellulaire

GAUTIER-COURTEILLE Carole

Maître de conférences des universités (HDR)

A Monsieur le Professeur Guy CATHELINÉAU,

Nous vous remercions de nous avoir fait l'honneur de présider ce jury de thèse. Merci pour votre investissement et travail au sein du centre de soins dentaires. Permettez-nous de vous faire part du respect que nous avons à votre égard.

A monsieur le Docteur Yann-Loïg TURPIN,

Nous vous remercions de nous avoir fait l'honneur d'accepter de diriger cette thèse. Merci pour votre disponibilité et implication. Nous avons beaucoup appris pendant nos années d'étude et durant la préparation de cette thèse à vos côtés.

A monsieur le Docteur Brice CHAUVEL,

Merci d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury. Merci pour votre enseignement, votre patience et aide au sein des vacations cliniques du centre de soin.

A madame le Docteur Sophie BINET,

Merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse. Nous vous remercions de transmettre vos savoirs faire et connaissances avec autant de bienveillance.

Au docteur HUGUET-JAIME Florent, merci de votre participation très réactive et de votre gentillesse.

A Julien LAMBERT, prothésiste au Centre de Soins Dentaires de Rennes, merci pour vos travaux. Nous avons beaucoup appris à vos côtés.

A l'IUT de génie mécanique de RENNES 1 :

A monsieur le professeur Fabrice CHAGNEAU, Antoine BRIENT et Olivier BARTIER. Merci de nous avoir accueillies avec tant de bonne humeur et d'avoir pris le temps de nous accompagner dans nos expériences. Vos conseils ont été précieux.

A mes parents, merci de tout ce que vous avez fait pour moi. Merci de votre amour, des valeurs que vous m'avez inculquées tout en m'ayant laissé faire mes propres choix. Il n'est pas évident pour moi de vous le dire, mais je sais la chance que j'ai de vous avoir comme parents.

A mes sœurs, Céline et Noémie. Merci d'avoir toujours joué le rôle de grande sœur auprès de moi et d'avoir supporté mon caractère. Je sais que je peux toujours compter sur vous.

A mes neveux, Elias et Hugo, j'espère que je pourrai partager de nombreux moments de votre vie. Qui sait, peut-être qu'un jour j'assisterai à votre remise de diplôme... En tout cas, je serai toujours présente pour vous.

A mes grands-parents, merci pour tous ces souvenirs : les vacances en Bretagne, les mercredis et tant d'autres. Merci d'avoir toujours été si présents et fiers de nous.

A mes amies de PACES, Estelle, Julie, Léa R, Léa V et Mélody. Qui aurait pensé, qu'une année comme celle-ci aurait été scellée par de si belles amitiés. A nos plans, nos soirées et nos voyages. Merci Estelle et Melody pour ces deux années de roue libre et de souvenirs que je ne peux remémorer ici.

A Marie, du CP à la faculté, en passant par le scoutisme, tant de souvenirs passés et tellement d'autres à construire. A mes amis de collège- lycée, Charles, Eloi, Grégoire, Vincent et Victor.

A la fraternité, Clémence, Camille, Solène, Fanfy, Paulo, Parcou, Picos, Pierre Ju, Matéo et Mathieu. Vous avez rendu ces années de fac bien cool : que ça soit pendant les TP, la clinique, les révisions ou les fameuses soirées du mercredi!

A mes amis de la fac dentaire : Laura, Michael, Nicolas, Eugénie et à ma promo.

Aux rencontres qui n'étaient pas prévues : à Jade, d'un simple *blablacar* à une belle amitié, à Pauline merci de ton amitié et de ta générosité.

Aux personnels du CHU de Rennes et Caen, et également aux praticiens qui m'ont fait confiance pendant ses remplacements. Merci spécialement au Dr MIGNOT Pierre.

A Clémence, fameuse binôme des TP qui est devenue ma binôme de thèse. A la shinance et aux renards, de toute façon « c'est raté, tu ne peux pas rattraper ». Merci pour tous ces moments, d'avoir suivi mes plans, bien souvent infructueux mais qui ont le mérite de nous faire rire quand on se les remémore avec un verre de chardo.

A Selmane, jolie surprise de 2020, merci de m'encourager dans mes projets et de croire autant en moi.

A mes parents : merci pour tout votre soutien, votre compréhension, votre attention, et surtout votre amour quotidien. Merci pour votre fantaisie, pour tous ces beaux moments partagés ensemble, ces passions transmises.

A mes frères et sœurs Cyril, Maude, Juliette, Charlotte : à tous nos beaux souvenirs d'enfance, j'ai beaucoup de chance de faire partie de cette fratrie unie.

A mes grands-parents : merci pour toutes ces belles vacances d'enfance, je n'oublierai jamais le goût des tic-tac à la gare en regardant passer les trains. A Concarneau, nos pêches miraculeuses !

A la fraternité : Audrey, Camille, Solène, Fanny, Pierre-Ju, Paul, Guillaume, Matéo, Mathieu, Clément : à tous ces chouettes moments passés ensemble tout au long de nos études.

A Pauline et Colombe : mes petits rayons de soleil quotidiens, merci pour votre présence, à nos petits cafés place du Champ Jacquet et nos soirées entre filles.

A Hélène : à toutes nos péripéties de vacances, et surtout à cette belle amitié. A Léa, vivement les retrouvailles.

A François : à nos baignades à Launay, nos grandes épopées en bateau, en espérant en vivre encore.

A Aurore, Lucie, Julie, Eugénie : à nos terribles séances de révisions, mais surtout à notre entre-aide, notre amitié, et tous ces moments ensemble.

A Pauline et Alice, mes amies d'enfance

A Solène, mon judier, à toutes nos bêtises ! Et surtout cette belle amitié.

A Audrey, mon renard, une de mes plus belles rencontres lors de ces études : à nos tps quelques peu difficiles, à toutes nos folies, et à cet aboutissement partagé ensemble. Et surtout, à la shinance !

A Geoffrey : merci pour ta joie de vivre quotidienne, ton soutien, et ton amour quotidien, à tous ces beaux souvenirs ensemble, nos balades à vélo à Belle-île, nos week-end insolites dans ton véhicule, et les beaux moments à venir.

A la cinquième B : Ali, Karim, Xavier, Théo, Céline : à nos aventures au camping, et toutes les autres !

A tous mes sympathiques camarades de clinique.

Aux professeurs du centre de soins, merci pour votre enseignement.

Table des matières

I.	INTRODUCTION – OBJECTIF	10
II.	MATERIEL ET METHODE	13
	1. Banc expérimental de déformation en flexion	13
	2. Préparation des échantillons de zirconne	14
	3. Montage des échantillons sur le banc de flexion.....	16
	4. Photographie des échantillons.....	17
	5. Modèle numérique par éléments finis de la flexion du tenon zirconne.....	18
III.	RESULTATS	20
	1. Aspect des courbes	20
	2. Valeurs maximales à la rupture.....	20
	3. Valeurs des pentes.....	24
	4. Profil de rupture	24
	5. Contraintes dans les tenons et les supports de fixation obtenues par simulation par éléments finis	26
IV.	DISCUSSION	31
V.	CONCLUSION	34
VI.	BIBLIOGRAPHIE	36
VII.	TABLE DES ILLUSTRATIONS	38
VIII.	ANNEXES	40
	1. Détermination des paramètres théoriques	40
	2. Graphiques	42

I. Introduction – Objectif

Au cours des années 2000 apparaissent les zircons dans les laboratoires de prothésistes dentaires. Les céramiques zircons sont désormais reconnues pour leur biocompatibilité, leur remarquable résistance mécanique, ainsi que leur simplicité d'usinage grâce aux nouvelles technologies CFAO ; leur usage connaît un essor constant ces dernières décennies (1 et 2).

Céramique poly-cristalline, la zircone présente une structure allotropique : à température ambiante, elle se présente sous une structure monoclinique. Lorsque cette céramique est chauffée à 1100 °c, celle-ci évolue sous une forme tétragonale, puis devient cubique à 2300°c. Lors du refroidissement, la zircone subit à nouveau une transformation structurelle, revenant en forme tétragonale puis passant de tétragonale à monoclinique, ce dernier phénomène s'accompagne d'une expansion volumétrique de ses cristaux de 3 à 4%, provoquant des fractures au sein de la céramique. Cette importante dégradation structurelle de la zircone pure explique son incompatibilité avec une utilisation médicale(3).

Dans les utilisations médicales, et donc en odontologie, la zircone utilisée n'est donc pas pure, mais stabilisée à l'yttrium (Y-TZP : *Yttria TetragonalZirconiaPolycrystal*). La zircone stabilisée à 3% mol d'yttrium présente une structure tétragonale, et ce même à température ambiante. De plus, la capacité de transformation martensitique de la zircone Y-TZP lui confère une ténacité et une résistance à la flexion remarquables (4). En effet, lorsqu'apparaît une fissure au sein de la zircone, le champ de contrainte en tête de la fissure provoque une transformation structurelle des cristaux : de tétragonaux, ils prennent une forme monoclinique, accompagnée d'une expansion volumétrique très localisée des cristaux, ce qui conduit à la mise en compression de la fissure et à l'arrêt de sa propagation (5, 6 et 7).

La zircone ne peut être qu'usinée en odontologie. La variation de différents paramètres, tels que la composition de la poudre, la nature des additifs de frittage, ou encore le type de traitement chimique, a permis l'essor de multiples générations de zircons (8, 9, 10, 11 et 12).

En raison notamment de leur résistance importante à la flexion, les zircons 3Y-TZP ont trouvé leur indication dans la réalisation de restaurations prothétiques postérieures. Leur opacité élevée ne permettait pas cependant de les utiliser dans le secteur antérieur esthétique. Après 2014, de nouvelles générations de zircons ont été proposées : il s'agit notamment des zircons 4Y-TZP et 5Y-TZP, qui contiennent respectivement 4 % mol et 5 % mol d'yttrium(6,13).

L'augmentation de la teneur en yttrium modifie la taille des grains, influençant les propriétés mécaniques et optiques.

En raison du volume plus important de leurs cristaux, ces zircons présentent une translucidité plus élevée, ce qui permet leur utilisation en zone esthétique. Il est à noter cependant que la plus faible part de phase quadratique dans ces zircons génère une résistance et une ténacité moindres (14,15 et16).

Pour les céramiques 3Y-TZP, la phase cubique est présente à 15% : de façon générale, la stabilisation s'arrête en phase tétragonale. Pour les 5Y-TZP, cette phase est présente à 50%. Sur le graphique présenté ci-dessous, on observe que l'augmentation du pourcentage de taux d'yttrium est corrélée avec l'augmentation de la phase cubique, ainsi qu'avec une diminution de la résistance à la flexion (17,18).

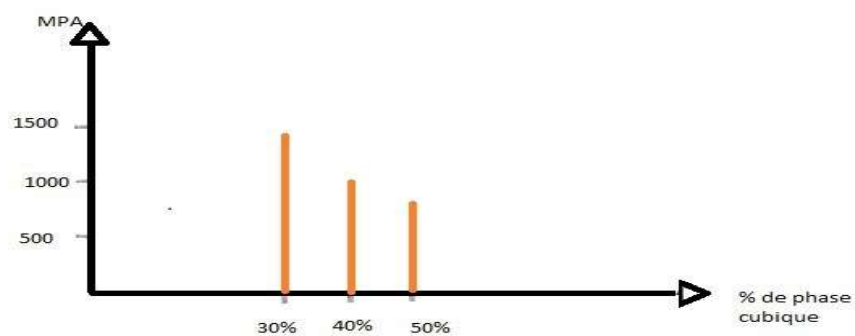


Figure 1 : Rapport entre le pourcentage de phase cubique et la résistance en flexion.

Chaque étape du processus de fabrication des céramiques zircons doit être soigneusement contrôlée pour obtenir les propriétés chimiques et mécaniques escomptées.

Au centre de soins dentaires du CHU de Rennes, un cas de fracture sur un intermédiaire de bridge en zircon nous a été rapporté. Ce dernier avait été scellé par un praticien expérimenté quelques mois plus tôt. Nous avons cherché à comprendre l'origine de cet échec : cela constitue le point de départ de la présente étude.

Cette thèse vise à analyser l'influence des variations des paramètres d'usinage et de sinterisation de la zircon sur sa résistance à la flexion : nous observerons ces phénomènes lors de tests de déformation en flexion circulaire, plus précis que les tests de déformation en 3 points.

Nous étudierons différentes zircones :

- La zircone monocouche constituée de 3Y-TZP issue de disques monocouches.
- Des zircones issues de disques multicouches d'une couche émail et d'une couche dentine. La couche émail est supposée correspondre à la couche 5Y-TZP et la couche dentine à la 3Y-TZP. Cependant, on ne peut pas l'affirmer avec les données du fabricant. C'est pour cela qu'on parlera de couche émail (en superficiel) et de couche dentine (en profondeur) des disques multicouches. Le groupe Katana Zirconia ® propose plusieurs types de disques multicouches UTML (ultra translucide multicouche), STML (super translucide multicouche), HTML (hautement translucide multicouche, plus résistant à la flexion)(20).

La première partie de cette étude portera sur les différences de résistance à la flexion circulaire entre les échantillons zircones 3Y-TZP issus de disques de zircones monocouches et de la couche dentine des disques multicouche. Dans un second temps, nous comparerons la résistance à la flexion circulaire des tenons de zircone couche émail / couche dentine. Le dernier temps de cette étude sera consacré aux disques multicouches, lesquels ne procèdent pas d'un unique programme de sinterisation comme c'est le cas des disques de zircone monocouches, mais peuvent être produits suivant deux programmes de sinterisation différents.

II. Matériel et méthode

1. Banc expérimental de déformation en flexion

Les essais de déformation en flexion circulaire ont été menés sur une machine expérimentale de traction LLYOD LR30K brevetée de l'IUT de génie mécanique et productique de Rennes 1, développée par le professeur Francis CHAGNEAU.



Figure 2 : prototype de la machine.

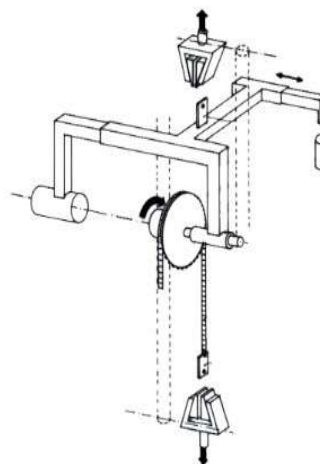


Figure 3 : schéma du prototype.

Ce prototype permet d'obtenir un mouvement de flexion pure à partir d'une machine de traction : l'assemblage est relié par ses parties supérieure et inférieure à la machine de traction. Une chaîne, liée à un disque, relie la partie inférieure du prototype à la machine de traction, permettant la création d'un axe de rotation. Un double cardan permet de ne transmettre qu'un couple pur et des contre-poids équilibrent le positionnement dans l'axe de traction.



Figure 4 : détail du double cardan.

Un capteur de 1000 N est utilisé sur la machine de traction (*Llyod Instruments Ltd*). Le progiciel *RC Control v1.20 Llyod Instruments Ltd* enregistre en temps réel l'allongement du matériau en fonction de la force exercée.

Ces résultats, exprimés sous forme de coordonnées (allongement ; force ; temps) sont exportés sous *Excel* et traduits sous forme de courbes de déformation angulaire en fonction de la contrainte exercée.

La machine expérimentale a été calibrée à l'aide d'une barre cylindrique en acier, de mêmes dimensions que les pièces expérimentales : le module d'élasticité de l'acier étant connu, on peut ainsi évaluer de façon expérimentale la compliance du dispositif.

2. Préparation des échantillons de zircone

Un fichier STL numérique représentant un cylindre de 3 mm de diamètre et 15 mm de long a été généré par Antoine BRIENT à l'IUT de génie mécanique de Rennes1.

Les cylindres sont usinés de manière standard (*Zenotec Select, Wieland dental*).

Au total, ont été usinés 31 échantillons :

- 9 barres cylindriques de zircone de couche dentine issues de disques monocouches de zircone 3 Y-TZP : échantillons n° 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 et 9.
- 3 barres cylindriques de zircone de couche émail issues de disques multicouches de zircone STML : échantillons n°10, 11, 12.
- 3 barres cylindriques de zircone de couche dentine issues de disques multicouches de zircone STML : échantillons n°13, 14, 15.
- 4 barres cylindriques de zircone de couche dentine issues de disques multicouches UTML sintérisés selon le programme classique : échantillons n°16, 17, 18 et 19.
- 4 barres cylindriques de zircones de couche émail issues de disques multicouches UTML sintérisés selon le programme classique : échantillons n°20, 21, 22 et 23.
- 4 barres cylindriques de zircone de couche dentine issues de disques multicouches UTML sintérisés selon le programme rapide : échantillons n°24, 25, 26 et 27.
- 4 barres cylindriques de zircone de couche émail issues de disques multicouches UTML : échantillons n°28, 29, 30 et 31 sintérisés selon le programme rapide.

La sintérisation a été réalisée de différentes façons :

- Les barres cylindriques de zircone n°1 à 9 issues de disques de zircone 3Y-TZP monocouches (couche dentine) ont été sintérisées par le prothésiste selon le protocole suivant, un seul programme de sintérisation étant applicable :
 - Montée en température de 7°/min jusqu'à 300°
 - 5 minutes de stabilisation
 - Montée en température de 10°/min jusqu'à 900°
 - 15 minutes de stabilisation
 - Montée en température de 8°/min jusqu'à 1450°
 - 2 heures de stabilisation
 - Descente en température de 7°/min jusqu'à 200°
 - 5 minutes de stabilisation
 - Arrêt du four

Il existe deux programmes de sintérisation pour les disques de zircone multicouches de la couche dentine et de la couche émail : un programme de sintérisation classique et un programme de sintérisation rapide.

- Pour la sintérisation classique (n°10 à 23) : La vitesse de montée en température est de 10°C/minute, jusqu'à atteindre 1150°C. Le temps de pause est de 2 heures, puis la vitesse de baisse de la température est de -10°C par minute.
- Pour la sintérisation rapide (n°24 à 31) : La vitesse de montée en température est de 35°C par minute, jusqu'à atteindre 1560°C. Le temps de pause est de 30 minutes, puis la vitesse de baisse de la température est de -45°C par minute.

3. Montage des échantillons sur le banc de flexion

La connexion entre le banc expérimental de déformation en flexion et les barres cylindriques de zirconium étudiées est assurée par des vis en acier.



Figure n°5 : connexion sur le banc expérimentale par les vis.

La fixation des barres cylindriques de zirconium dans les vis en acier est assurée par friction et collage : les vis en acier ont été percées au niveau de leur tête à 3 mm de profondeur pour recevoir les barres cylindriques de zirconium.



Figure 6 : barre cylindrique de zirconium ; vis en acier en différentes vues.

A 2,5 mm de chaque extrémité des barres cylindriques de zirconium, une marque est matérialisée pour repérer la longueur d'enfoncement du tenon dans la vis.

L'ensemble de ces matériaux a été dégraissé à l'hexane. De la colle à jauge est ensuite appliquée sur l'une des extrémités de barre cylindrique de zirconium, ainsi qu'au niveau du puits d'enfoncement de la vis en acier.

Après un temps d'attente nécessaire à la consolidation du montage, la seconde extrémité de la barre est collée dans une autre vis en acier. La colle employée, ne modifie pas les propriétés mécaniques de la zircone et son module d'élasticité est inférieur aussi bien à celui du métal de la vis, qu'à celui de la barre cylindrique de zircone.



Figure 7 : colle à jauge ; pied à coulisse avec le montage réalisé ; assemblage d'une extrémité de barre cylindrique de zircone dans une vis de montage.

Après leur enfoncement dans les vis en acier, la longueur finale de chaque barre cylindrique a été vérifiée à l'aide d'un pied à coulisse.

Pour chaque barre cylindrique de zircone, les paramètres suivants sont renseignés : identification du bloc d'usinage ; longueur des échantillons ; paramètres d'usinage et de sintérisation.

4. Photographie des échantillons

Nous avons réalisé des photographies des différents échantillons après rupture à l'aide d'un microscope optique couplé à un capteur pour l'acquisition numérique.

5. Modèle numérique par éléments finis de la flexion du tenon Zircon

L'étude de modélisation par éléments finis menée à la suite des essais mécaniques, pour analyser plus précisément les deux types de fractures des barres cylindriques de zircon observées, a été réalisée sur le logiciel *Abaqus*, avec l'aide de Monsieur Olivier BARTIER.

a) Modèle et matériaux :

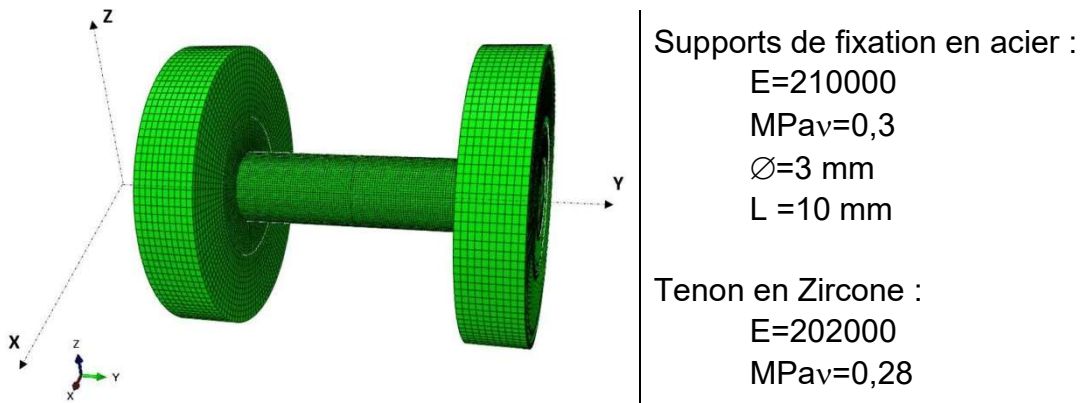


Figure 8 : tenon de zircon encastré par le support de fixation en acier.

b) Chargement

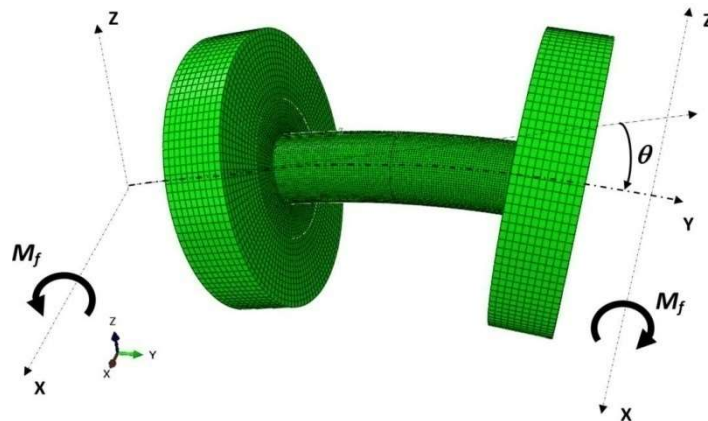


Figure 9 : application d'un moment de flexion au niveau des surfaces extérieures des fixations.

Le moment de flexion M_f appliqué est égal à 2N.m (valeur proche de celle obtenue expérimentalement lors de la rupture). Ce moment est appliqué sur les supports de fixation du montage.

Les contraintes de traction/compression dans une poutre cylindrique sont données par la formule suivante:

$$\sigma_{\max T} = \frac{4M_f}{\pi r^3}$$

Avec les dimensions du tenon donné précédemment et le moment de flexion appliqué, la contrainte maximale est égale à :

$$\sigma_{\max T} = 754 \text{ MPa}$$

Ce modèle permet la visualisation graphique ainsi que le calcul des valeurs de contraintes et déformations théoriques des pièces.

III. Résultats

1. Aspect des courbes

Toutes les courbes présentent un aspect similaire au schéma ci-dessous et sont caractéristiques d'une rupture fragile:

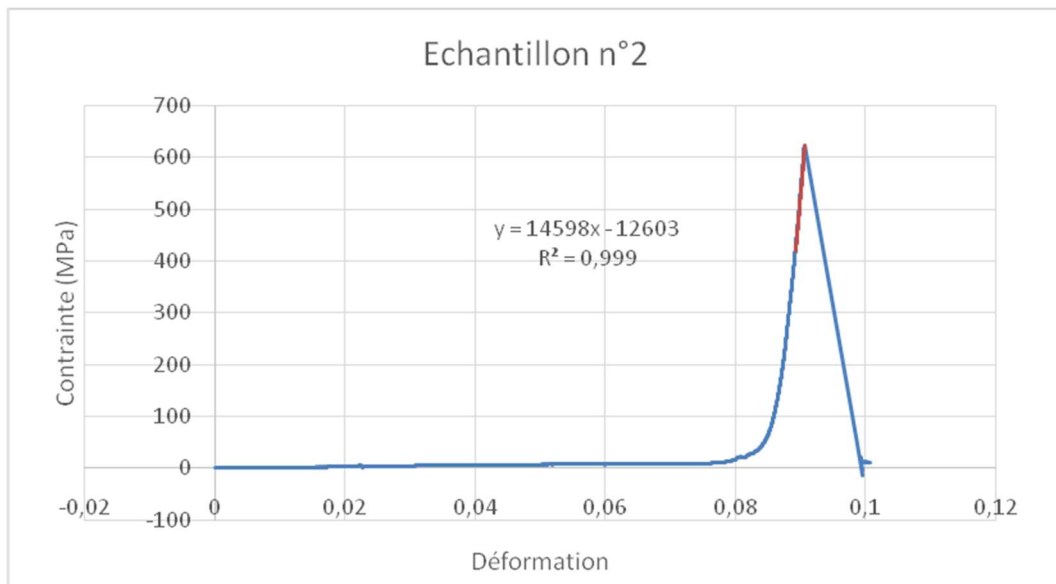


Figure 10 : courbe de déformation de l'échantillon n°2.

Ces courbes permettent de déterminer la contrainte maximale à la rupture mais également les pentes des droites de déformation.

2. Valeurs maximales à la rupture

Zircone 3 Y-TZP monocouche	Contrainte maximale	Moyenne :
Echantillon n°1	686,2434	766,705039
Echantillon n°2	622,38	
Echantillon n°3	738,353905	
Echantillon n°4	972,23937	
Echantillon n°5	849,9143	
Echantillon n°6	772,115615	
Echantillon n°7	589,117364	
Echantillon n°8	729,5465	
Echantillon n°9	940,4349	

Figure 11 : tableau concernant la zircone 3Y-TPZ monocouche.

Zircone couche émail usinées à partir de disques multicouches STML	Contrainte maximale	Moyenne :
		511,807942
Echantillon n°10	588,628064	
Echantillon n°11	384,589907	
Echantillon n°12	562,2058564	

Figure 12 : tableau concernant la zircone couche émail des disques multicouches STML.

Zircone couche dentine usinées à partir de disques multicouches STML	Contrainte maximale	Moyenne :
		460,920728
Echantillon n°13	554,3770542	
Echantillon n°14	429,1162194	
Echantillon n°15	399,2689111	

Figure 13 : tableau concernant la zircone couche dentine des disques multicouches STML

Zircone couche dentine à partir de disques multicouches UTML, programme de sintérisation classique	Contrainte maximale	Moyenne :
		461,410018
Echantillon n°16	466,3030297	
Echantillon n°17	348,870997	
Echantillon n°18	520,6153448	
Echantillon n°19	509,8507	

Figure 14 : Tableau concernant la zircone couche dentine des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation classique.

Zircone couche émail à partir de disques multicouches UTML, programme de sintérisation classique	Contrainte maximale	Moyenne :
		458,841175
Echantillon n° 20	463,3672	
Echantillon n°21	479,0248	
Echantillon n°22	455,5384	
Echantillon n°23	437,4343	

Figure 15 : Tableau concernant la zircone couche émail des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation classique.

Zircone couche dentine à partir de disques multicouches UTML, programme de sintérisation rapide	Contrainte maximale	Moyenne :
		423,489263
Echantillon n°24	442,8166	
Echantillon n°25	374,8039	
Echantillon n°26	335,6599	
Echantillon n°27	540,67665	

Figure 16 : Tableau concernant la zircone couche dentine des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation rapide.

Zircone couche émail à partir de disques multicouches UTML, programme de sintérisation rapide	Contrainte maximale	Moyenne :
		441,348706
Echantillon n°28	406,1191	
Echantillon n°29	450,156125	
Echantillon n°30	417,373	
Echantillon n°31	491,7466	

Figure 17 : Tableau concernant la couche émail des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation rapide.

Zircone couche dentine et émail usinées à partir de disques multicouches UTML, programme de sintérisation classique	Contrainte maximale	Moyenne :
		460,1255965
Echantillon n°16	466,3030297	
Echantillon n°17	348,870997	
Echantillon n°18	520,6153448	
Echantillon n°19	509,8507	
Echantillon n°20	463,3672	
Echantillon n°21	479,0248	
Echantillon n°22	455,5384	
Echantillon n°23	437,4343	

Figure 18 : Tableau concernant les couches émail et dentine des disques multicouches UTML avec sintérisation classique.

Zircone couche dentine et émail usinées à partir de disques multicouches UTML, programme de sintérisation rapide	Contrainte maximale	Moyenne :
Echantillon n°24	442,8166	432,4189845
Echantillon n°25	374,8039	
Echantillon n°26	335,6599	
Echantillon n°27	540,67665	
Echantillon n°28	406,1191	
Echantillon n°29	450,156125	
Echantillon n°30	417,373	
Echantillon n°31	491,7466	

Figure 19 : Tableau concernant les couches émail et dentine des disques multicouches UTML avec sintérisation rapide.

Zircone couche dentine et émail usinées à partir de disques multicouches UTML, programme de sintérisation classique	Contrainte maximale	Moyenne :
Echantillon n°16	466,3030297	460,1255965
Echantillon n°17	348,870997	
Echantillon n°18	520,6153448	
Echantillon n°19	509,8507	
Echantillon n°20	463,3672	
Echantillon n°21	479,0248	
Echantillon n°22	455,5384	
Echantillon n°23	437,4343	

Figure 20 : Tableau concernant les couches émail et dentines des disques multicouches STML.

Pour analyser et comparer les différents groupes, nous avons réalisé des ANOVA sous Excel.

Nous obtenons une différence significative :

- Entre la zircone 3Y-TZP monocouche et la zircone couche dentine issue de disques multicouches STML.
- Entre la zircone 3Y-TZP monocouche et la zircone couche dentine issue de disques multicouches UTML.

Nous n'obtenons pas de différence significative :

- Entre la zircone couche dentine issue de disques multicouches STML et la zircone couche émail issue multi- couches STML.
- Entre la zircone couche dentine issue de disques multicouches UTML à sintérisation rapide et la zircone couche dentine issue de disques multicouches UTML à sintérisation classique.
- Entre la zircone couche émail issue de disques multicouches UTML à sintérisation rapide et la zircone couche émail issue de disques multicouches UTML à sintérisation classique.
- Entre la zircone couche émail issue de disques multicouches UTML à sintérisation classique et la zircone couche dentine issue de disques multicouches UTML à sintérisation classique
- Entre la zircone couche émail issue de disques multicouches UTML à sintérisation rapide et la zircone couche dentine issue de disques multicouches UTML à sintérisation rapide.

Au sein des disques UTML et STML, les résultats précédents ne montrent pas de différence significative de résistance à la flexion entre les couches émail et dentine. C'est pour cela que nous avons choisis de regrouper les résultats émail et dentine de chacun de ces types de disques.

Nous n'obtenons pas de différence significative :

- Entre les disques multicouches (émail + dentine) UTML à sintérisation rapide et classique.
- Entre les disques multicouches (émail +dentine) UTML à sintérisation classique et les disques multicouches (émail + dentine) STML
- Entre les disques multicouches (émail + dentine) UTML à sintérisation rapide et les disques multicouches (émail + dentine) STML

3. Valeurs des pentes

Les valeurs des pentes devraient correspondre au module d'élasticité de l'échantillon. Les valeurs calculées sont disparates et de manière générale inférieures aux valeurs attendues. La modélisation par éléments finis nous a permis par la suite d'expliquer ce résultat.

4. Profil derupture

En flexion circulaire la rupture doit s'effectuer en surface du tenon parce que les contraintes de traction sont maximales à cet endroit.

Les concentrations de contraintes présentes au niveau du support peuvent aussi favoriser la rupture à ce niveau.

Lorsque la rupture s'effectue loin des fixations, puisque la contrainte de traction maximale a pour orientation l'axe du tenon, la fissure doit s'orienter perpendiculairement à l'axe du tenon. C'est ce que montrent les photographies des faciès de rupture.



Figure 21 : photographies du profil de rupture des échantillons n°2 et n°10.

Le matériau étant fragile, la rupture s'effectue sans déformation plastique (rupture en traction par clivage). Ce type de rupture est présent sur les tenons 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 11, 16, 17, 18, 20, 23, 28, 31.

Les micrographies montrent cependant qu'après une propagation de fissure initiale s'effectuant perpendiculairement à l'axe du tenon, la fissure peut ensuite se propager selon un plan contenant l'axe du tenon et l'axe autour duquel le moment de flexion est appliqué.

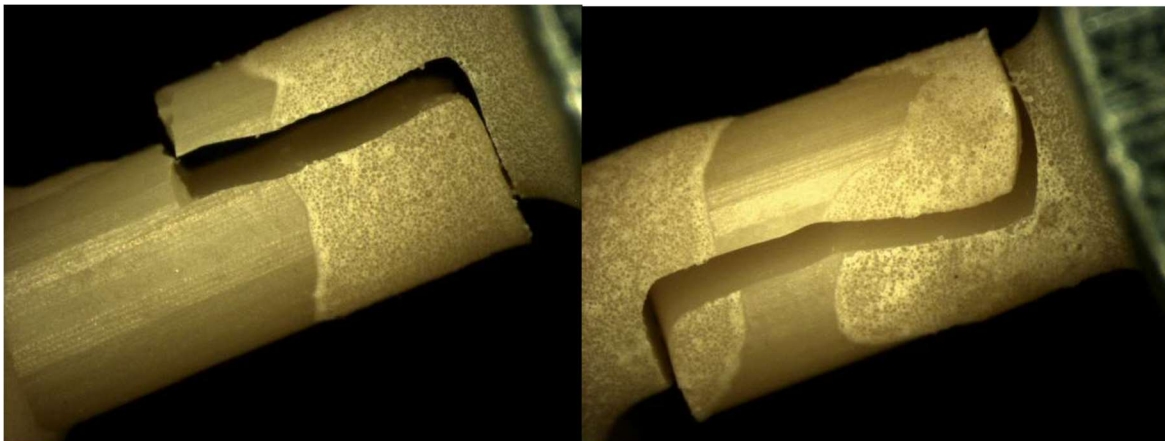


Figure 22 : photographies du profil de rupture des échantillons n°25 et n°29.

Ce type de rupture est présent sur les tenons 7, 9, 12, 13, 14, 19, 21, 22, 24, 25, 26, 27, 29, 30.

5. Contraintes dans les tenons et les supports de fixation obtenues par simulation par éléments finis.

La contrainte maximale introduite dans le tenon par le moment de flexion est une contrainte de traction qui s'exerce sur une section de normale Y et a pour direction Y.

Contrainte de traction/compression σ_{YY} :

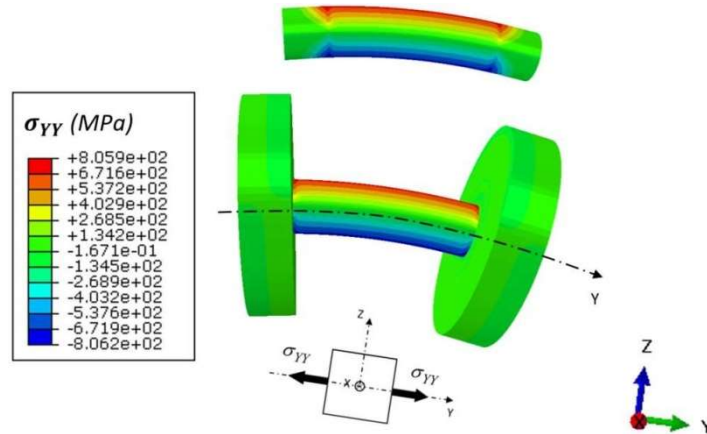


Figure 23 : schéma de la contrainte de traction/compression σ_{YY} .

Loin des fixations, la contrainte maximale obtenue par éléments finis est proche de celle théorique :

$$\sigma_{YY \text{ Théor}} = 754 \text{ MPa et } \sigma_{YY \text{ EF}} = 730 \text{ MPa}$$

Les résultats montrent qu'à cause des concentrations de contraintes, la contrainte σ_{YY} atteint au niveau des fixations une valeur de 800 MPa.

Contrainte de traction/compression σ_{XX} :

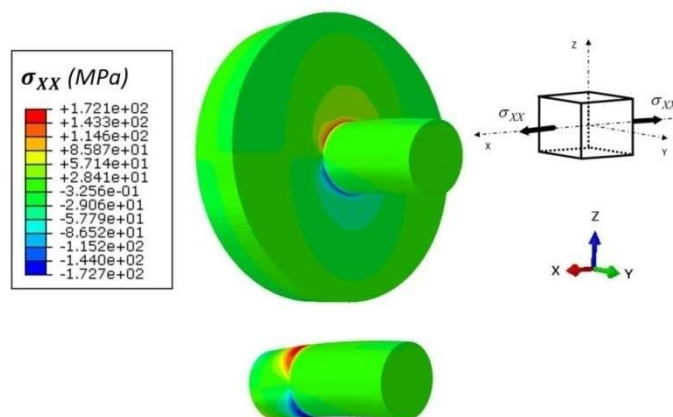


Figure 24 : schéma de la contrainte de traction/compression σ_{XX} .

Comme attendu cette contrainte est nulle loin des fixations. Au niveau des fixations du tenon, la contrainte de traction σ_{XX} atteint 173 MPa.

Contrainte de traction/compression σ_{zz} :

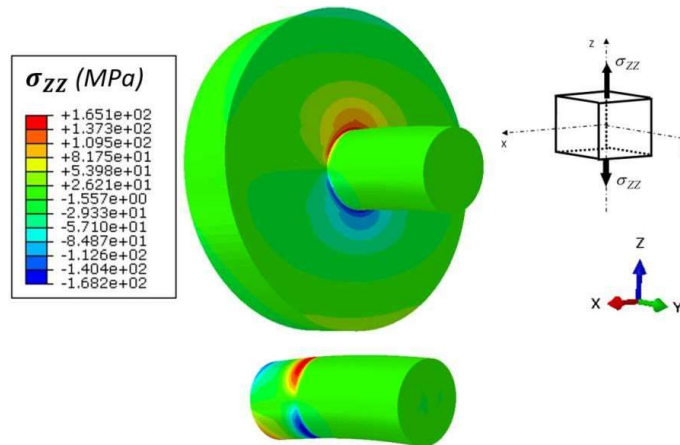


Figure 25 : schéma de la contrainte de traction/compression σ_{zz} .

Comme attendu cette contrainte est nulle loin des fixations. Au niveau des fixations du tenon, la contrainte de traction σ_{zz} atteint 165 MPa.

Contrainte de traction/compression σ_{xy} :

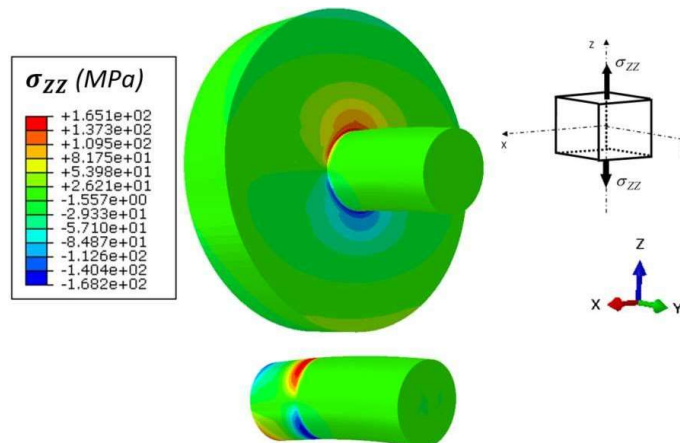


Figure 26 : schéma de la contrainte de traction/compression σ_{xy} .

Comme attendu cette contrainte est nulle loin des fixations. Au niveau des fixations du tenon, la contrainte de cisaillement σ_{xy} atteint 100 MPa.

Contrainte de traction/compression σ_{xz} :

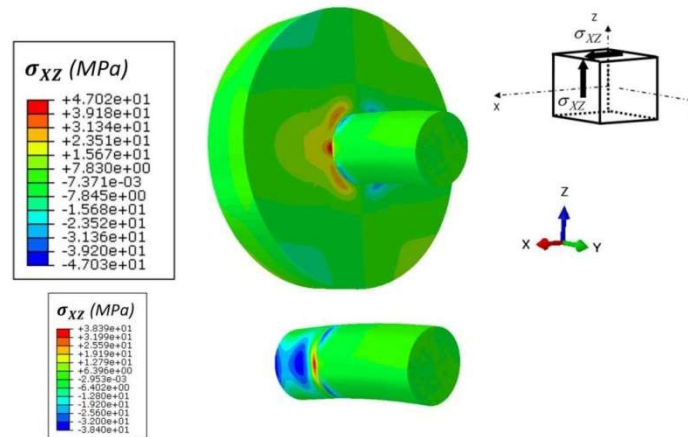


Figure 27 : schéma de la contrainte de traction/ compression σ_{xz} .

Comme attendu cette contrainte est nulle loin des fixations. Au niveau des fixations du tenon, la contrainte de cisaillement σ_{xz} atteint 39 MPa dans le tenon.

Contrainte de traction/compression σ_{yz} :

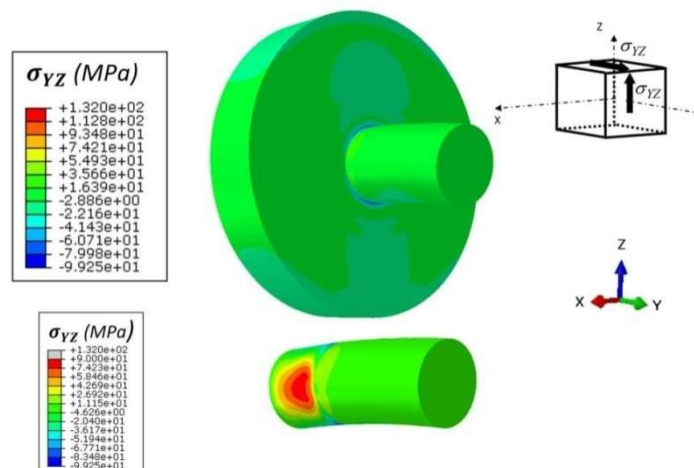


Figure 28 : schéma de la contrainte de traction/compression σ_{yz} .

Comme attendu cette contrainte est nulle loin des fixations. Au niveau des fixations du tenon, la contrainte de cisaillement σ_{xz} atteint 132 MPa dans le tenon.

Afin de comprendre le mode de propagation de fissure, des calculs par éléments finis sont également réalisés sur un tenon présentant une entaille orientée selon un plan perpendiculaire à l'axe du tenon.

L'entaille modélisée a une profondeur de 0,5 mm (selon la direction OZ).

Comme pour le tenon non entaillé, les contraintes sont calculées lorsque le moment de flexion M_f appliqué est égal à 2N.m.

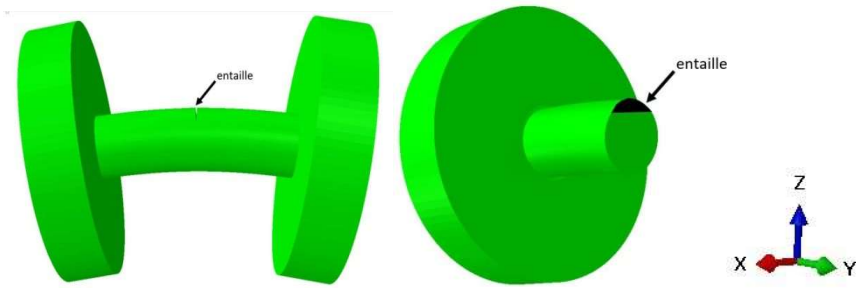


Figure 29 : schéma notifiant une entaille sur l'échantillon.

Contrainte de traction/compression σ_{YY} :

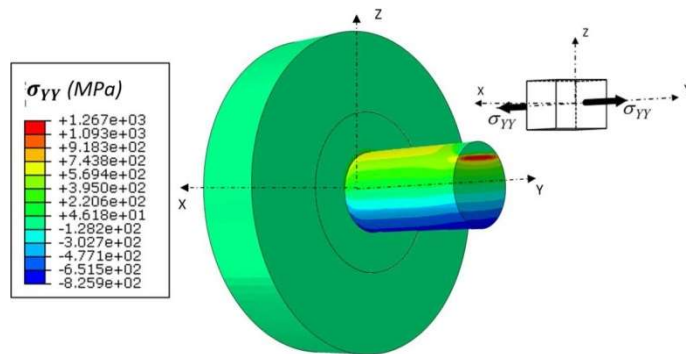


Figure 30 : schéma de la contrainte de traction/compression σ_{YY}

Contrainte de traction/compression σ_{XX} :

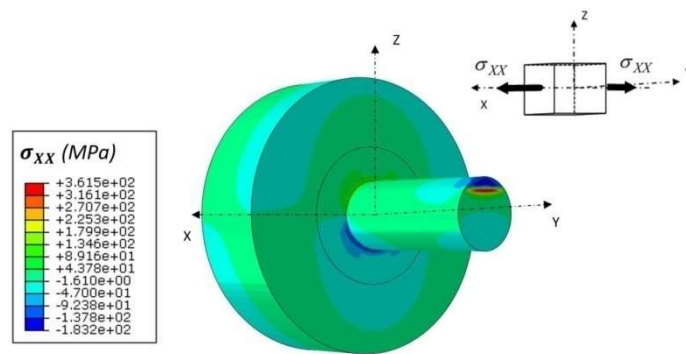


Figure 31 : Contrainte de traction/compression σ_{XX} .

Contrainte de traction/compression σ_{ZZ}

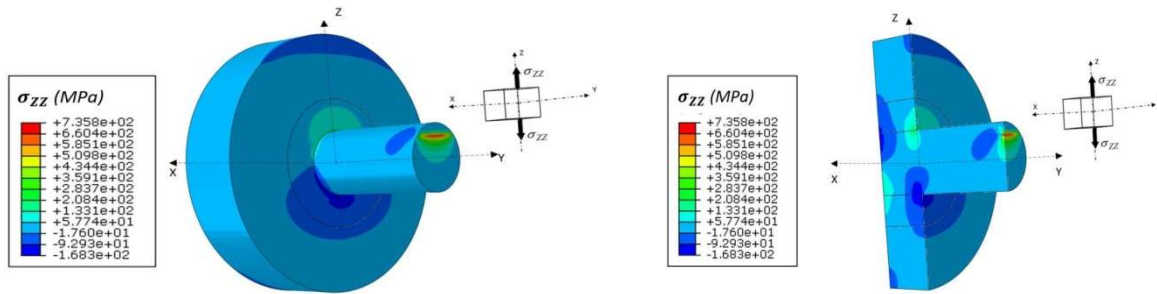


Figure 32 : Contrainte de traction/compression σ_{ZZ} .

Les résultats des calculs numériques montrent que contrairement au cas du tenon non entaillé, les contraintes σ_{XX} et σ_{ZZ} ne sont pas nulles loin des fixations. L'intensité de la contrainte de traction σ_{ZZ} est même très élevée puisque l'on relève en bout d'entaille une contrainte $\sigma_{ZZ}=736$ MPa.

L'intensité de cette contrainte de traction σ_{ZZ} explique pourquoi la propagation de la fissure s'oriente parfois dans la direction longitudinale du tenon (direction oy) lorsque la fissuration se produit.

IV. Discussion

L'industriel Katana Zirconia® indique les propriétés mécaniques des disques multicouches UTML, STML, et HTML, ces valeurs sont regroupées dans la figure 33 ci-dessous.

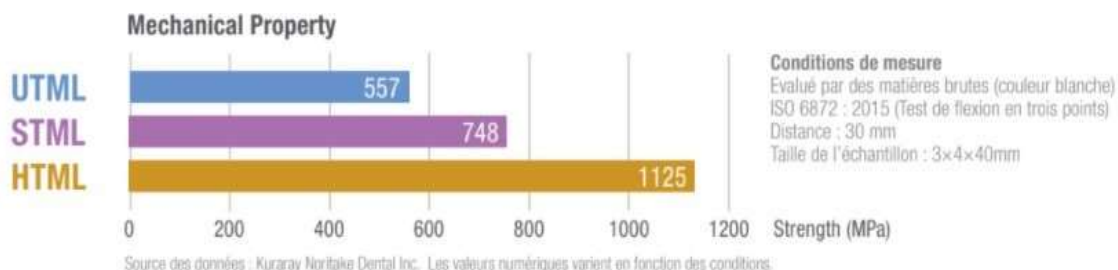


Figure 33: résistance à la flexion selon le type de zircone.

- UTML dénomme des disques multicouches « ultra translucides ». Ils sont recommandés pour les couronnes et facettes antérieures, les inlays/onlays et les couronnes unitaires postérieures
- STML dénomme des disques multicouches « super translucides ». Ils sont recommandés pour les bridges postérieurs comprenant jusqu'à 3 unités ; doté d'une gamme complète de translucidité chromatique et graduelle qui reproduit l'esthétique de l'émail et de la dentine.

Les tests de notre étude n'ont pas été opérés dans les mêmes conditions expérimentales que l'industriel : ce dernier a procédé aux tests en flexion 3 points, avec un échantillon de taille différente.

La contrainte maximale a été évaluée par l'industriel sur l'ensemble du volume des disques multicouches UTML et STML. Dans cette étude, les tests de déformation ont été réalisés sélectivement sur les couches d'émail et de dentine les composant.

Concernant les disques multicouches UTML, nous obtenons une résistance à la flexion inférieure mais du même ordre de grandeur, que celle annoncée par le fabricant.

Les disques multicouches STML présentent quant à eux une résistance à la flexion bien inférieure à celle annoncée par Katana Zirconia®.

Comme attendu, la résistance à la flexion des zircons 3Y-TZP issue des disques monocouches s'avère supérieure à celle des zircons couche dentine issues des disques multicouches STML et UTML. Cependant, à nouveau les valeurs que nous mesurons pour la résistance des zircons 3Y-TZP sont inférieures aux valeurs données par les industriels.

Au sein des disques multicouches étudiés, nous n'avons pas observé de différences entre la couche émail et la couche dentine, ce qui justifie notre choix de regrouper les échantillons couche émail et dentine au sein d'un même groupe.

Nous étions parties du principe que le taux d'yttrium varie entre les différentes couches composant les disques STML et UTML, celui-ci déterminant la translucidité. Rappelons que l'industriel décrit les disques multicouches en couche émail et dentine, sans préciser le pourcentage d'yttrium qui les compose. L'absence de différence significative de contraintes obtenues, entre les zircons couche dentine et couche émail issues de disques multicouches STML et UTML, nous fait supposer que le dosage est le même. Ce n'est donc pas le degré de cristallisation et /ou le taux d'yttrium qui diffère mais d'autres facteurs, tels les colorants.

Les disques multicouches STML et UTML sont supposés être différents selon Katana Zirconia® mais nous obtenons les mêmes propriétés mécaniques.

Ce résultat soulève alors l'importance de respecter scrupuleusement les préconisations recommandées par le fabricant : indications et contre-indications; épaisseur minimale des préparations ; section transversale minimale des attachements ; sintérisation et ajustement.

Section transversale minimale des attachements		
	UTML	STML
Antérieur - 2-3 unités	12 mm ² ou plus	12 mm ² ou plus
Antérieur - 4 unités ou plus	(non recommandé)	
Postérieur - 2-3 unités	16 mm ² ou plus (prémolaires uniquement)	16 mm ² ou plus
Postérieur - 4 unités ou plus	(non recommandé)	

Figure 34 : section transversale minimale des attachements.

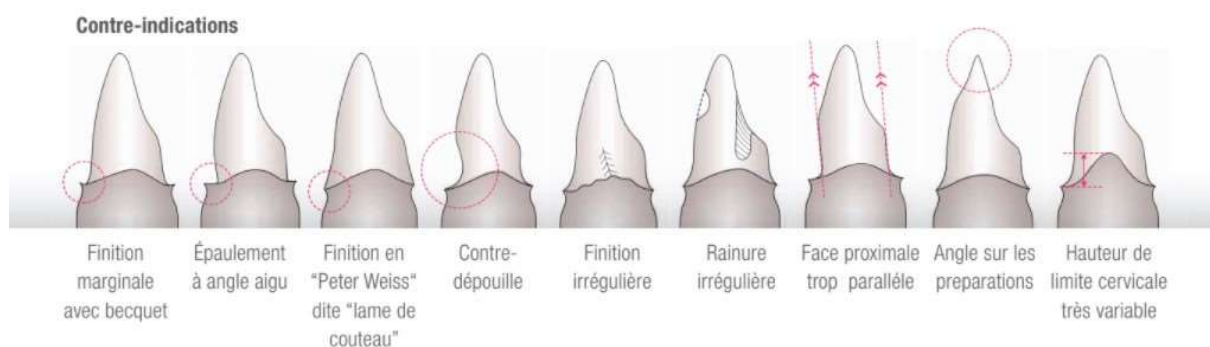


Figure 35 : contre-indication des préparations dentaires.

Épaisseur minimale de la zircone

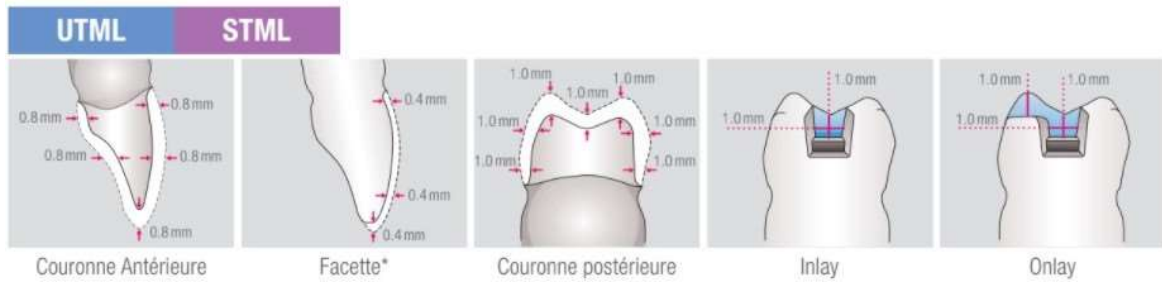


Figure 36 : épaisseur minimale de la zircone.

Logiquement, l'aspect de fracture attendue est perpendiculaire à l'axe principal de la pièce. En pratique, nous avons aussi eu des ruptures horizontales. Ces ruptures horizontales témoignent de rupture en cisaillement et non plus en traction/compression. Le modèle numérique explique cette dernière. Ceci a également des implications cliniques en particulier lors de la mise en forme des embrasures de bridge, qui ne devront pas comporter des angles trop aigus.

Le choix de la sinterisation classique ou rapide n'affecte pas les propriétés mécaniques de la zircone des disques multicouches UTML. Tous les fours ne permettent pas d'obtenir une montée de chaleur aussi rapide. La maîtrise de la sinterisation rapide s'avère plus difficile.

Nous n'avons pas réussi à calculer le module d'élasticité du fait que les pentes ne soient pas reproductibles. Le modèle par éléments finis a permis de comprendre que cela est dû aux variations des concentrations de contrainte dans les supports de fixation (variation d'épaisseur des bourrelets de colle). Pour remédier à cela, il faudrait améliorer le protocole de fixation des éprouvettes dans le banc de flexion (c'est-à-dire : améliorer la morphologie de la zone de contact).

Pour pallier la difficulté de calculer ce module de manière expérimentale, il existe désormais des méthodes plus modernes : la mesure par ultrasons des constantes élastiques des solides permet des résultats beaucoup plus reproductibles.

V. Conclusion

Les différents programmes de sinterisation n'impactent pas la résistance à la flexion des zircons couche dentine et couche émail issues des disques multicouches UTML. L'utilisation d'un programme de sinterisation rapide peut donc se révéler intéressante, permettant alors l'usinage dans un temps réduit de restaurations prothétiques, sans impacter les propriétés mécaniques de celles-ci.

Les propriétés mécaniques des disques UTML et STML ne semblent pas si différentes, alors que l'industriel propose des indications qui le sont.

Une analyse minutieuse du cas clinique doit précéder le choix des céramiques de restaurations prothétiques. Par exemple, le bruxisme pourrait représenter une contre-indication à l'usage de zircone issue de disques UTML ou STML pour la réalisation de restaurations prothétiques postérieures. Le respect de la préparation de la dent selon le protocole du commercial est donc primordial pour la réussite thérapeutique

Lors de l'établissement du plan de traitement, les disques de zircone multicouches UTML et STML peuvent constituer d'intéressantes alternatives sur le plan tarifaire. Les restaurations zircone sur dents n°4 et 5 sont comprises dans le reste à charge 0. L'utilisation de disques multicouches permettrait alors aux patients d'obtenir une restauration esthétique, tout en restant dans ce panier de soin. La mise en place d'une céramique cosmétique sur l'armature d'une céramique monolithique sort de ce panier de soin.

VI. Bibliographie

1. Mainjot Amélie. Zircon(s) - à la rencontre des céramiques pas comme les autres. *Biomatériaux cliniques*, Vol 3, 15 mars 2018; pp.22-32.
2. Gira, Alexandre (2013) Réhabilitation prothétique esthétique céramo-céramique du secteur antérieur. Thèse de diplôme d'état en chirurgie dentaire. Université Toulouse III
3. Mahiat Y. La zircon : cette méconnue. *Stratégie prothétique*- vol 6. 15 février 2006 ; pp.55-65.
4. Kelly, P.M.; Francis Rose, L.R. (2002). The martensitic transformation in ceramics-its role in transformation toughening. *Prog Mater Sci*, Vol. 47, (Mar, 2002) pp. 463-557, ISSN0079-6425
5. Dejou J. Les céramiques Société francophone de biomatériaux dentaires. 2009- 2010

Support de cours:

<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>

6. Zhang. Y, Lawn B.R .Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res* 2018 Feb 97(2);pp140–147
7. J. R. Kelly and I. Denry, “Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 3, Mar. 2008 ; pp. 289–98.
8. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.*2007;35(11):81926.
9. Yasser Alfawaz . Zirconia crown as single unit tooth restoration: a literature review. *J contemp Dent Prat* 2016 May 1; 17 (5) ; pp.418-22
10. Russell Giordano 2nd. Zirconia:aproven, durable ceramic for estheticrestorations. *CompendContin Educ Dent*. 2012 Jan;33(1)pp.46-9
11. Hannink, R.H.J.; Kelly, P.M.; Muddle, B.C. (2000). Transformation toughening in zirconia – containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, Vol. 83, No 3, (Mar, 2000) pp. 461-487, ISSN1551-2916

12. Denry, I. & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, Vol. 24, No. 3, (Mar, 2008) pp. 299-307, ISSN0109-5641.
13. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International* 2017;48: pp.369-380
14. Adham Elsayed, Gunnar Meyer, Sebastian Wille, Matthias Kern. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence Int* 2019;50(5):pp.344-348.
15. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater*.2016;32(12):e32737.
16. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent*. Mai 2017;60:pp70-76.
17. Commission des dispositifs médicaux de l'ADF. Les céramo-céramiques. 2e édition.
18. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent*. Juillet 2018; pp132-137
19. John O. Burgess, DDS, MS. Zirconia: The Material, Its Evolution, and Composition. *Compend Contin Educ Dent*. Octobre 2018 ; Vol 39, Issue 4:pp4-8
20. Nantawan Kolakarnprasert, Marina R Kaizer, Do Kyung Kim, Yu Zhang. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*. 2019May;35(5):797-806

VII. Table des illustrations

Figure 1. Rapport entre le pourcentage de phase cubique et la résistance en flexion.

Figure 2. Prototype de la machine.

Figure 3. Schéma du prototype.

Figure 4. Détail du double cardan.

Figure 5. Connexion sur le banc expérimentale par les vis.

Figure 6. Barres cylindriques de zircone, vis en acier en différentes vues.

Figure 7. Colle à jauge, pied à coulisse avec le montage réalisé, tenon collé par une extrémité dans une vis.

Figure 8. Tenon de zircone encastré par le support de fixation en acier.

Figure 9. Application d'un moment de flexion au niveau des surfaces extérieures des fixations.

Figure 10. Courbe de déformation de l'échantillon n°2.

Figure 11. Tableau concernant la zircone 3Y-TPZ monocouche.

Figure 12. Tableau concernant la zircone couche émail des disques multicouches STML.

Figure 13. Tableau concernant la zircone couche dentine des disques multicouches STML.

Figure 14. Tableau concernant la zircone couche dentine des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation classique.

Figure 15. Tableau concernant la zircone couche émail des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation classique.

Figure 16. Tableau concernant la zircone couche dentine des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation rapide.

Figure 17. Tableau concernant la couche émail des disques multicouches UTML, avec un programme de sintérisation rapide

Figure 18. Tableau concernant les couches émail et dentine des disques multicouches UTML avec sintérisation classique.

Figure 19. Tableau concernant les couches émail et dentine des disques multicouches UTML avec sintérisation rapide.

Figure 20. Tableau concernant les couches émail et dentines des disques multicouches STML.

Figure 21. Photographies du profil de rupture des échantillons n°2 et n°10.

Figure 22. Photographies du profil de rupture des échantillons n°25 et n°29.

Figure 23. Schéma de la contrainte de traction/compression σ_{yy} .

Figure 24. Schéma de la contrainte de traction/compression σ_{xx} .

Figure 25. Schéma de la contrainte de traction/compression σ_{zz} .

Figure 26. Schéma de la contrainte de traction/compression σ_{xy} .

Figure 27. Schéma de la contrainte de traction/ compression σ_{xz} .

Figure 28. Schéma de la contrainte de traction/compression σ_{yz} .

Figure 29. Schéma notifiant une entaille sur l'échantillon.

Figure 30. Schéma de la contrainte de traction/compression σ_{yy} .

Figure 31. Contrainte de traction/compression σ_{xx} .

Figure 32. Contrainte de traction/compression σ_{zz} .

Figure 33. Résistance à la flexion selon le type de zircone.

Figure 34. Section transversale minimale des attachements.

Figure 35. Contre-indication des préparations dentaires.

Figure 36. Épaisseur minimale de la zircone.

VIII. ANNEXES

1. Détermination des paramètres théoriques

Après avoir réalisé les tests, un tableau de valeur est directement rapporté via le logiciel *Wincorn*. Nous récupérons les résultats pour les traiter sous forme de tableaux *Excel*. Nous avons comme valeurs inscrites : le couple maximal, l'allongement (mm), la force (newton) et le temps (seconde).

Avec les données précédentes, nous pouvons donc calculer les angles de déformations, les déformations maximales et les contraintes maximales dans le tenon.

L'ensemble des données est corrigé pour prendre en considération la compliance du banc d'essai. En effet, nous devons calibrer les valeurs pour tenir compte de la rigidité du banc expérimental, qui influe sur l'angle de déformation et par la même occasion la déformation.

Celle-ci est calculée à l'aide d'un fil en acier : le même protocole (de collage et de test) est pris en compte.

Les formules utilisées :

- L'angle de déformation non corrigé :

$$\theta_1 = \frac{\text{allongement}}{R}$$

où R est le rayon de la poulie (42,5mm).

- Le couple :

$$M = F \times R \times 0,001$$

où F est la force et R est le rayon de la poulie (mm). Le rayon de la poulie mesure 42,5mm. Nous multiplions par 0,001 pour avoir comme unité des Nm.

- La déformation non corrigée :

$$\varepsilon = \frac{r \times \theta_1}{\ell}$$

où r correspond au rayon du tenon (soit 1,5mm) et ℓ à la longueur du tenon (mm).

On détermine la compliance du banc d'essai pour pouvoir calibrer les prochaines valeurs. La compliance de notre banc d'essai est égale à 3,50781E-05.

Puis nous calculons :

- L'angle de déformation corrigé :

$$\theta_2 = \theta_1 - M \times \text{Comp}$$

- La déformation corrigée:

$$\varepsilon = \frac{r \times \theta_2}{\ell}$$

où r est le rayon du tenon (mm) et ℓ est la longueur du tenon (mm).

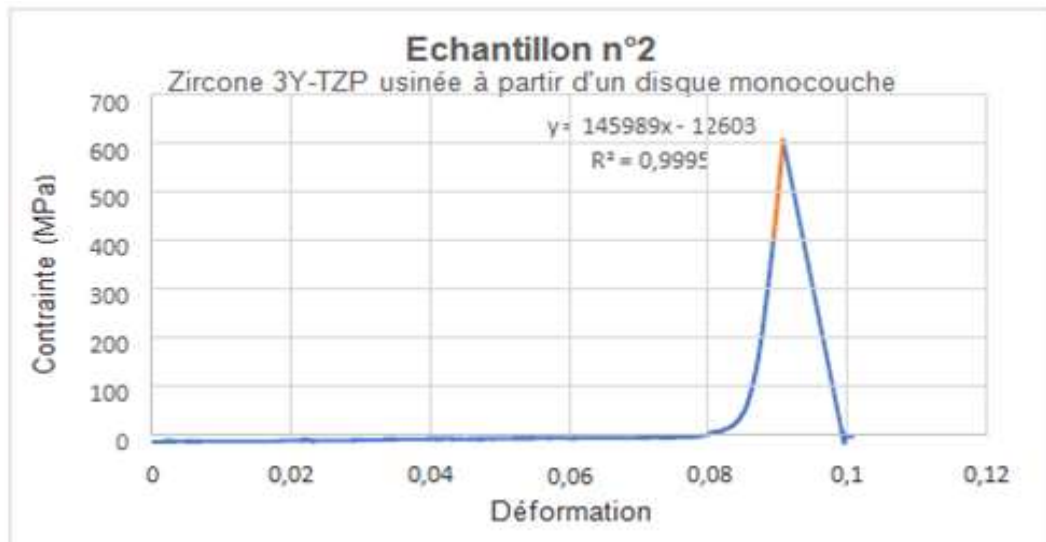
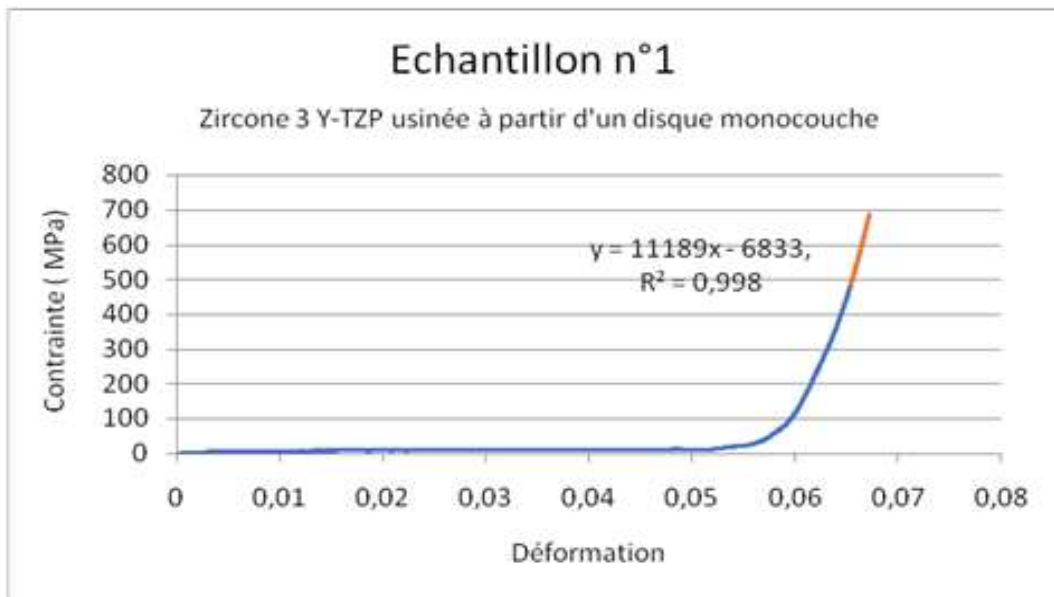
- La contrainte:

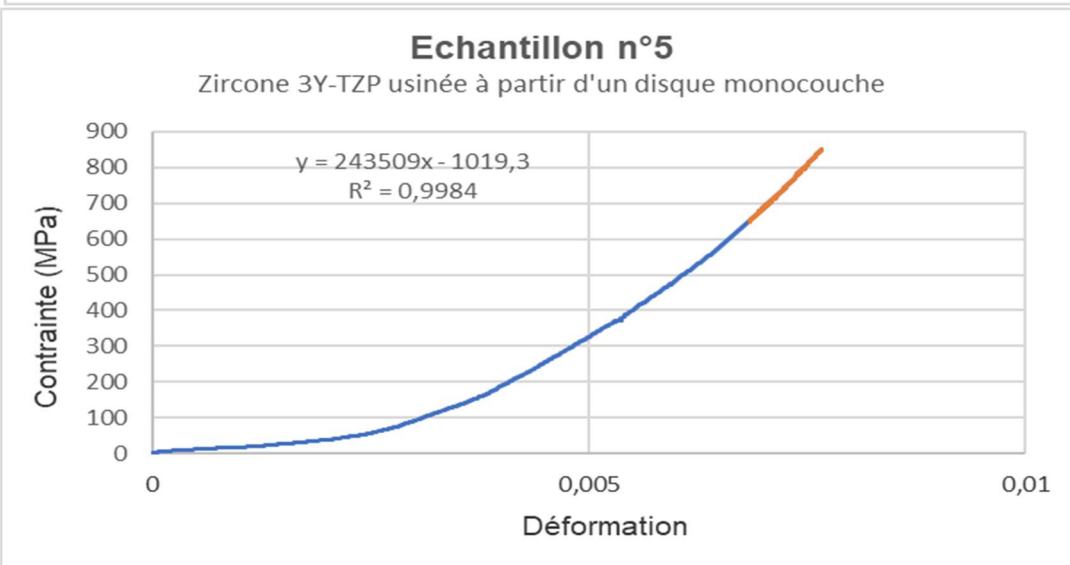
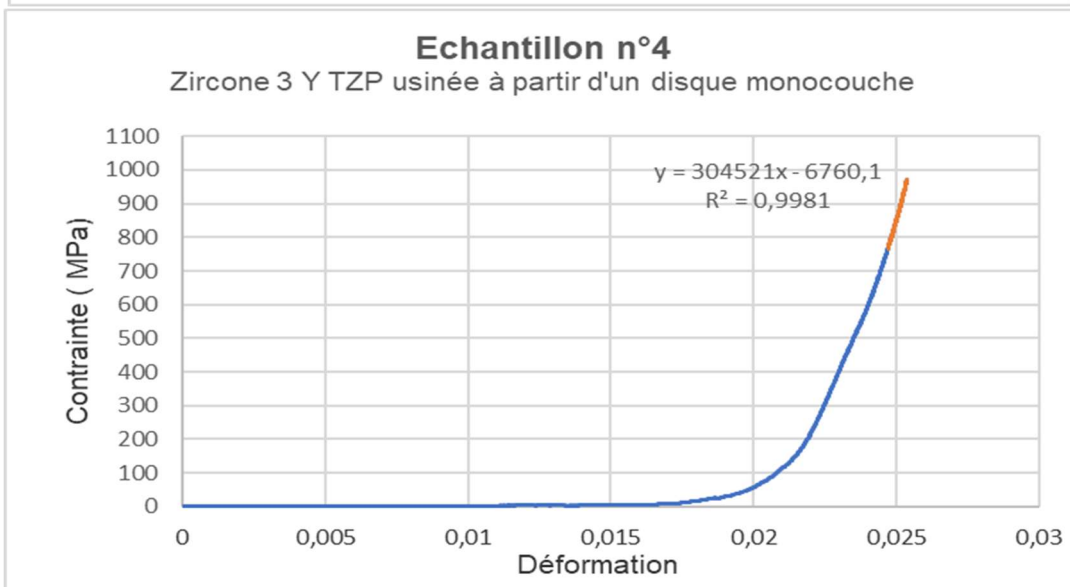
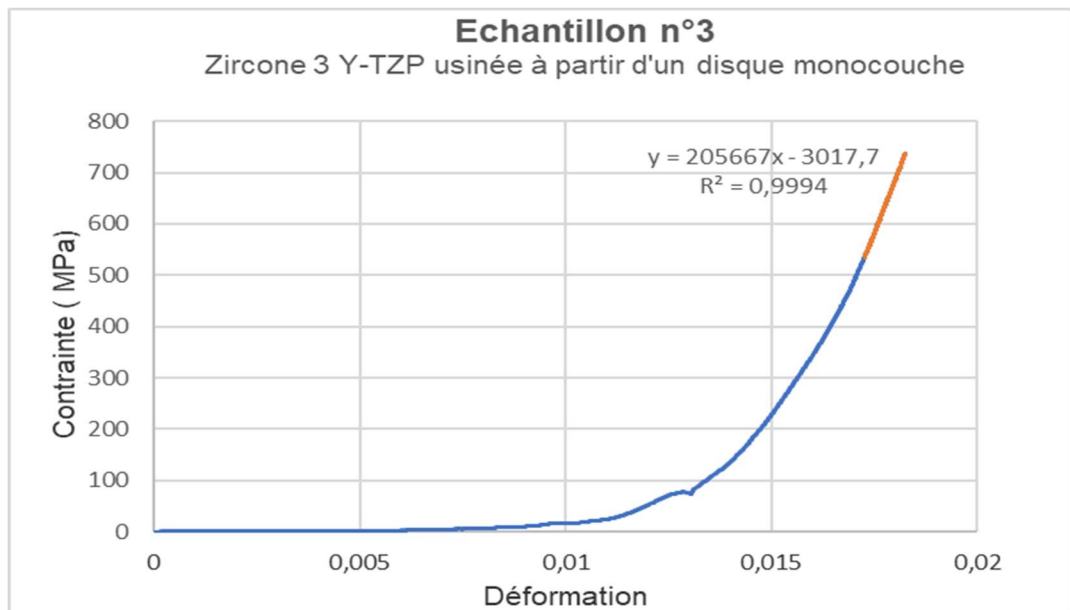
$$\sigma = \frac{4 \times M \times 1000}{\pi r^3}$$

où M est le couple (Nm), et r le rayon du tenon (mm). On multiplie par 1000 pour avoir des Nmm.

- La contrainte maximale

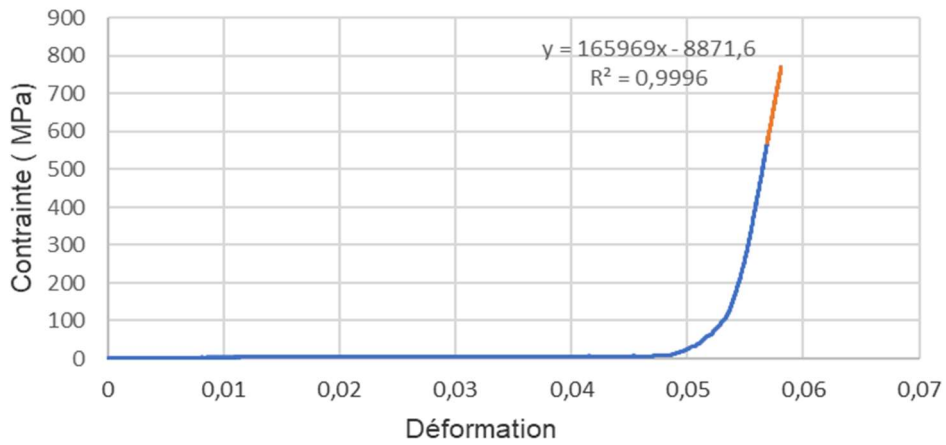
2. Graphiques





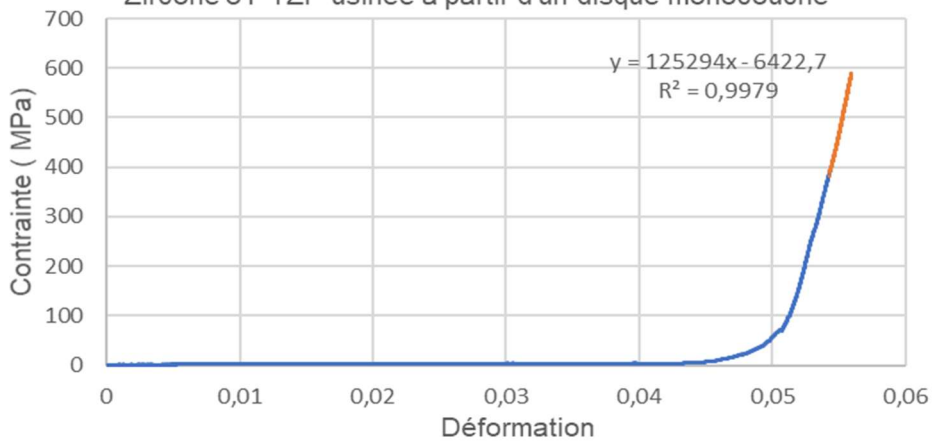
Echantillon n°6

Zircone 3Y-TZP usinée à partir d'un disque monocouche



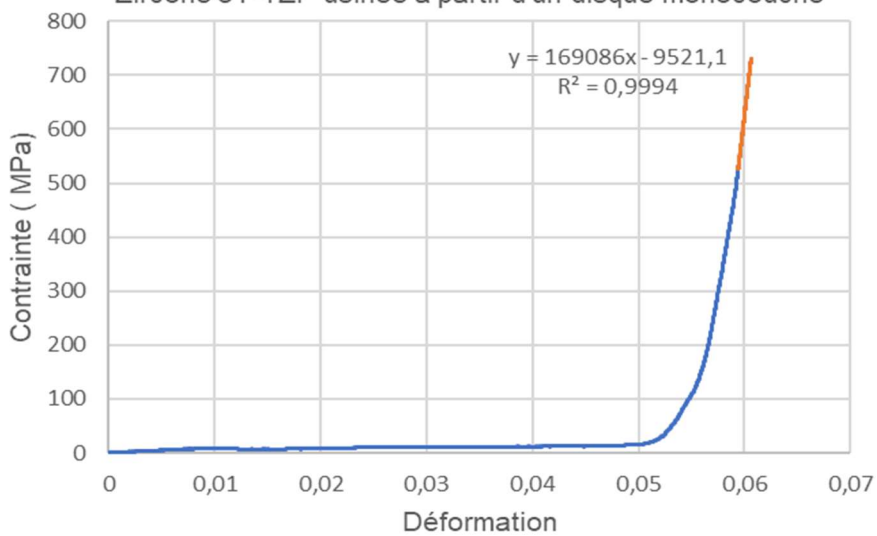
Echantillon n° 7

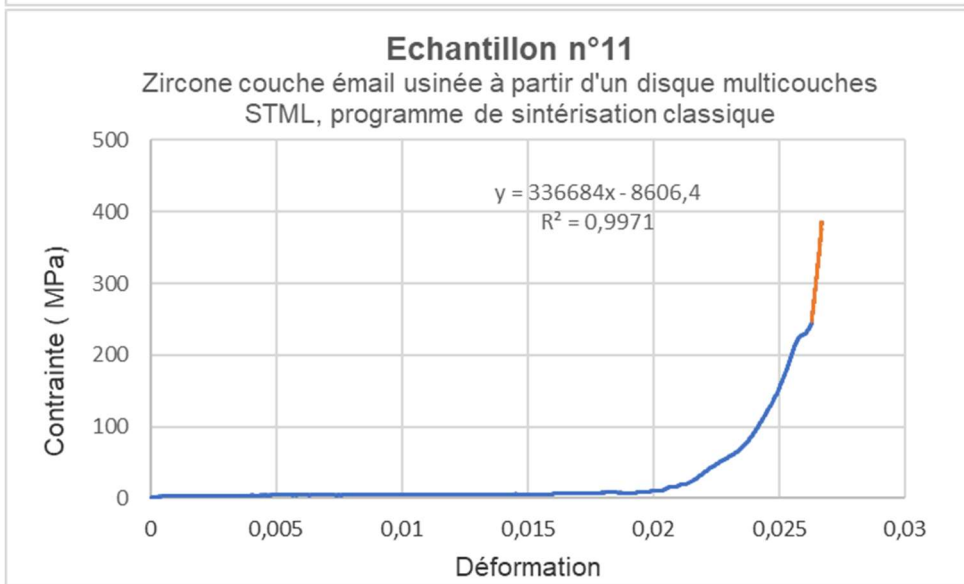
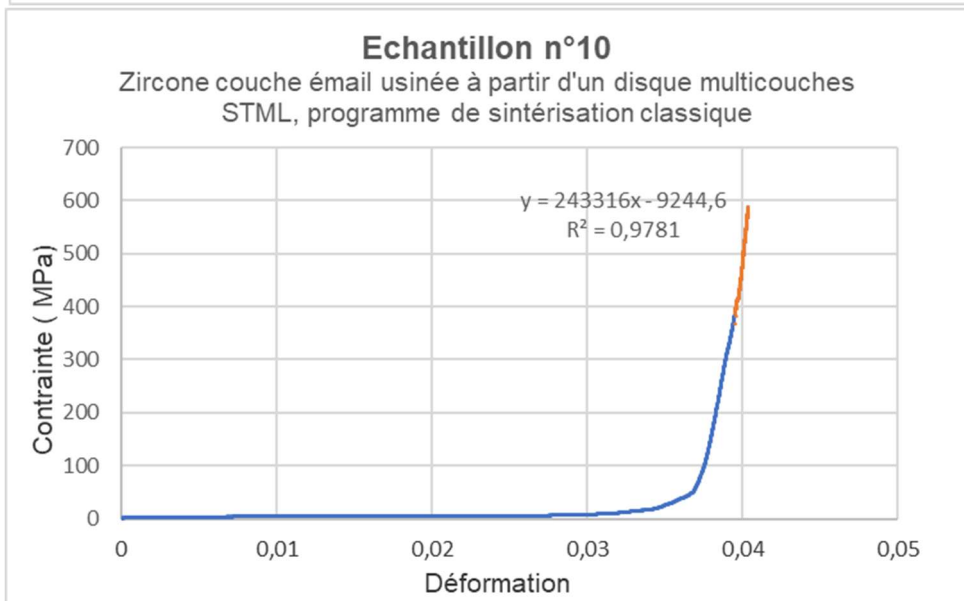
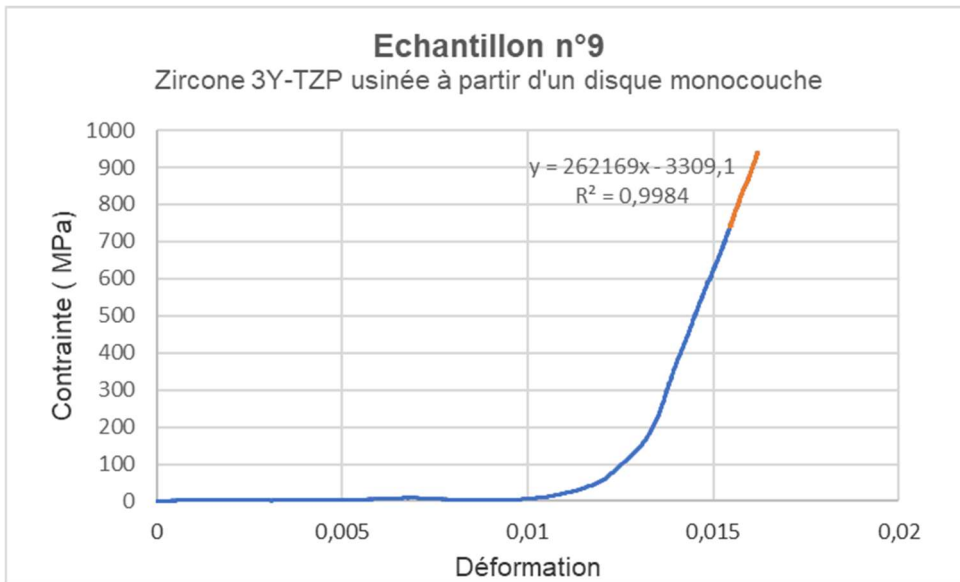
Zircone 3Y-TZP usinée à partir d'un disque monocouche

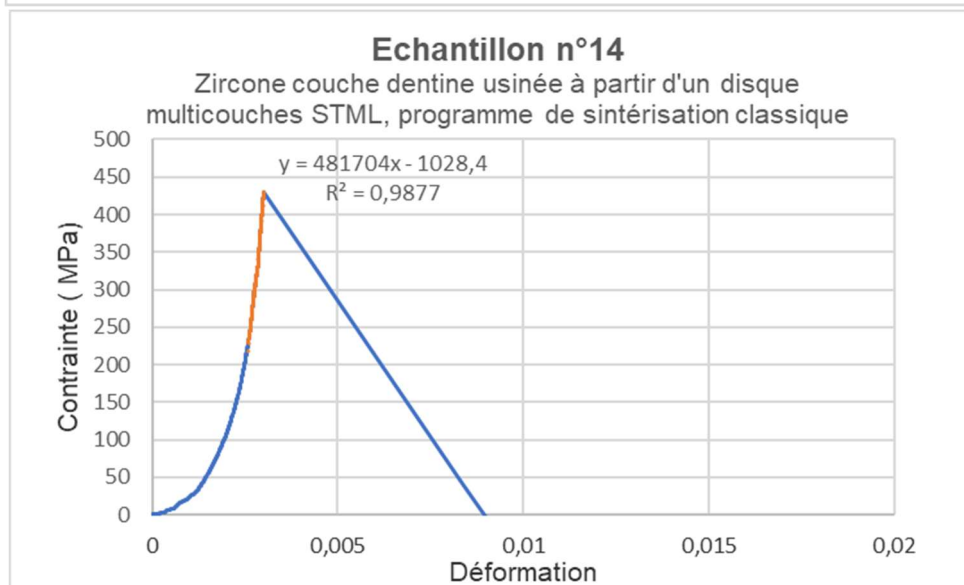
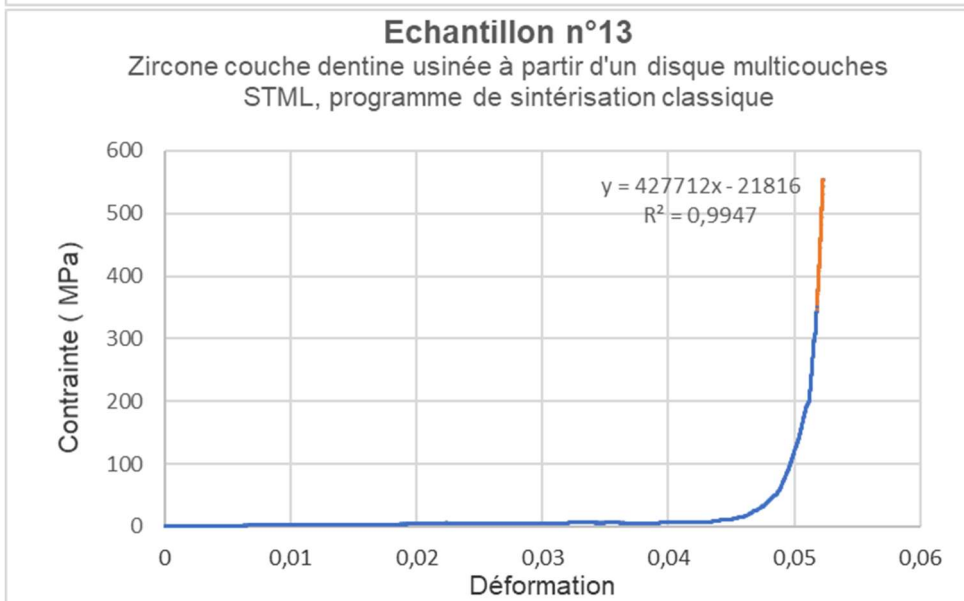
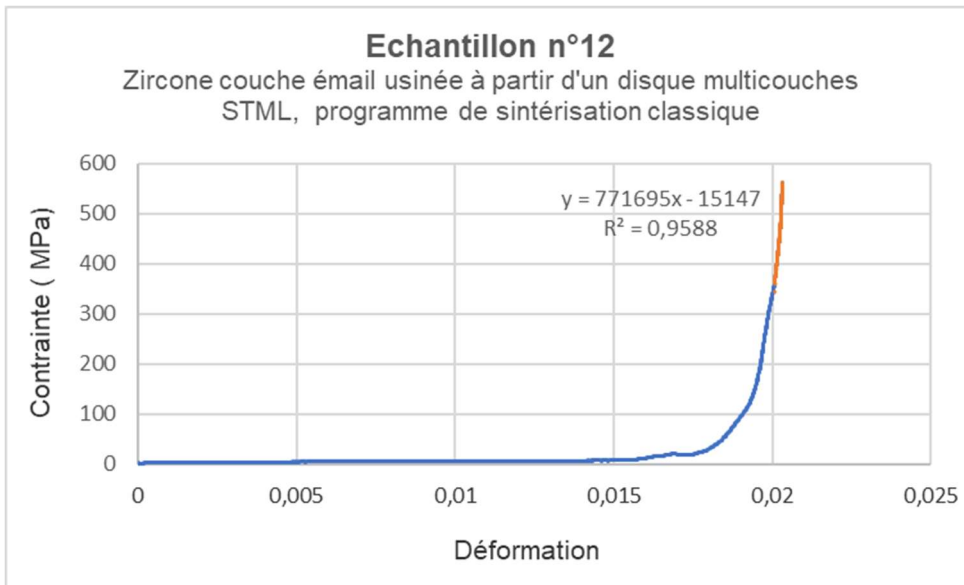


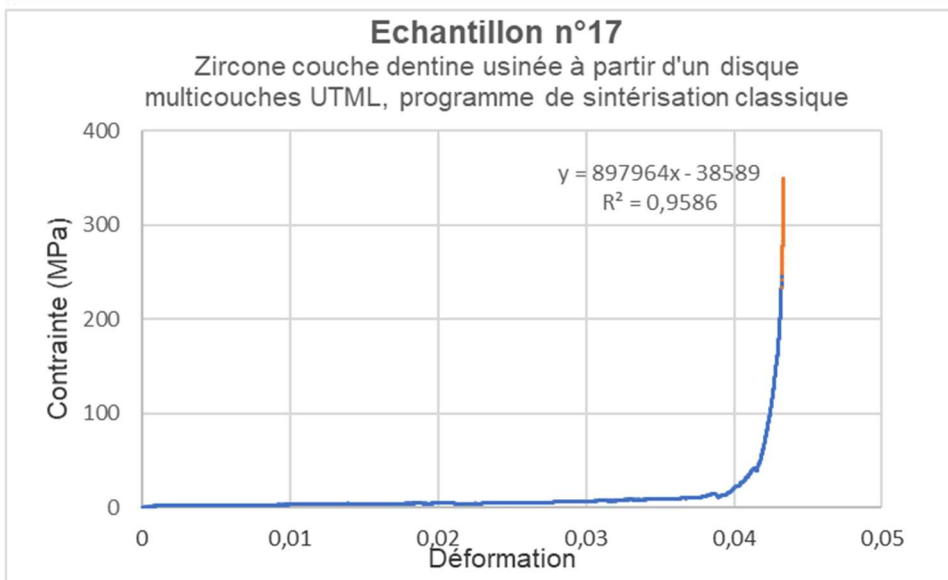
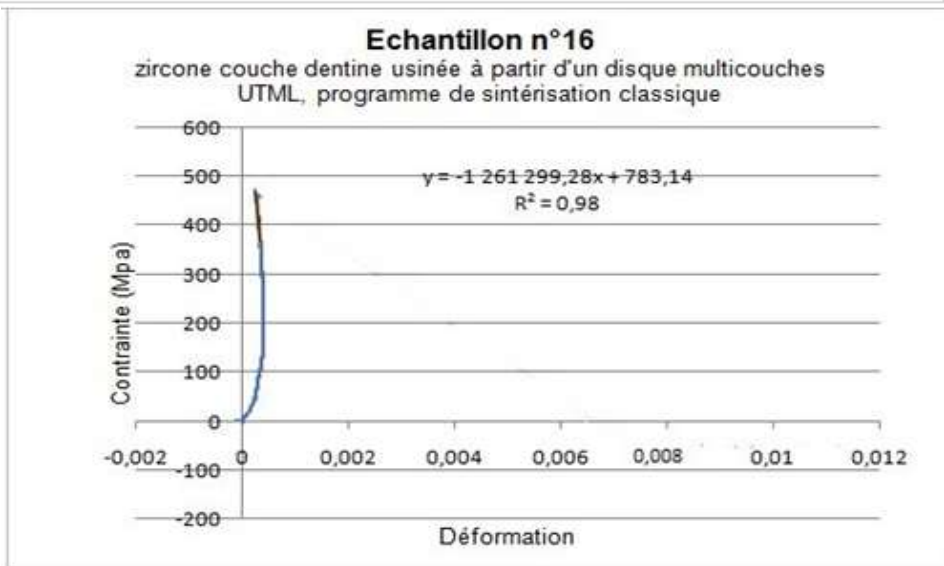
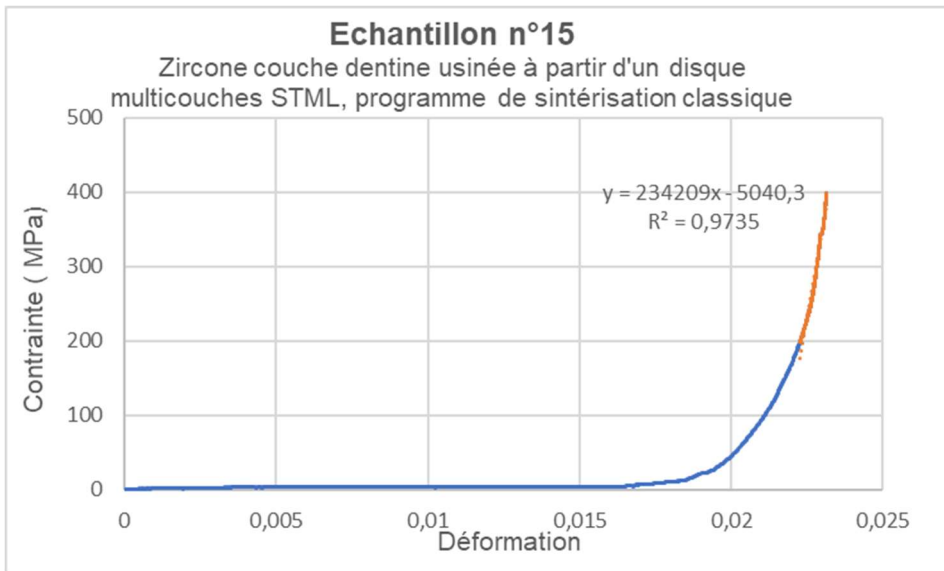
Echantillon n°8

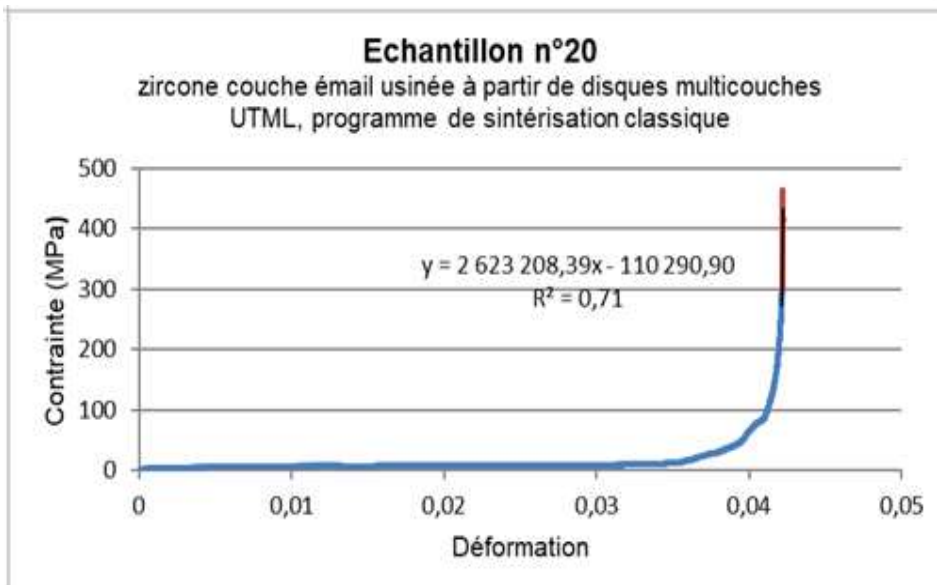
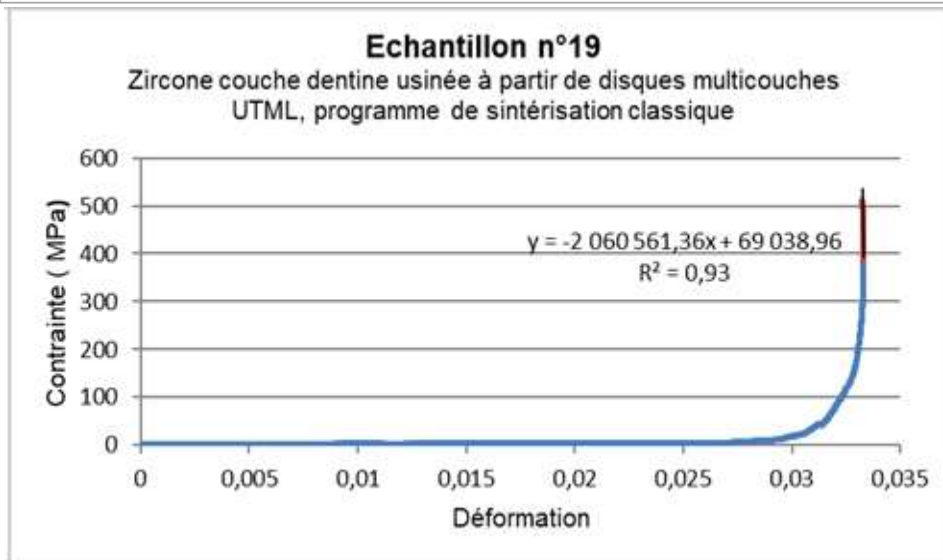
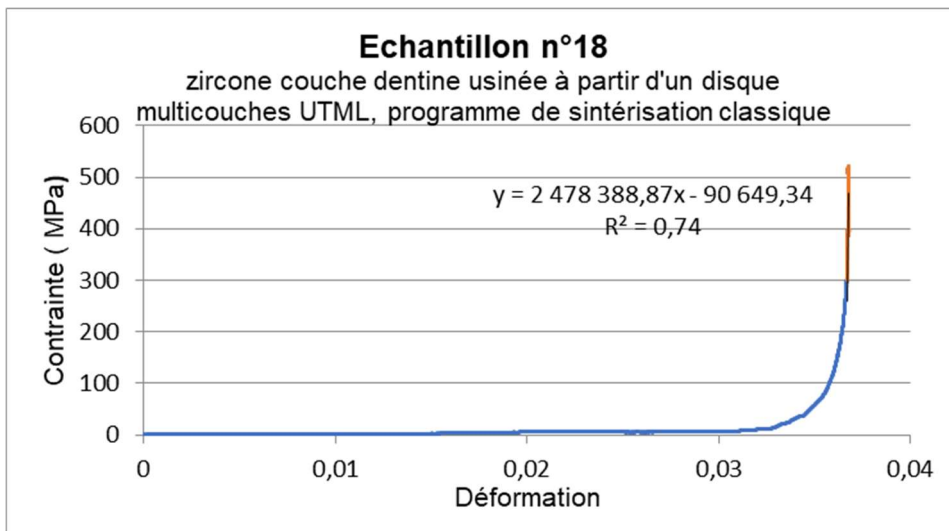
Zircone 3Y-TZP usinée à partir d'un disque monocouche

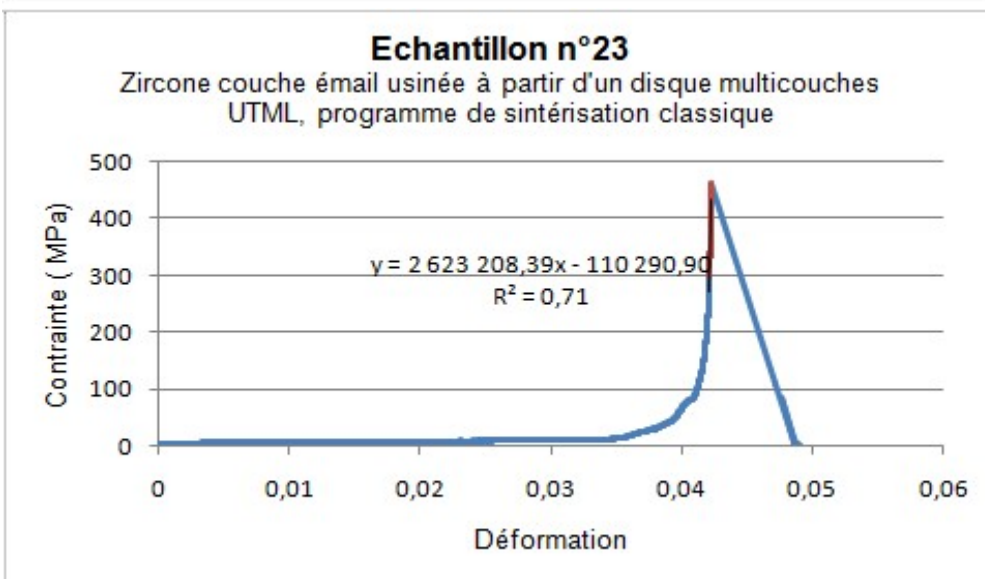
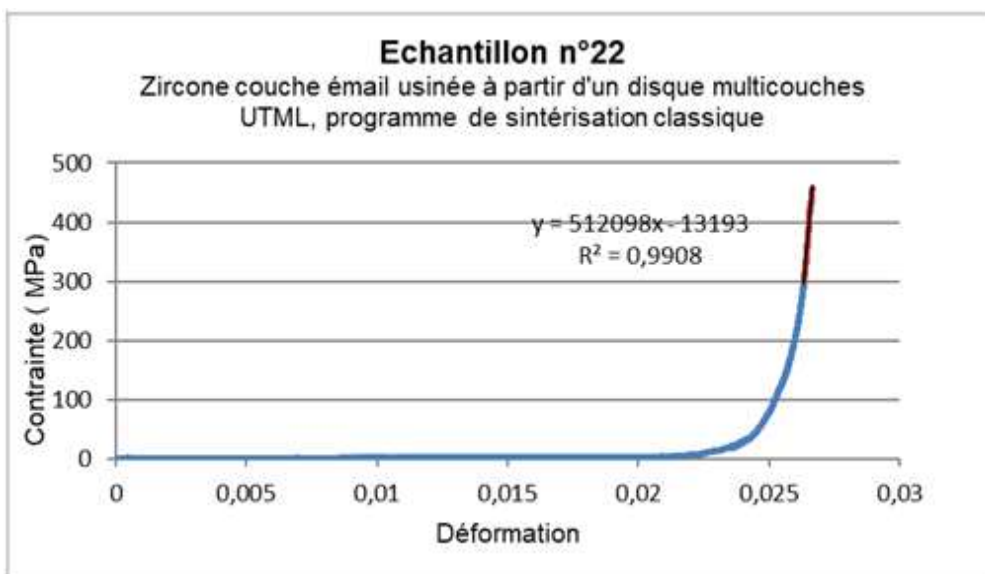
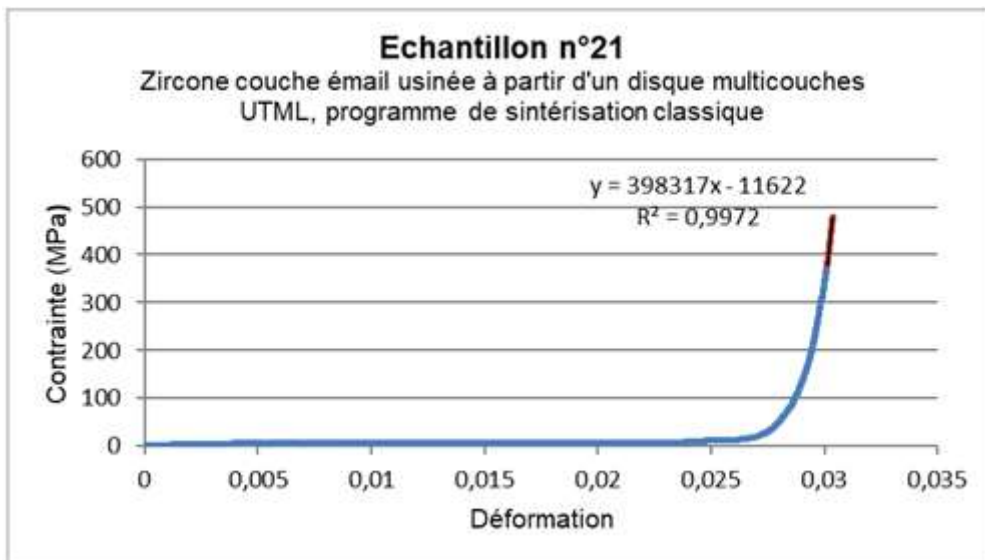


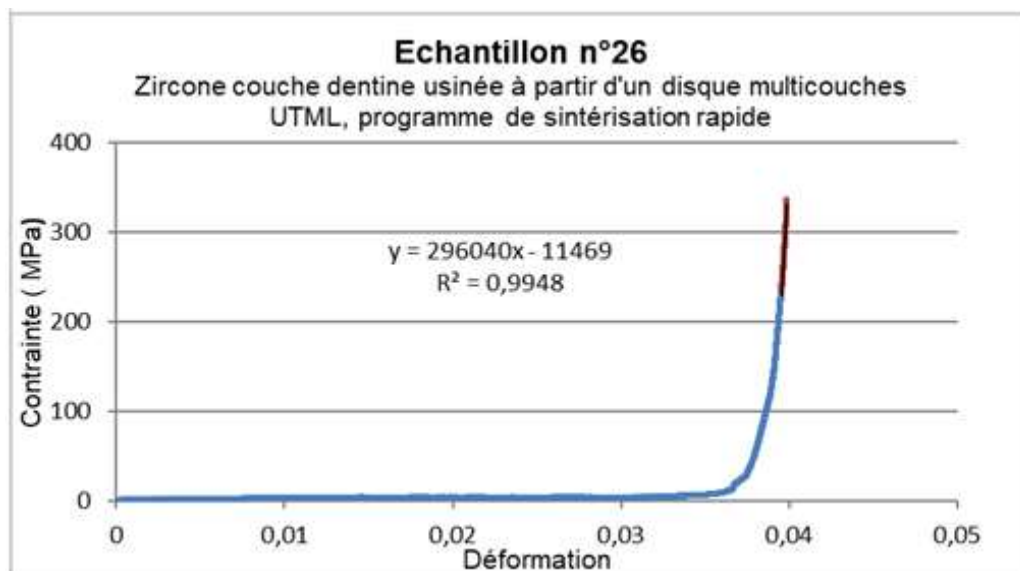
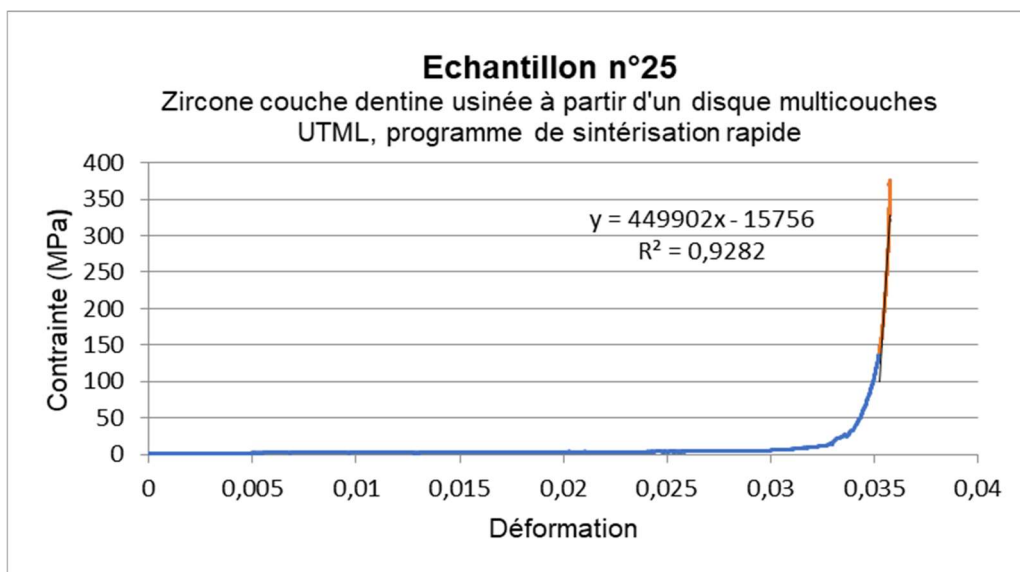
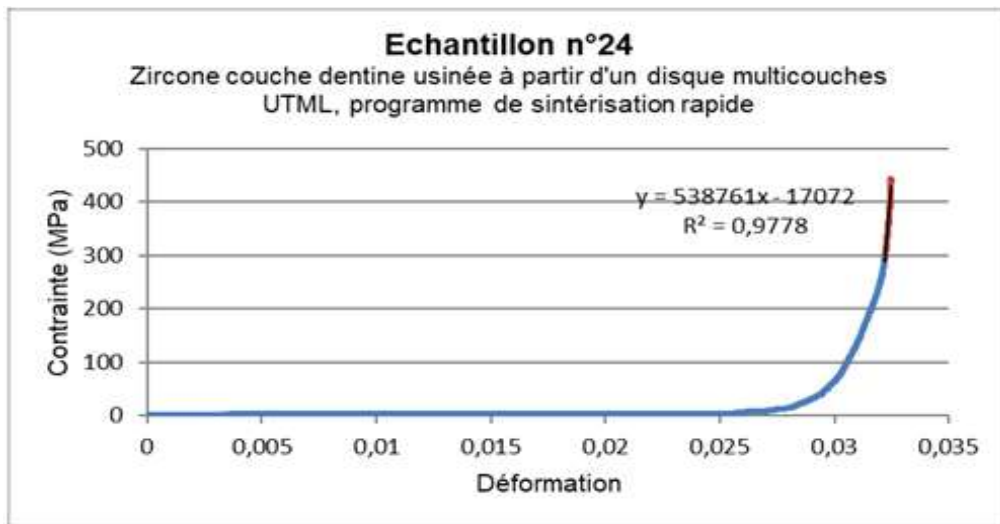


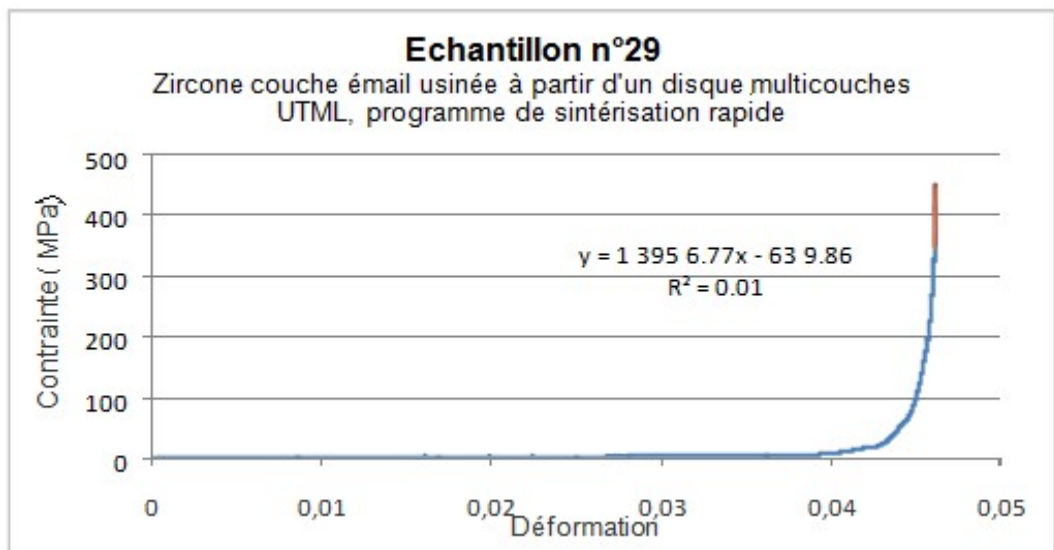
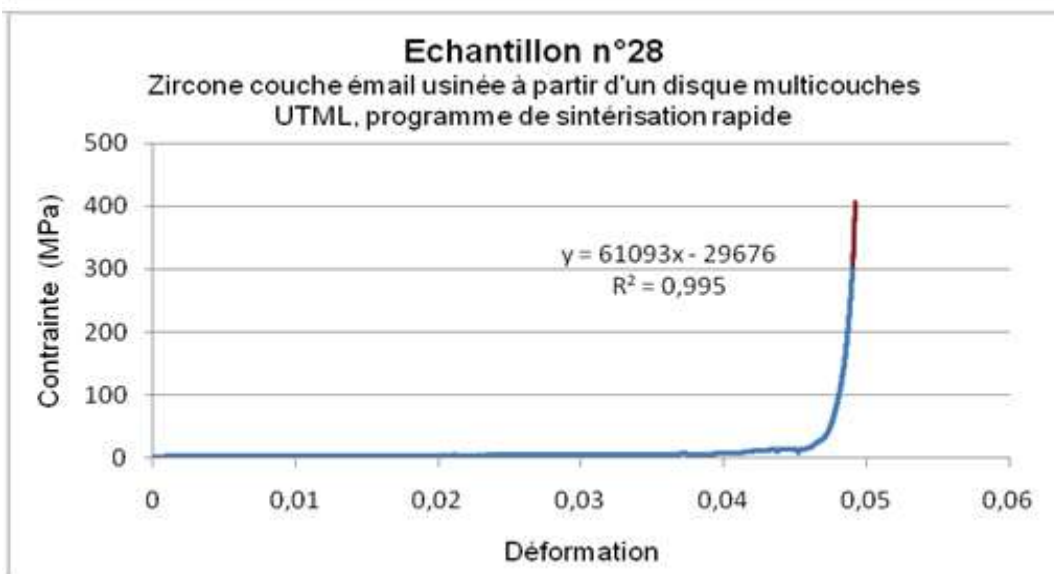
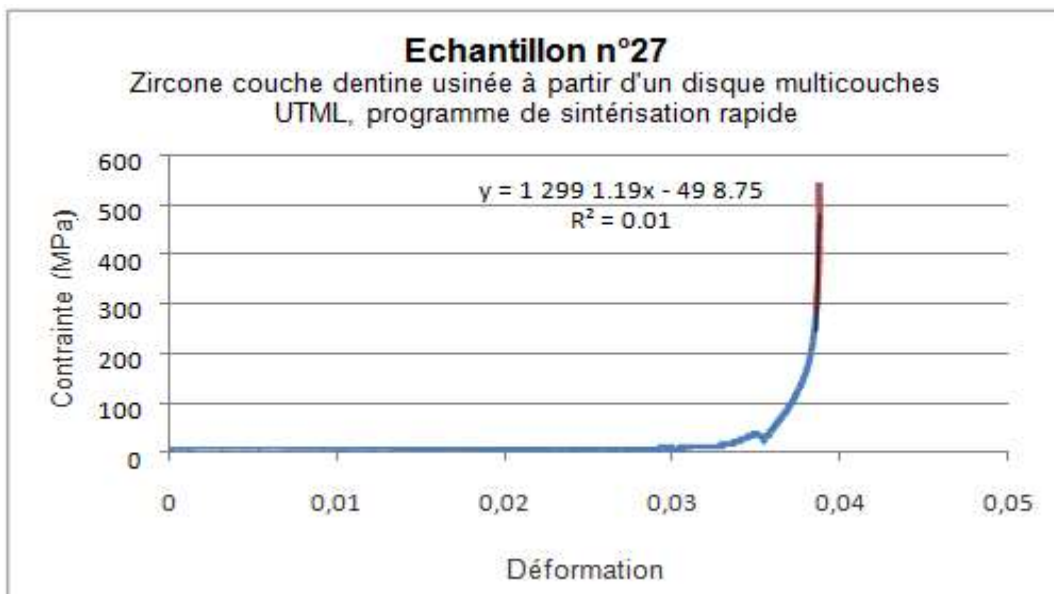


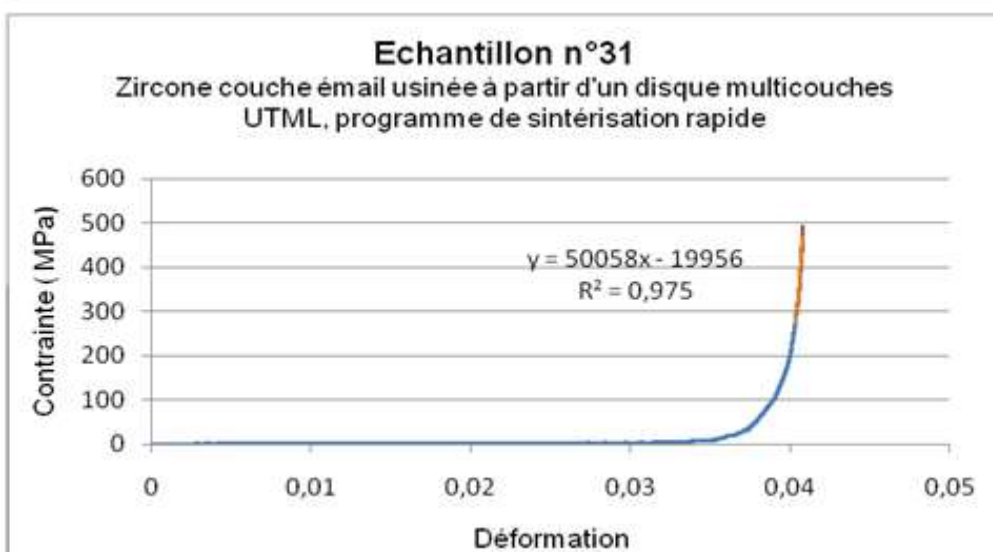
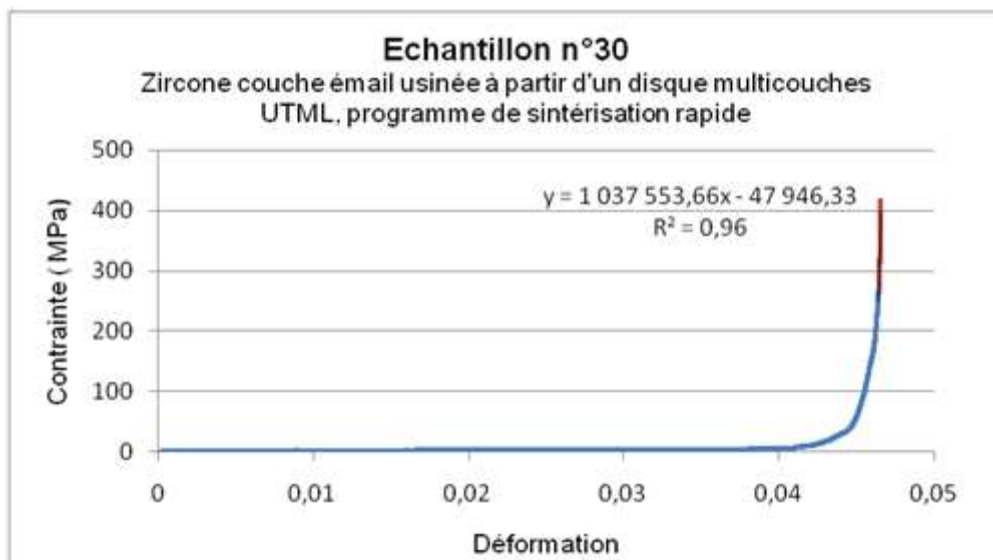












Serment d'Hippocrate modifié et actualisé pour les Médecins dentistes

Au moment d'être admis à exercer une profession médicale, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de préserver, de promouvoir ou de rétablir la santé dans toutes ses dimensions, physique et mentale, personnelle et sociale.

Pour cela, je travaillerai en partenariat respectueux avec mes confrères et avec toutes les autres professions qui partagent les mêmes objectifs.

J'aiderai les autorités sanitaires dans leurs efforts pour préserver et améliorer la santé de la population.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, d'ethnie, de classe sociale ou de revenus viennent s'interposer entre mes patients et moi.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera.

J'aurai comme objectif de prodiguer à mes patients les soins reconnus comme les plus efficaces par les sciences médicales du moment.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ces missions.

Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences et je considérerai comme un devoir absolu de perfectionner sans cesse celles-ci.

Je respecterai toutes les personnes, et leur autonomie.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je tiendrai compte de leurs choix et de leurs préférences pour leur procurer la qualité de vie la meilleure. Je ne ferai rien pour forcer leur conscience.

Je garderai à mes maîtres le respect et la reconnaissance qui leur sont dus.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé si j'y manque.

**MASCART Clémence -ROCQUES Audrey - Optimisation de l'usage de la zircone au centre de soin du
CHU de Rennes.**

(29 feuillets paginés) , 36 illustrations, 30 cm.- Thèse : Odontologie ; Rennes 1; 2021 ; N° 42.2020.

Résumé français

Introduction : La zircone, céramique polycristalline, connaît un essor constant ces dernières décennies, en raison notamment de ses propriétés mécaniques remarquables et de sa biocompatibilité. L'objectif de cette thèse est de comparer les résistances à la flexion des zircones usinées au centre de soins dentaires du CHU de Rennes.

Matériel et méthode : 31 barres cylindriques de zircone ont été usinées à partir de disques monocouches et multicouches UTML et STML fournis par l'industriel Katana Zirconia®. Les tests de déformation en flexion circulaire ont été menés à l'IUT de génie mécanique de Rennes 1. Une modélisation par éléments finis a été réalisée.

Résultats : Il existe une différence significative de résistance à la flexion entre la zircone 3Y-TZP issue des disques monocouches et les zircones issues des disques multicouches UTML et STML. Ces dernières présentent des résistances à la flexion semblable. On n'obtient pas de différence significative entre les deux programmes de sinterisation. Deux faciès de fractures ont été observés. Discussion : On peut s'interroger quant à la composition des différentes couches constituant les disques UTML et STML. L'obtention de fractures longitudinales et perpendiculaires des barres cylindriques est expliquée par la modélisation par éléments finis.

Conclusion : La zircone 3Y-TZP issue de disques monocouches présente des propriétés mécaniques supérieures aux zircones issues de disques multicouches UTML et STML. La sinterisation rapide n'affecte pas les propriétés mécaniques de la zircone issue des disques UTML.

Rubrique de classement:	Prothèse, essais mécaniques
Mots-clés :	zircone ; résistance à la flexion
Mots-clés anglais MeSH:	Zirconia oxyde flexion

Jury Président Monsieur le professeur Guy CATHELINÉAU

Assesseurs Monsieur le Docteur Yann-Loïg TURPIN
Monsieur le Docteur Brice CHAUVEL
Madame la Docteur Sophie BINET