



HAL
open science

Étude bibliographique de la caractérisation de la fatigue des matériaux de restauration

Bryan Knafo

► **To cite this version:**

Bryan Knafo. Étude bibliographique de la caractérisation de la fatigue des matériaux de restauration. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03406853

HAL Id: dumas-03406853

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03406853v1>

Submitted on 28 Oct 2021

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License

UNIVERSITÉ DE PARIS

FACULTÉ DE SANTÉ

UFR D'ODONTOLOGIE
5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2020

N°

THÈSE pour le DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 04 mars 2020

par **Bryan KNAFO**

**ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA CARACTERISATION DE LA FATIGUE
DES MATERIAUX DE RESTAURATION**

Dirigée par M. le Docteur Jean-François NGUYEN

JURY

M. le Professeur Vianney DESCROIX

Président

Mme la Docteure Vanessa BAAROUN

Assesseur

Mme la Docteure Julia BOSCO

Assesseur

M. le Docteur Philippe GATEAU

Assesseur

Mme la Docteure Marjorie ZANINI

Assesseur

UNIVERSITÉ DE PARIS

Présidente de l'Université : Mme la Professeure Christine CLERICI

Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie Garancière : Mme la Professeure Ariane BERDAL

Directrice Générale des Services : Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Vianney DESCROIX	Président
Mme la Docteure Vanessa BAAROUN	Assesseur
Mme la Docteure Julia BOSCO	Assesseur
M. le Docteur Philippe GATEAU	Assesseur
Mme la Docteure Marjorie ZANINI	Assesseur

M. le Professeur Vianney DESCROIX

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Pharmacie
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites d'accepter la présidence de mon jury de thèse et je suis reconnaissant de l'attention que vous y avez portée.
Je vous prie de trouver ici toute ma considération.*

Mme la Docteure Vanessa BAAROUN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Mme la Docteure Julia BOSCO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Philippe GATEAU

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Jean-François NGUYEN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur et le plaisir de diriger ma thèse d'exercice. Je vous remercie pour la confiance que vous m'avez accordé, et je vous témoigne toute ma gratitude pour votre précieuse aide, votre bienveillance et votre disponibilité.

Mme la Docteure Marjorie ZANINI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Table des matières

1	<i>INTRODUCTION</i>	2
1.1	Propriétés d'un matériau	2
1.2	Différents modes de rupture	3
1.3	Intérêt de l'évaluation de la fatigue	5
2	<i>Causes et conséquences de la fatigue</i>	6
2.1	Définition et mécanisme de rupture par fatigue	6
2.2	Faciès de rupture par fatigue	9
2.3	Facteurs influençant la fatigue.....	10
3	<i>Évaluation in vitro de la fatigue</i>	11
3.1	Évaluation sous contrainte statique	11
3.2	Évaluation sous contrainte dynamique	12
3.3	Évaluation sous contrainte cyclique	13
3.3.1	Courbe S-N (de Wöhler)	13
3.3.2	Approches statistiques.....	15
4	<i>Analyse critique de la littérature en odontologie</i>	19
4.1	Objectif de la revue de littérature.....	19
4.2	Stratégie de recherche bibliographique.....	19
4.3	Diagramme de recherche.....	20
4.4	Résultats	34
4.4.1	Type de contrainte.....	34
4.4.2	Intensité de la contrainte	34
4.4.3	Nombre de cycles et fréquence	35
4.4.4	Température.....	35
4.4.5	Milieu	36
4.4.6	Design de l'échantillon	36
4.4.7	Type d'indenteur	37
4.4.8	Synthèse des résultats comparant céramiques et composites	38
5	<i>Discussion</i>	41
5.1	Type de contrainte : mode d'application, intensité et fréquence	41
5.2	Température et milieu utilisés	42
5.3	Dispositif utilisé lors des tests de fatigue.....	43
6	<i>Conclusion</i>	44
7	<i>Bibliographie</i>	45
8	<i>Table des illustrations</i>	48
9	<i>Index des tableaux</i>	49

1. INTRODUCTION

1.1. Propriétés d'un matériau

En odontologie prothétique ou restauratrice, une grande variété de matériaux de restauration est utilisée afin de reconstituer l'organe dentaire lorsque celui-ci est délabré. Dans le milieu buccal, ces matériaux sont soumis à des contraintes mécaniques lors de la mastication, de la déglutition ou majorées (bruxisme).

AU XVII^{ème} siècle, Robert Hooke déclare qu'un matériau à l'état solide ne résiste à une force appliquée qu'en se déformant sous l'action de cette force, introduisant ainsi les notions de contrainte et de déformation qui seront ensuite théorisées par Augustin Cauchy en 1822. Quand on applique une force extérieure sur un corps, des contraintes s'établissent par réaction à l'intérieur de celui, qui aboutissent à la création de déformations. L'application d'une contrainte entraîne diverses déformations en fonction de son intensité (Fig 1) :

- déformation élastique lorsque la contrainte est de faible amplitude : le matériau se déforme proportionnellement à la contrainte appliquée, puis reprend sa forme initiale une fois que la sollicitation cesse (Loi de Hooke) ;
- déformation plastique lorsque la contrainte augmente, et dépasse un certain seuil. Une déformation résiduelle persiste après arrêt de la sollicitation ;
- rupture lorsque la contrainte dépasse la résistance intrinsèque du matériau.

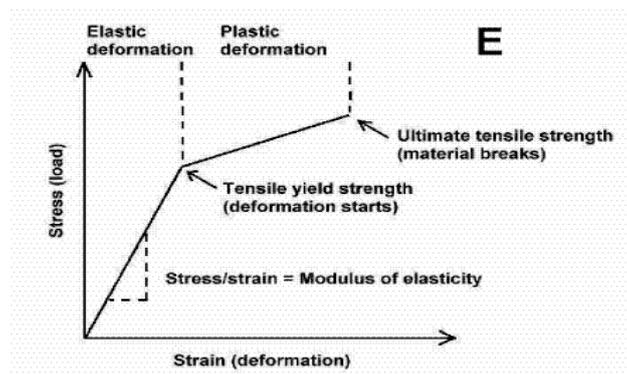


Figure 1: courbe contrainte – déformation

Selon les propriétés intrinsèques d'un matériau, ces différents domaines seront plus ou moins étendus, voire nuls.

Afin de pouvoir utiliser un matériau en clinique, il convient d'étudier les conditions de déformation et de rupture de celui-ci.

A l'aide de la courbe contrainte – déformation, différents paramètres sont remarquables (A. Le Menn 1990) :

- domaine élastique de la courbe dans lequel la déformation du matériau est réversible ;
- domaine plastique pour un matériau ductile qui présente la capacité à se déformer de façon permanente avant de se rompre. Un matériau peu ductile est dit fragile ;
- module d'élasticité E (ou module de Young) donné par la pente de la courbe dans le domaine élastique, décrivant la rigidité, autrement dit la capacité d'un corps à s'opposer à des déformations lorsqu'il est soumis à une sollicitation mécanique ;
- limite d'élasticité : intensité seuil au-delà de laquelle la déformation devient plastique ;
- résistance à la traction (ou « Ultimate Tensile Stress ») : contrainte maximale atteinte avant rupture lors d'un essai en traction ou résistance à la flexion (« flexural strength ») pour un essai en flexion ;
- énergie maximale à la fracture : définit comme la quantité d'énergie absorbée à la rupture par un matériau ;
- ténacité : capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure.

1.2. Différents modes de rupture

Les deux principales causes d'échec après restauration prothétique d'une dent sont les lésions carieuses secondaires et les fractures du matériau de restauration (Mjör et al. 2000).

Restaurer des dents ainsi atteintes a un coût biologique et mécanique élevé, car davantage de tissu dentaire doit être préparé. Le taux de succès d'une nouvelle restauration et le taux de survie de la dent à long terme en sont d'autant diminués. Il est donc primordial d'étudier comment prévenir les fractures de nos restaurations.

La rupture d'un matériau correspond à sa séparation en une ou plusieurs parties, et est due à la propagation d'une fissure en son sein. Cette fissure peut être initiée par une ou plusieurs des contraintes suivantes (Campbell 2012) :

- mode 1 : contrainte perpendiculaire au plan de la fissure ;

- mode 2 : contrainte de cisaillement parallèle au plan de fissure et perpendiculaire au front de fissure ;
- mode 3 : contrainte de cisaillement parallèle au plan de fissure et parallèle au front de fissure.

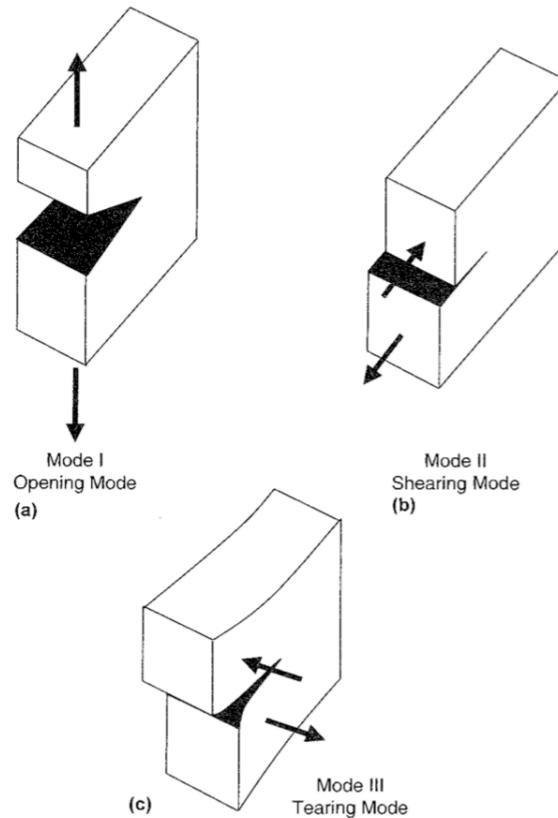


Figure 2: Modes de propagation d'une fissure, Source Campbell, edited by F.C. (2012). Fatigue and fracture : understanding the basics. Materials Park, Ohio: ASM International.

Lorsque l'intensité de la contrainte appliquée dépasse la ténacité dite K_c (et K_{Ic} lorsque la fracture se fait selon le mode I), une fissure se propage de manière très rapide, et la fracture se produit brutalement. C'est ce qu'on appelle une rupture par **fissuration rapide**.

A l'inverse, lorsque le matériau est soumis à une contrainte répétée, bien inférieure à K_c , une fissure se propage lentement, aboutissant à terme à une rupture dite par **fissuration progressive**, ou rupture par fatigue (Ashby et Jones 2012). Ce phénomène de progression de fissure est dit « sub-critical crack growth » (SCG) en anglais (Sadananda et al. 2019).

1.3. Intérêt de l'évaluation de la fatigue

Une revue systématique de la littérature de Abduo & coll montre que le taux de survie à moyen terme (2-5 ans) pour des onlays en céramique est de 91-100 %, puis chute jusqu'à 71 % pour des études à plus long terme (supérieures à 5 ans) (Abduo et Sambrook 2018).

Par ailleurs, la plupart des tests de laboratoire visent à caractériser les propriétés mécaniques d'un matériau telles que le module d'élasticité ou la déformation avant rupture, en les soumettant à des contraintes extrêmes ne reproduisant pas les conditions réelles de fonction de nos restaurations. Or d'après Rekow & coll, ces propriétés sont présentées à tort comme des facteurs de prédiction du succès clinique des restaurations (Rekow et al. 2007). En effet, en bouche les contraintes sont bien inférieures à celles testées in vitro.

De plus, d'après Bayne & coll, la plupart des échecs prothétiques font suite à une rupture par fatigue de la restauration, phénomène n'intervenant généralement qu'après de nombreuses années de mise en fonction (Bayne 2012).

Ainsi pour Lohbauer & coll, la majorité des études cliniques n'étant réalisées que sur du moyen terme – ne tenant donc pas compte du phénomène de fatigue , les conclusions relatives au taux de survie sont à prendre avec précaution (Lohbauer et al. 2013).

L'étude de la fatigue n'est pas un sujet récent : dès la fin des années 1960, des auteurs comme Kelly et Miyairi ont mené des études sur ce sujet (Kelly 1969; Miyairi et Muramatsu 1969). Ce n'est toutefois que lors des deux dernières décennies que des études se sont multipliées.

2. Causes et conséquences de la fatigue

2.1. Définition et mécanisme de rupture par fatigue

Lorsqu'un matériau est soumis à des contraintes répétées et cycliques de faible amplitude, il peut se rompre. C'est ce phénomène que l'on appelle *fatigue* (Ashby et Jones 2012).

Comme vu précédemment, la rupture est due à la propagation plus ou moins rapide de fissures. Ces dernières correspondent à des défauts dans le matériau, et peuvent être créés avant la mise en fonction de la restauration : lors du processus de fabrication ou de sa manipulation ; ou secondairement aux forces masticatoires (Denry 2013).

D'après la loi de Griffith, la résistance à la fracture d'un matériau est inversement proportionnelle à la taille de la fissure la plus conséquente. C'est donc de cette dernière que dépend la survie d'une restauration (Bonfante et Coelho 2016; Kelly et al. 2017).

En odontologie, les restaurations sont en contact avec la salive (et donc dans un environnement humide) impliquant un phénomène de corrosion participant à la propagation de fissures (Evans 1974; Danzer et al. 2008).

En effet, il se produit une attaque des liaisons atomiques de part et d'autre du front de la fissure via une hydrolyse des liaisons Silicium – Oxygène – Silicium par les molécules d'eau (H₂O) (fig 3). Ce phénomène se produit lentement, et s'accélère sous l'effet de contraintes d'intensité élevée (Zhang et al. 2013; Kelly et al. 2017). Par ailleurs, Takeshige & coll. ont montré que la résistance à la propagation d'une fissure diminue au cours du temps lorsqu'un échantillon de résine composite est placé en milieu aqueux, et que l'hydrolyse de la matrice participe à l'accélération de ce phénomène (Takeshige et al. 2007).

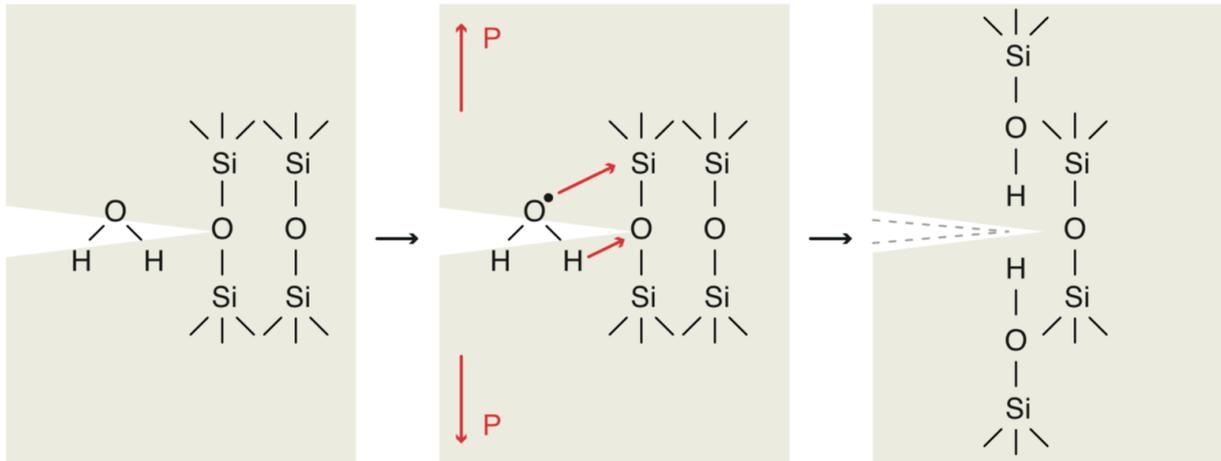


Figure 3: Influence de l'eau dans la propagation de fissure. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. *ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials.* nov 2017;33(11):1192-204

Nous avons donc vu qu'une fissure progresse sous l'application d'une force. Mais plus la fissure est grande, et plus elle s'étend rapidement ; ce phénomène étant favorisé par un environnement humide. Il existe donc une relation exponentielle entre la taille de la fissure dite « critique », le temps et la contrainte appliquée (fig 4).

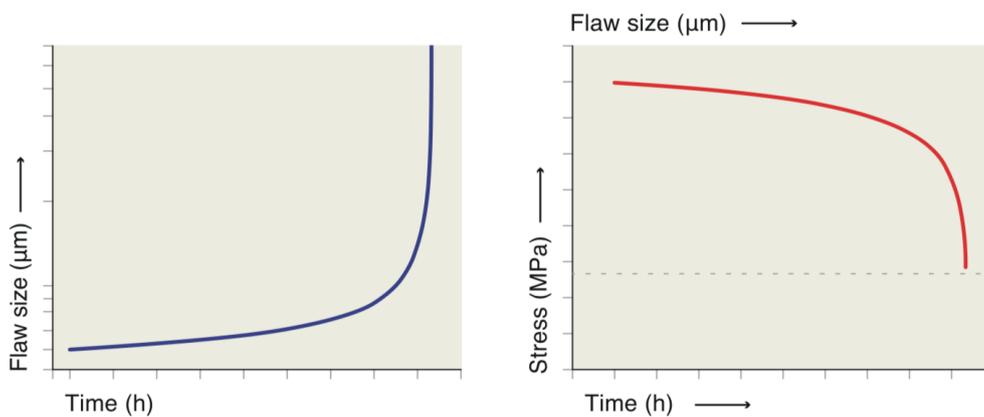


Figure 4 : Relation entre taille de la fissure, durée de fonction et contrainte appliquée. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. *ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials.* nov 2017;33(11):1192-204

Toutefois, il existe une valeur seuil (« threshold value » en anglais) dite K_{I0} en-dessous de laquelle, quel que soit le mode d'application de la contrainte (durée et fréquence), aucune fissure ne se développe au cours du temps.

La figure 5 montre la relation entre la vitesse v de propagation d'une fissure, et la valeur K de la contrainte appliquée. Il y a trois régions principales (Evans 1974):

1. région I : commençant à K_0 (correspondant à K_{I0}), où la fissure se propage proportionnellement à la contrainte selon la loi de Paris :

$$v = \frac{da}{dN} = C(\Delta K)^m$$

avec $\frac{da}{dN}$ le taux de croissance de la fissure pour un nombre N de cycles, et ΔK la variation de la contrainte appliquée (Paris et Erdogan 1963) ;

2. région II : un plateau où la vitesse v est constante ;
3. région III : v augmente rapidement, et K tend vers la valeur critique K_{Ic} où il y a fracture du matériau.

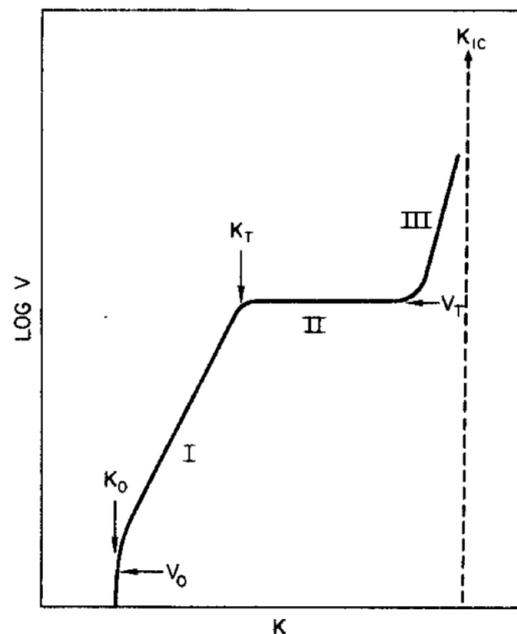


Figure 5: Représentation schématique d'une courbe $K-v$ classique. Source : Evans AG. *Slow crack growth in brittle materials under dynamic loading conditions. Int J Fract. 1 juin 1974;10(2):251-9.*

Le phénomène de SCG est donc fonction de la contrainte appliquée. Cette relation est donnée par l'équation suivante :

$$v = \frac{da}{dt} = A \cdot K_I^n$$

Avec n le coefficient de propagation sous-critique de fissure. Il est inversement proportionnel au risque de SCG, c'est-à-dire qu'un matériau avec une valeur élevée de n aura moins de chance qu'une fissure se propage.

A et n sont fonction du matériau, de la température et de l'environnement (Munz et Fett 2013).

2.2. Faciès de rupture par fatigue

Le mécanisme de rupture par fatigue présente trois stades distincts :

- premier stade : germination de fissures au sein du matériau ; celles-ci ne sont pas visibles macroscopiquement ;
- deuxième stade : une fissure atteint une taille critique et commence à se propager. Elle se développe à chaque cycle de contraintes, et si l'on observe le faciès de rupture au microscope électronique à balayage (MEB), des stries de fatigue sont visibles. Le développement de la fissure peut se faire selon l'un des trois modes énoncés précédemment, et préférentiellement perpendiculaire à la sollicitation occlusale (cf 1.2) ;
- troisième stade : fracture brutale de la restauration (fig 6).

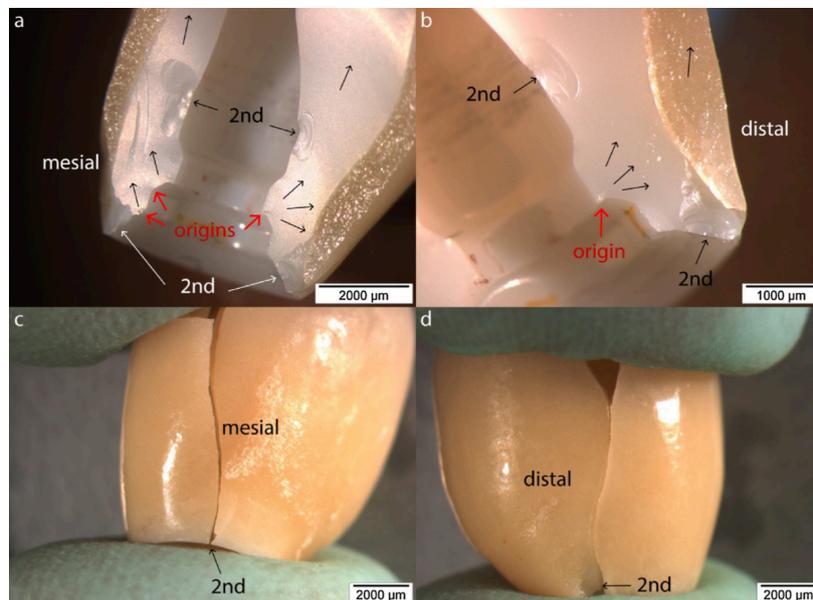


Figure 6: Fracture d'une couronne implanto-portée en zircone. La fissure à l'origine de la fracture est désignée par une flèche rouge, et la direction de propagation de cette dernière est indiquée par les flèches noires. Nous noterons l'existence de fissures secondaires ainsi que de pertes localisées du matériau prothétique. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dental Materials*. nov 2017;33(11):1192-204

Ces dernières années ont vu l'essor de l'analyse fractographique appliquée à la recherche clinique en odontologie. Cette technique a été utilisée en premier par Kelly & coll en 1989/1990 (Kelly et al. 1989, 1990), et a pour but d'analyse au microscope les zones de fracture, afin de déterminer la direction de propagation de la fissure, et ainsi de mettre en évidence l'origine de l'échec (fig 7) (Scherrer et al. 2017). Toutefois, l'analyse fractographique ne permet pas d'étudier les mécanismes de fatigue eux-mêmes (Zhang et al. 2013).

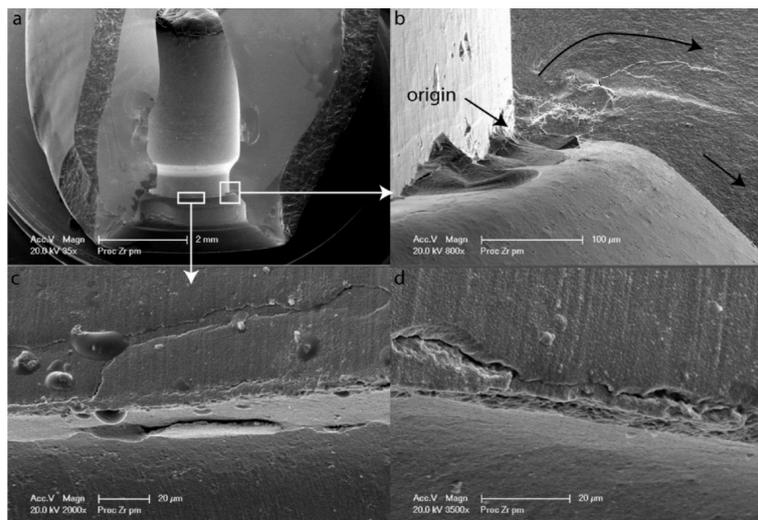


Figure 7: Cas identique à la fig. 6. Une analyse au MEB met en évidence l'existence de fissures le long de l'infrastructure, dues à un défaut de fabrication et affaiblissant la restauration. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204

2.3. Facteurs influençant la fatigue

En odontologie, nous plaçons nos restaurations dans un environnement humide avec la présence de salive, pendant une durée indéterminée (fonction du taux de survie), et à une température de 37° mais pouvant varier en fonction de l'alimentation. Elles sont également soumises à des contraintes, dont l'amplitude diffère selon la phase de mastication.

Avant la déglutition, nous pouvons distinguer deux phases : 1) fermeture rapide de la denture avant qu'elle n'entre en contact avec le bol alimentaire ; 2) phase de lente mastication où le bol alimentaire s'oppose au contact dento-dentaire (en fonction de sa consistance) stimulant l'activité des muscles masticateurs (Agrawal et al. 1998; Hiiemae 2004). La durée approximative d'un cycle masticatoire est de 1 seconde, soit 1 Hz (Woda et al. 2006).

Or, il est admis que les propriétés d'un matériau varient en fonction de l'environnement (Draughn 1981; Bajraktarova-Valjakova et al. 2018). Afin que les études in vitro soient cliniquement pertinentes, elles doivent donc reproduire un environnement proche de la bouche.

3. Évaluation in vitro de la fatigue

Lors des études de fatigue, un échantillon de matériau va être soumis à une contrainte statique (amplitude constante), dynamique (amplitude croissante) ou cyclique (contrainte alternée à une fréquence donnée et pour une amplitude donnée) (fig. 8).

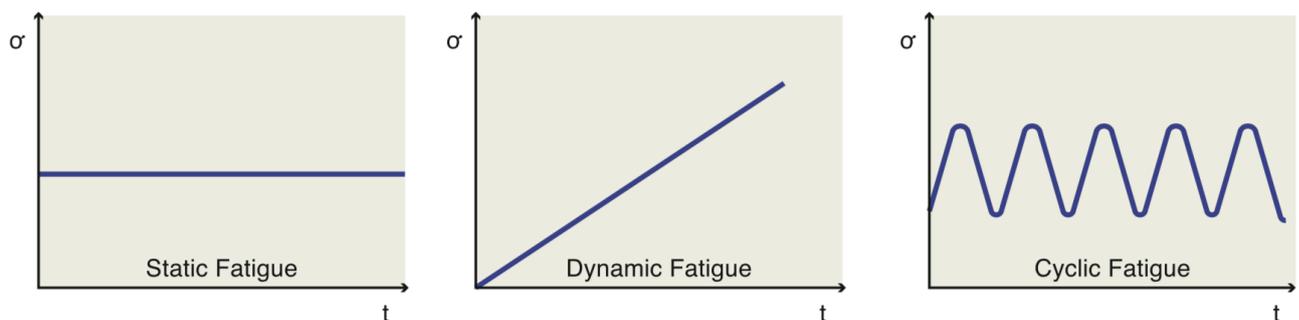


Figure 8: Les différents modes d'application d'une contrainte. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. *ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials.* nov 2017;33(11):1192-204

3.1. Évaluation sous contrainte statique

Lors d'un test de fatigue dit statique, un échantillon de matériau est soumis en compression à une contrainte qui ne varie pas dans le temps. L'objectif est de déterminer la durée avant rupture ; l'opération étant alors répétée à différents niveaux de contrainte avec un nouvel échantillon à chaque test.

Dans une revue de la littérature, Kelly & coll a relevé trois manières d'appliquer la contrainte sur le matériau (Kelly et al. 2012) :

- ball-on-ball : un indenteur sphérique est appliqué contre une partie sphérique de l'échantillon (une cuspide par exemple) ;
- ball-on-flat : un indenteur sphérique est appliqué contre une surface plane de l'échantillon ;
- cylinder-on-flat : un indenteur plan est appliqué contre un bord libre par exemple.

Grâce à cette technique, la valeur seuil K_{I0} peut être calculée de manière fiable. En revanche, les contraintes appliquées lors de ces tests varient en général entre 1000 et 5000 MPa ; soit bien supérieures aux contraintes intra-orales qui sont de l'ordre de 40 MPa (Hidaka et al. 1999). Ces tests ne sont donc pas cliniquement pertinents.

Dans le tableau 1, sont récapitulés les avantages et inconvénients de cette technique.

3.2. Évaluation sous contrainte dynamique

Lors d'un test dynamique, un échantillon va être testé à différents niveaux de contrainte, qui suivent en général le schéma suivant : 10^{-2} , 10^{-1} , 10^0 , 10^1 , 10^2 . La fig 9 montre une courbe caractéristique des études de fatigue dynamique.

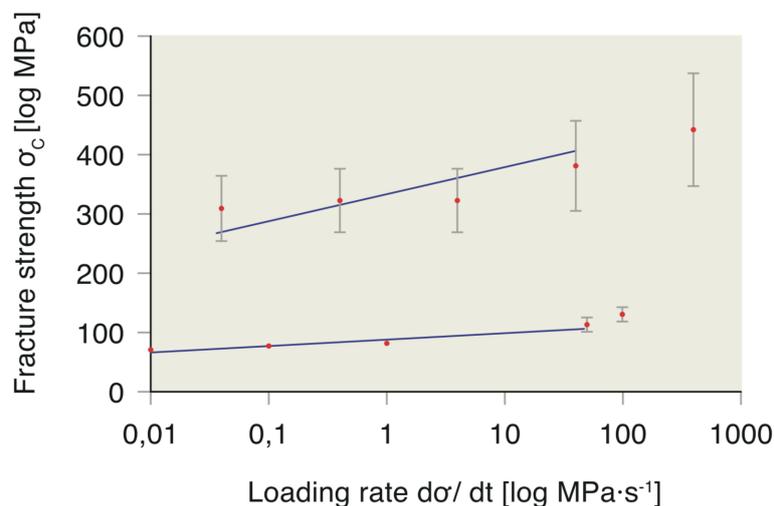


Figure 9: Courbe obtenue après un test de fatigue dynamique. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204

Il existe des normes pour les tests de fatigue sous contrainte dynamique : ASTM C 1368 et EN 843-3.

L'objectif de cette technique est de déterminer les paramètres n et A du SCG vus précédemment (cf 2.1) (Borba et al. 2011; Kelly et al. 2017), et ainsi d'étudier la relation entre résistance à la fracture et temps sous contrainte. De ces éléments, une extrapolation du taux de survie de la restauration, et une courbe Strength-Probability-Time (SPT) peuvent être déduites (fig 10).

Il s'agit du test de fatigue le plus communément utilisé. Dans le tableau 1, sont récapitulés les avantages et inconvénients de cette technique.

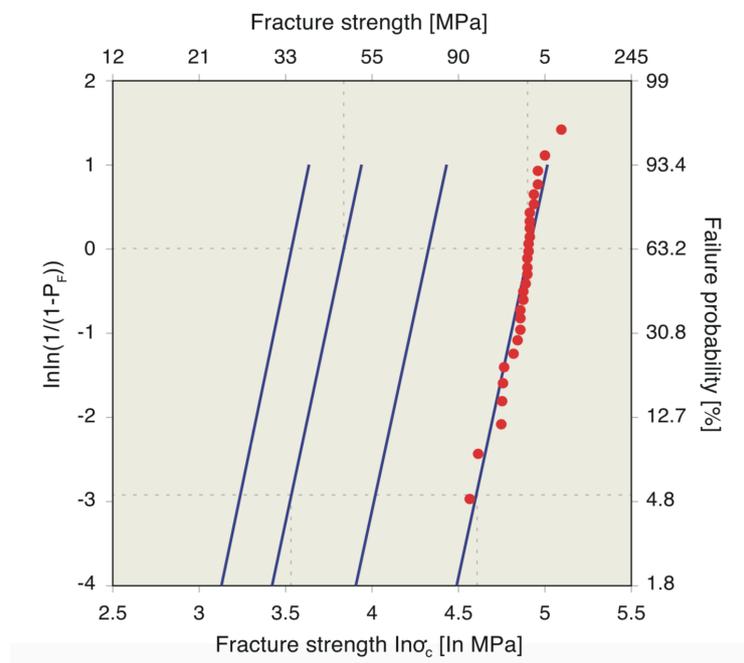


Figure 10: Courbe SPT. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204

3.3. Évaluation sous contrainte cyclique

3.3.1. Courbe S-N (de Wöhler)

Lors d'un test cyclique, un échantillon est soumis à une contrainte qui varie entre une intensité maximale et une intensité minimale à une fréquence définie (fig 11). Différents paramètres sont à définir :

- la fréquence : d'après une étude de Po & coll en 2011, la mastication s'effectue à une fréquence moyenne de 1,57Hz (cycles par seconde), soit 94 mouvements par minute (Po et al. 2011). Il est donc habituel de retrouver une fréquence de 1 à 2 Hz (cycles par seconde) dans les études ;
- σ_{\max} : la contrainte maximale appliquée. Généralement elle correspond à la valeur maximale atteinte lors d'un essai de traction (« ultimate tensile stress ») ;
- σ_{\min} : la contrainte minimale appliquée ;
- σ_a : l'amplitude de contraintes appliquées définie par $\sigma_a = (\sigma_{\max} + \sigma_{\min}) / 2$;
- σ_m : la contrainte moyenne appliquée définie par $\sigma_m = (\sigma_{\min} - \sigma_{\max}) / 2$;
- R-value : « stress ratio » qui est le rapport entre les contraintes maximale et minimale, définie par $R\text{-value} = \sigma_{\min} / \sigma_{\max}$.

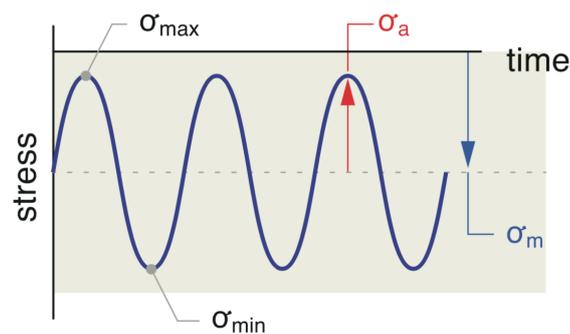


Figure 11: Courbe obtenue après application d'une contrainte cyclique. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. *ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials.* nov 2017;33(11):1192-204

Un échantillon est donc testé pendant un nombre N de cycles jusqu'à sa rupture. Puis un nouvel échantillon est testé mais sous une contrainte légèrement inférieure à celle du premier test. Le procédé est répété sur un grand nombre d'échantillon, et à chaque fois le nombre N de cycles jusqu'à rupture est relevé. Ainsi, une courbe S-N (de Wöhler) opposant le nombre de cycles N (plus exactement $\log(N)$) à l'ampleur de la contrainte S est tracée (fig 12).

Arrivée à une certaine valeur de contrainte, l'échantillon ne se rompt plus malgré un nombre quasi-infini de cycles. C'est cette valeur que l'on appelle résistance à la fatigue ou limite d'endurance.

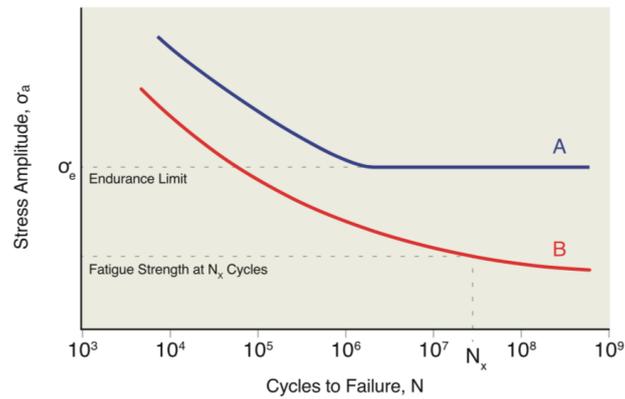


Figure 12: Courbe S-N (de Wöhler). La courbe A montre un matériau pour lequel une limite d'endurance est retrouvée alors que la courbe B fait état d'un matériau sans limite d'endurance mise en évidence. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. *ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials.* nov 2017;33(11):1192-204

Un test de fatigue sous contrainte cyclique est donc le modèle le plus pertinent cliniquement. En revanche, c'est une expérimentation très chronophage, et coûteuse au vu du nombre d'échantillons nécessaires. Par exemple, dans une étude de Lin & coll, des échantillons de résine composite sont testés sur 100 000 cycles (Lin et Drummond 2010).

Dans le tableau 1, sont récapitulés les avantages et inconvénients de cette technique.

3.3.2 Approches statistiques

3.3.2.1 Méthode de l'escalier (Staircase)

Dans la méthode de l'escalier, un échantillon est testé de manière cyclique à un certain niveau de contrainte pendant un nombre prédéterminé de cycles. Ce dernier est choisi arbitrairement mais doit idéalement correspondre au nombre de cycles que le matériau subira une fois mis en fonction (Lin 2001). L'échantillon est testé à une fréquence de 1 à 2Hz, pendant une durée moyenne de 1 heure. La contrainte initialement choisie est arbitraire, et correspond généralement à la moitié de K_{IC} définie lors d'un test sous contrainte statique.

Si le premier échantillon survit au nombre de cycles appliqués, un deuxième est testé pour un nombre toujours identique de cycles, à la même fréquence, mais avec une intensité augmentée arbitrairement (5 % par exemple, généralement égale à une déviation standard de la limite d'endurance). A l'inverse, si le premier échantillon se fracture, alors l'intensité est diminuée toujours selon le même pourcentage (5 % par exemple) (Pollak et al. 2006).

En appliquant ce modèle, 20 à 30 échantillons sont testés, avec à chaque fois une intensité fonction de l'expérience précédente, et qui varie selon le même schéma. Puis grâce à un modèle statistique approprié, la limite d'endurance est calculée (Ilie et al. 2017).

La figure 13 montre une courbe classique obtenue avec la méthode de l'escalier.

Dans le tableau 1, sont récapitulés les avantages et inconvénients de cette technique.

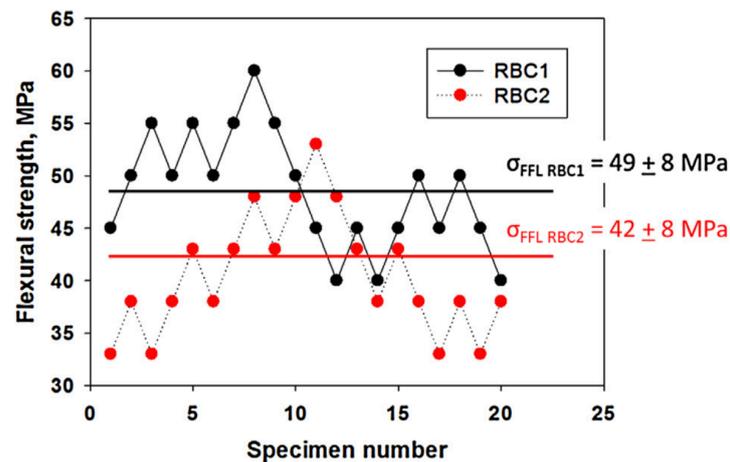


Figure 13: Courbe obtenue à partir d'une méthode de l'escalier. Source: Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. Dental Materials. août 2017;33(8):880-94.

3.3.2.2 Approche step-stress

Dans ce modèle, le comportement d'un matériau en bouche est extrapolé à partir d'échantillons testés sous contraintes non physiologiques.

Un matériau se fracture plus rapidement lorsqu'il est soumis à des forces importantes. Or dans la méthode step-stress, un échantillon est testé sous contraintes d'intensité élevée. Ainsi cette approche permet d'obtenir en accéléré des informations sur le matériau.

Lors d'un test de step-stress, un échantillon est soumis pendant une durée prédéterminée à une succession de contraintes de plus en plus élevées. Plusieurs échantillons vont être testés selon ce schéma, mais la cinétique d'augmentation de la contrainte va varier selon trois profils : léger, modéré et agressif. C'est-à-dire, qu'un échantillon testé selon le profil léger, subira davantage de cycles qu'un profil modéré ou agressif, pour atteindre le même niveau de contrainte.

Généralement, la contrainte initialement appliquée correspond à 30 % de la valeur de K_{IC} , puis augmente progressivement jusqu'à atteindre 100 % de K_{IC} . La figure 14 montre un exemple de courbe step-stress classiquement obtenue.

Plusieurs échantillons vont être testés pour un même profil. La précision des données récoltées est inversement proportionnelle à la durée de l'expérimentation, c'est pourquoi un ratio de 3 :2 :1 échantillons est respectivement utilisé pour les profils léger, modéré et agressif. En odontologie, 18 échantillons sont généralement testés : 9 avec un profil léger, 6 avec un profil modéré et 3 avec un profil agressif.

Les données ainsi récoltées sont ensuite analysées avec un modèle statistique, qui doit intégrer la variation de temps sous contrainte, ainsi que l'effet cumulatif des dommages subies par les échantillons.

Dans le tableau 1, sont récapitulés les avantages et inconvénients de cette technique.

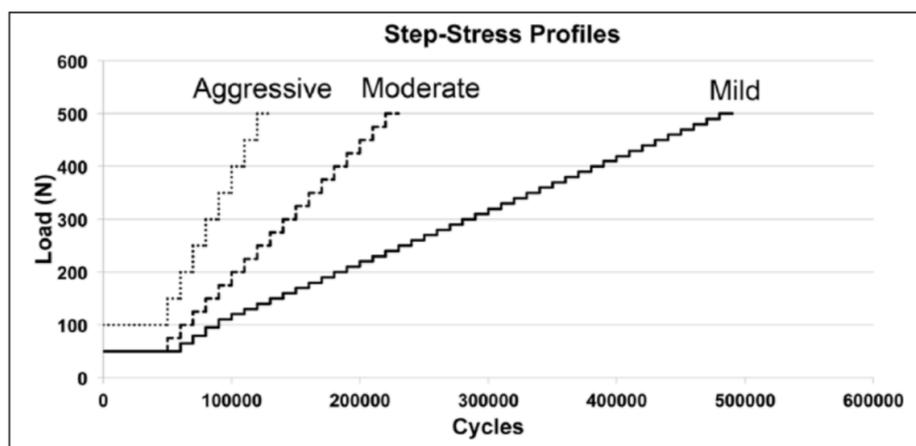


Figure 14: Courbe obtenue à partir d'une approche step-stress. Source : Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Advances in Dental Research*. mars 2016;28(1):18-27.

		Avantages	Inconvénients
Test statique		Protocole facilement réalisable Peu d'équipement nécessaire Utile pour la réalisation de courbe « strength-probability-time » (SPT)	Nombreux échantillons nécessaires Interprétation via des modèles de régression incertains Possibilité d'un biais lié à la qualité de surface
Test dynamique		Idem au test statique Protocole plus rapide qu'un test statique	Idem au test statique
Test cyclique	Courbe S-N (de Wöhler)	Plusieurs niveaux d'intensité sont testés Permet de déterminer la limite d'endurance Permet de déterminer le paramètre « n » de fatigue Modèle le plus cliniquement pertinent	Nécessité d'avoir un très grand nombre d'échantillons Technique chronophage Interprétation via des modèles de régression incertains
	Méthode de l'escalier	Peu d'échantillons nécessaires Permet une estimation de la limite d'endurance	Nombre de cycles prédéfini Peu d'informations en cas de contraintes extrêmes Méthode uniquement adéquate pour comparer des matériaux
	Approche step-stress	Durée diminuée du test Multiples valeurs de contraintes testées Méthode appropriée pour estimer une longue durée de vie d'un matériau	Analyse statistique complexe, devant intégrer l'effet cumulatif des dommages

Tableau 1: Avantages et inconvénients des différents tests d'étude de la fatigue

A l'issue de cette partie sur les rappels fondamentaux de la fatigue, il est pertinent d'étudier dans la littérature récente, quels sont les moyens d'évaluation de la fatigue pour un matériau de restauration en odontologie.

4. Analyse critique de la littérature en odontologie

4.1. Objectif de la revue de littérature

D'après Bayne & coll, la plupart des échecs prothétiques font suite à une rupture par fatigue de la restauration (Bayne 2012). Par ailleurs, les études sur ce phénomène mécanique se sont multipliées au cours des dernières décennies ; avec de multiples méthodes présentant toutes des limites, des avantages et des inconvénients.

Le but de cette recherche bibliographique est d'analyser les différents moyens d'étude de la fatigue :

- type d'essai et de contrainte réalisés ;
- matériaux testés ;
- intensité de la contrainte ;
- environnement (température, milieu) ;
- design de l'échantillon ;
- type d'indenteur.

4.2. Stratégie de recherche bibliographique

Les sources utilisées pour l'édification de cette revue de littérature proviennent de la base de données sur internet Pubmed. Cette revue est effectuée au cours de l'année 2019-2020. Ainsi, toutes les publications sont antérieures à cette date. La période de recherche est établie sur les dix dernières années.

Aucun filtre n'a été utilisé dans le moteur de recherche. Une première sélection d'article est réalisée à partir des mots clefs retrouvés dans le titre ou le résumé. Les articles utilisés sont tous en anglais.

L'équation de recherche suivante :

Fatigue AND Dental AND Material AND (Ceramics OR Composite resins)

a été rentrée dans la base de donnée Pubmed sans restriction de niveau de preuve, et sur une période définie de 2010/01/01 à 2019/12/31.

Au cours de cette recherche, une sélection est réalisée sur la base de critères d'inclusion et d'exclusion suivants :

- Critères d'inclusion :
 - Essai de fatigue d'une céramique ou d'une résine composite utilisées en odontologie
- Critères d'exclusion :
 - Autre matériau testé (alliage implantaire, résine pour prothèse amovible)
 - Articles dans une autre langue que l'anglais.

4.3. Diagramme de recherche

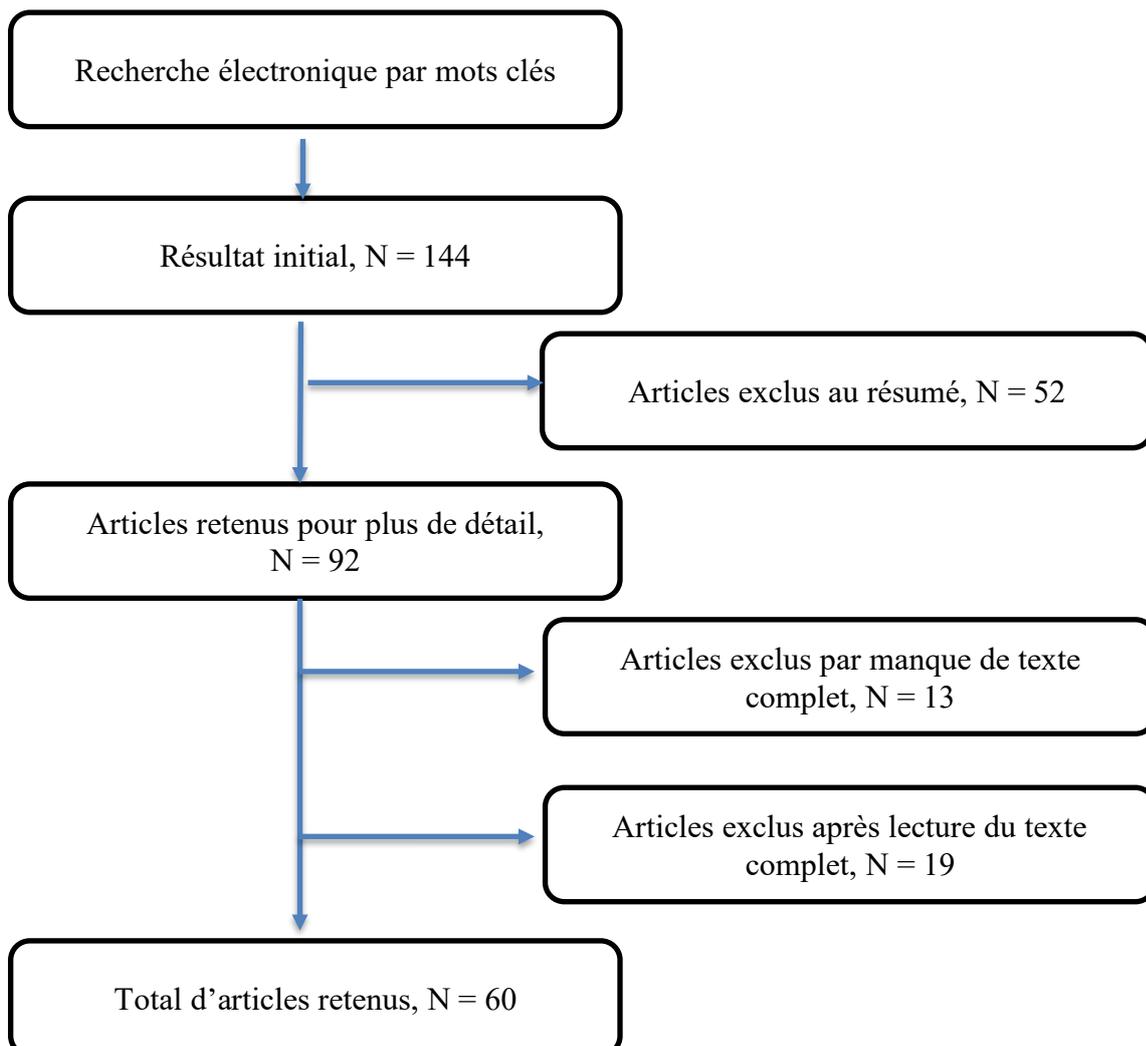


Figure 15: Résultats de la stratégie de recherche

A l'aide de l'équation définie précédemment, il a été retrouvé 144 publications.

Sur ces 144 articles, à la lecture des résumés, 52 ne correspondaient pas à l'étude de la fatigue de biomatériaux de restauration en céramiques ou en composites. Puis 13 articles ont été exclus par manque de texte complet. Enfin, 19 autres ont été exclus, par manque d'informations sur le protocole de caractérisation de la fatigue.

Soixante articles ont donc été retenus, en rapport avec cette revue de la littérature. Leurs principales caractéristiques sont résumées dans le tableau 2.

Titre	Auteur / Année	Type de contrainte	Matériaux testés	Intensité de la contrainte	Nombre de cycles / Fréquence	Température	Milieu	Design de l'échantillon	Type d'indenteur
Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: fatigue performance and stress distribution	Dartora et al. 2019	Cyclique / Step-stress	PICN Disilicate de lithium Composite	10 à 2800N 200N initial puis augmentation de 200N jusqu'à 2800N	135 000	37°C	Humide	Endocouronne	Hémisphérique en acier inoxydable
Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns	Lawson et al. 2019	Cyclique	Zircone Disilicate de lithium	100N	100 000 1Hz	24°C	Eau	Couronnes	Sphérique en acier inoxydable
New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior	Sedrez-Porto et al. 2019	Cyclique	Disilicate de lithium Composite	125N	NR 4Hz	37°C	Eau	Endocouronne	NR
File-splitting multilayer vs monolithic Y-TZP: Fatigue flexural strength and	Marchionatti et al. 2019	Cyclique / Escalier	Disilicate de lithium	10 MPa minimum	750 000 20Hz	NR	Eau	Disques	Cylindrique en acier

loading stresses by finite element analysis				Valeur max initiale = 60% K _{ic} puis variation de 10%					
Effect of supporting substrate on the failure behavior of a polymer-infiltrated ceramic network material	Facenda et al. 2019	Cyclique	PICN Composite Céramique feldspathique	50N	500 000 2Hz	37°C	Eau	Disques	Plat en acier inoxydable
Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers	Al-Akhali et al. 2019	Cyclique	Disilicate de lithium Zircone PICN PMMA	98N	5500	5 à 55°C	Eau	Overlays	Sphérique en céramique
Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution	Pereira et al. 2019	Cyclique / Step-stress	Disilicate de lithium Zircone	10 à 2800N 200N initial puis augmentation de 200N jusqu'à 2800N	10 000 20Hz	NR	Eau	Disques	Hémisphérique en acier inoxydable
Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments	Nouh et al. 2018	Cyclique	Disilicate de lithium Zircone	120N	1 200 000	5 à 55°C	NR	Couronnes	Sphérique en céramique

with separate crowns—A laboratory study									
Fatigue failure load and finite element analysis of multilayer ceramic restorations	Archangelo et al. 2018	Cyclique / Escalier	Disilicate de lithium Zircone	10N Valeur max initiale = 60% Kic puis variation de 5%	100 000 20Hz	NR	NR	Disques	Cylindrique en acier
Evaluating dental zirconia	Zhang et al. 2018	Cyclique	Zircone	Max : 1000N	1 000 000	NR	NR	Disques	Sphérique
Survival rate and load to failure of premolars restored with inlays: An evaluation of different inlay fabrication methods	Pivetta Ripp et al. 2018	Cyclique	Disilicate de lithium Composite	400N	NR 10Hz	Température ambiante	Eau	Inlays	Sphérique
Hydrofluoric acid concentrations: Effect on the cyclic load-to-failure of machined lithium disilicate restorations	Prochnow et al. 2018	Cyclique / Escalier	Disilicate de lithium	10N minimum Valeur max initiale = 60% Kic puis variation de 10%	500 000 20Hz	NR	NR	Couronnes	Hémisphérique en acier inoxydable
The effect of extended glaze firing on the flexural fatigue strength of hard-machined ceramics	Aurélio et al. 2018	Cyclique / Escalier	Vitrocéramique renforcée à la leucite Disilicate de lithium	15MPa minimum Valeur max initiale = 50% Kic puis variation de 10%	500 000 20Hz	NR	Eau	Disques	Plat circulaire en tungstène

Influence of microscale expansion and contraction caused by thermal and mechanical fatigue on retentive strength of CAD/CAM-generated resin-based composite crowns	Ankyu et al. 2018	Cyclique	Vitrocéramique renforcée à la leucite Composite	20 à 200N	1 200 000 15Hz	37°C	Eau	Couronnes	Sphérique en acier inoxydable
Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations	Abu-Izze et al. 2018	Cyclique	ZLS PICN	450N	1 500 000 4Hz	NR	NR	Overlays	Sphérique en acier inoxydable
Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations	Nishioka et al. 2018	Cyclique / Escalier	Céramique feldspathique Zircone Disilicate de lithium PICN	Valeur max initiale = 60% Kic puis variation de 5%	100 000 10Hz	NR	Eau	Disques	NR
Fatigue Behavior of Different CAD/CAM Materials for Monolithic, Implant-Supported Molar Crowns	Sotto-Maior et al. 2018	Cyclique	Céramique feldspathique Disilicate de lithium Composite	240N	1 000 000 2Hz	23°C	Sérum physiologique	Couronnes	Sphérique
Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations	Pereira et al. 2018	Cyclique / Step-stress	Zircone	100 MPa minimum puis augmentation de 50MPa jusqu'à 950MPa	345 000 20Hz	NR	Eau	Disques	Plat en tungstène

Internal adjustments decrease the fatigue failure load of bonded simplified lithium disilicate restorations	Rodrigues et al. 2018	Cyclique / Escalier	Disilicate de lithium	Valeur max initiale = 60% K _{ic} puis variation de 5%	250 000 20Hz	NR	Eau	Disques	Hémisphérique en acier inoxydable
Fatigue failure load of an adhesively-cemented lithium disilicate glass-ceramic: Conventional ceramic etching vs etch & prime one-step primer	Scherer et al. 2018	Cyclique / Escalier	Disilicate de lithium	10N minimum Valeur max initiale = 60% K _{ic} puis variation de 5%	250 000 20Hz	NR	NR	Disques	Sphérique en acier inoxydable
Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness	Monteiro et al. 2018	Cyclique / Escalier	Zircone	10N minimum Valeur max initiale = 60% K _{ic} puis variation de 5%	100 000 20Hz	NR	Eau	Disques	Sphérique en acier inoxydable
Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: Effect of etching time and hydrofluoric acid concentration	Monteiro et al. 2018	Cyclique / Escalier	ZLS	10N minimum Valeur max initiale = 60% K _{ic} puis variation de 5%	500 000 20Hz	NR	Eau	Disques	Sphérique en acier inoxydable
Fatigue strength of yttria-stabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment	Zucuni et al. 2017	Cyclique / Escalier	Zircone	10N minimum Valeur max initiale = 60% K _{ic} puis variation de 5%	20 000 6Hz	NR	NR	Disques	NR

Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics	Fraga et al. 2017	Cyclique / Step-stress	Vitrocéramique renforcée à la leucite Disilicate de lithium Zircone	30, 60 ou 300N minimum avec une augmentation de 10, 20 ou 50N en fonction de la céramique	10 000 1,4Hz	NR	Eau	Disques	Sphérique
Fatigue failure load of feldspathic ceramic crowns after hydrofluoric acid etching at different concentrations	Venturini et al. 2017	Cyclique / Escalier	Céramique feldspathique	10N minimum Valeur max initiale = 60% Kic puis variation de 20N	500 000 20Hz	NR	Eau	Couronnes	Plat en résine époxy
Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: Effect of grinding at the gingival zone of the connector	Amaral et al. 2017	Cyclique / Escalier	Zircone	Valeur max initiale = 70% Kic puis variation de 5%	100 000 5Hz	NR	NR	Couronnes	NR
In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns	Preis et al. 2017	Cyclique	ZLS Composite Zircone	50N	1 200 000 1,6Hz	5 à 55°C	Eau distillée	Couronnes	Sphérique en céramique
Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses	Villefort et al. 2017	Cyclique / Escalier	Zircone	Valeur max initiale = 70% Kic puis variation de 5%	100 000 5Hz	NR	Eau	Couronnes	Sphérique en tungstène

Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns	Heintze et al. 2017	Cyclique	Alliage céramo-métallique	250N puis diminution jusqu'à 130N	200 000 0,9Hz	5 à 55°C	Eau distillée	Couronnes	Sphérique en acier
Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear	El Zhawi et al. 2016	Cyclique / Step-stress	PICN	Mild : 400 à 1200N Moderate : 500 à 1400N Agressive : 600 à 1700N	Mild : 170 000 Moderate : 120 000 Agressive : 70 000	NR	Eau	Couronnes	Sphérique en céramique
Resin composite repair for implant-supported crowns	Bonfante et al. 2016	Cyclique	Composite	400N	100 000	NR	Eau	Couronnes	NR
Composition, phase analysis, biaxial flexural strength, and fatigue of unshaded versus shaded Procera zirconia ceramic	Spyropoulou et al. 2016	Cyclique	Zircone	80N	500 000 1,25Hz	NR	NR	Disques	Plat
Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging	Pereira et al. 2016	Cyclique / Escalier	Zircone	10MPa minimum Valeur max initiale = 70% Kic puis variation de 3,5%	20 000 6Hz	NR	Eau	Disques	Plat en tungstène
Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns	Shembish et al. 2016	Cyclique / Step-stress	Vitrocéramique renforcée à la leucite Composite	Mild : 400 à 1200N Moderate : 500 à 1400N	Mild : 170 000 Moderate : 120 000 Agressive : 70 000	NR	Eau distillée	Couronnes	Sphérique en tungstène

				Agressive : 600 à 1700N					
Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin	Bijelic-Donova et al. 2016	Cyclique / Escalier	Composites	Valeur max initiale non renseignée puis variation de 20N	10 000 1Hz	37°C	Eau	Couronnes	NR
Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment	Barreto et al. 2016	Cyclique	Composites	50N	1 200 000 2Hz	NR	Humide	Inlays	Sphérique en céramique
Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process	Magne et al. 2015	Cyclique / Step-stress	Composite Disilicate de lithium Céramique feldspathique	200N initial puis augmentation de 200N jusqu'à 1400N	30 000 10Hz	NR	NR	Couronnes	Sphérique en résine
Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns	Bonfante et al. 2015	Cyclique / Step-stress	Composite Alliage céramo-métallique	NR en fonction des profils 200 à 1150N	NR en fonction des profils	Température ambiante	Eau	Couronnes	Sphérique
Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading	Baladhanday utham et al. 2015	Cyclique	Disilicate de lithium Zircon	25N	200 000 40cycles/minimum	NR	Eau distillée	Couronnes	Sphérique en céramique
Contact fatigue of veneer feldspathic porcelain on dental zirconia	Rueda et al. 2015	Cyclique	Zircon + céramique feldspathique	50N	NR 10Hz	37°C	Salive artificielle	Disques	Sphérique en tungstène

Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal-ceramic and all-ceramic crowns by cyclic loading in water	Nicolaisen et al. 2014.	Cyclique	Alliage céramo-métallique Zircone	Minimum 200N à : 400N 600N 800N 1000N	600 000 200 000 200 000 200 000	36°C	Eau distillée	Couronnes	Sphérique en tungstène
Contributions of stress corrosion and cyclic fatigue to subcritical crack growth in a dental glass-ceramic	Joshi et al. 2014	Cyclique	Disilicate de lithium	40 à 60MPa	NR 2Hz / 10Hz	37°C	Eau distillée	Barres	NR
Survival-rate analysis of surface treated dental zirconia (Y-TZP) ceramics	Oblak et al. 2014	Cyclique	Zircone	50 à 850N	1 000 000 15 Hz	NR	Salive artificielle ou air	Disques	Plat
Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations	Belli et al. 2014	Cyclique / Escalier	Composites Disilicate de lithium Zircone	1MPa minimum Valeur max initiale = 50% Kic puis variation non renseignée	10 000 0,5Hz	37°C	Eau distillée	Barres	NR
Are linear elastic material properties relevant predictors of the cyclic fatigue resistance of dental resin composites?	Belli et al. 2014	Cyclique / Escalier	Composites	1MPa minimum Valeur max initiale = 50% Kic puis variation non renseignée	10 000 0,5Hz	37°C	Eau distillée	Barres	NR
Fatigue resistance of CAD/CAM complete	Carvalho et al.	Cyclique	Composites Céramique feldspathique	200N initial puis augmentation	30 000 10Hz	NR	Eau distillée	Couronnes	Sphérique en résine composite

crowns with a simplified cementation process	2014		Disilicate de lithium	de 200N jusqu'à 1400N					
Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns	Wang et al. 2013	Cyclique	Disilicate de lithium Zircone	200N	2 000 000 5Hz	Température ambiante	air	Spécimens plats	Sphérique en tungstène
Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations	Guess et al. 2013	Cyclique	Disilicate de lithium	49N	1 200 000	5 à 55°C	Eau	Onlays	Sphérique en céramique
Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays	Batalha-Silva et al. 2013	Cyclique / Step-Stress	Composites	200N initial puis augmentation de 200N jusqu'à 1400N	30 000 5Hz	NR	Eau distillée	Inlays	Sphérique en résine composite
Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer	Schmitter et al. 2012	Cyclique	Disilicate de lithium Zircone	108N	1 200 000	NR	Eau	Couronnes	Sphérique en acier

Sliding Contact Fatigue of Graded Zirconia with External Esthetic Glass	Ren et al. 2011	Cyclique	Zircone	200N	1 000 000	NR	NR	Couronnes	Sphérique en tungstène
Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics	Yilmaz et al. 2011	Cyclique	Zircone	200N	20 000 2Hz	22°C	Humide	Disques	Plat
Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics	Mitov et al. 2011	Dynamique / SPT	Zircone	110 MPa/s à 0,11MPa/s	NA	38°C	Eau distillée	Barres	NR
Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion	Schlichting et al. 2011	Cyclique / Step-stress	Composites Disilicate de lithium	200N initial puis augmentation de 200N jusqu'à 1400N	30 000 5Hz	NR	Eau	Overlays	Sphérique en résine composite
Slow crack growth and reliability of dental ceramics	Gonzaga et al. 2011	Dynamique / SPT	Vitrocéramiques	0,01 / 0,1 / 1 / 10 / 100 MPa/s	NA	37°C	Salive artificielle	Disques	NR
In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers	Magne et al. 2010	Cyclique / Step-stress	Disilicate de lithium Vitrocéramique renforcée à la leucite	200N initial puis augmentation de 200N jusqu'à 1400N	30 000 5Hz	NR	Eau distillée	Overlays	Sphérique en résine composite
Influence of surface treatment and cyclic	Attia 2010	Cyclique	Zircone	49N	250 000 1,2Hz	NR	Humide	Couronnes	Sphérique en céramique

loading on the durability of repaired all-ceramic crowns									
The influence of rotating fatigue on the bond strength of zirconia-composite interfaces	Mirmohammadi et al. 2010	Cyclique / Escalier	Zircone Composite	Valeur max initiale = 50% Kic puis variation de 2 MPa	10 000 1,2Hz	NR	NR	Barres	NR
Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design	Clausen et al. 2010	Cyclique	Disilicate de lithium Vitrocéramique renforcée à la leucite	150N	600 000 1,2Hz	5 à 55°C	Eau	Overlays	Sphérique en céramique
Fracture strength of prefabricated all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses	Mehl et al. 2010	Cyclique	Zircone	10 à 600 ou 1200N	NR 0,5Hz	NR	NR	Bridges sur inlays	Sphérique en acier inoxydable

Tableau 2: Caractéristiques des études sélectionnées

ZLS : céramique vitreuse en silicate de lithium renforcée à l'oxyde de zirconium

NA : non applicable

NR : non renseigné

4.4. Résultats

4.4.1. Type de contrainte

Sur les 60 articles retenus pour cette revue de la littérature :

- Aucune étude n'utilise de contrainte statique.
- Seuls 2 études utilisent une contrainte dynamique:
 - Mitov et al. (Mitov et al. 2011) applique une contrainte décroissante de 110 MPa/s à 0,11MPa/s. Les auteurs n'expliquent pas pourquoi ils ont utilisé ce schéma de contrainte ;
 - Gonzaga et al. (Gonzaga et al. 2011) utilise à l'inverse un schéma classique d'application de contrainte croissante avec les paliers suivants : 10^{-2} , 10^{-1} , 10^0 , 10^1 , 10^2 MPa/s.
- 58 articles utilisent une contrainte cyclique :
 - 29 études appliquent une contrainte définie arbitrairement de manière cyclique. Fréquemment, l'objectif est de comparer deux matériaux entre eux, sans approfondir leurs caractéristiques mécaniques ;
 - 18 études utilisent la méthode de l'escalier (« staircase ») avec une contrainte minimale de 10N, une valeur maximale initiale variant entre 50 et 70 % de K_{Ic} , et une variation de 5 à 10 % entre chaque test ;
 - 11 études utilisent l'approche step-stress. Seules 2 études utilisent un protocole rigoureux avec l'utilisation de 3 profils distincts : léger (mild), modéré (moderate) et agressif (agressive). A l'inverse 9 études, utilisent un protocole simplifié, où une valeur de 200N est appliquée initialement, puis est augmentée par pallier de 200N jusqu'à atteindre 1400N ou 2800N en général.

4.4.2. Intensité de la contrainte

Nous retrouvons une grande hétérogénéité des niveaux de contraintes appliquées. Ceux-ci varient entre 25N et 2800N.

Pour une étude comparant deux matériaux, les niveaux de contraintes sont proches de ceux retrouvés en bouche. D'après Anderson et al. (Anderson 1956), une molaire supporte dans

des conditions physiologiques des contraintes variant de 60N à 200N. Des pics à 800N peuvent être enregistrées lorsque des contraintes majorées (comme un épisode de bruxisme) sont appliquées.

En revanche, lorsqu'une étude avec une approche statistique est réalisée, des protocoles plus ou moins standardisés sont utilisés et non à des contraintes physiologiques.

Ainsi pour une étude en escalier, l'intensité de contrainte est définie selon la valeur de K_{Ic} . Un essai en compression est donc le plus souvent réalisé en préalable au test de fatigue afin de déterminer K_{Ic} .

En revanche, pour une étude step-stress, ce sont des contraintes très élevées qui sont appliquées (conformément au principe de cette approche).

Ainsi en fonction du type d'étude, la contrainte appliquée n'aura pas le même objectif. C'est pourquoi nous observons une hétérogénéité des valeurs appliquées.

4.4.3. Nombre de cycles et fréquence

Le nombre de cycles et la fréquence de ceux-ci varient respectivement entre 10 000 à 1 200 000, et 0,5Hz à 20Hz.

Les nombre de cycles les plus élevés sont retrouvés pour des études comparant deux matériaux.

Nous n'avons pu trouver aucun protocole régulier en fonction du type d'étude.

4.4.4. Température

Seuls 21 articles sur les 60 sélectionnés précisent la température à laquelle les tests ont été réalisés.

Cette température peut être fixe variant entre 22°C et 38°C, mais est le plus fréquemment à 37°C soit la température intra-orale à laquelle sont placées nos restaurations prothétiques.

Certains auteurs ont fait varier la température, ce phénomène est appelé « thermocycling » (Gale et Darvell 1999). Ce protocole peut être réalisé avant l'application de la contrainte cyclique, ou en parallèle de cette dernière comme dans six des articles sélectionnés.

L'échantillon est alternativement placé dans des cuves de 5 et 55° pendant une période de 10 secondes en moyenne. Lorsqu'il est réalisé au préalable à la contrainte mécanique, le nombre de cycles est généralement de 50 000.

4.4.5. Milieu

26 articles ont précisé dans leur protocole le milieu dans lequel était placé l'échantillon lors des tests de fatigue. Il s'agit dans la très grande majorité des cas d'eau, mais du sérum physiologique, de la salive artificielle, le milieu ambiant (air) ou encore un environnement « humide » ont également été relevés.

4.4.6. Design de l'échantillon

Les échantillons testés prennent une forme différente selon les articles, trois catégories ont été relevées :

- Pièces prothétiques : couronne, overlay, inlays, endocouronne, overlay.
- Disques d'épaisseur variable
- Barres (plus rarement)

Quel que soit le design de l'échantillon, un protocole de polissage et de nettoyage est réalisé tel qu'un rinçage à l'eau distillée, passage dans des bacs à ultrasons par exemple.

Puis l'échantillon est associé à un support. Lorsqu'une pièce prothétique est utilisée, celle-ci est collée sur une dent ou sur un analogue (fig 16). De même, lorsqu'un disque est utilisé, il est collé sur une base en résine époxy le plus souvent.



Figure 16: Exemple d'échantillon collée sur une dent avec une colle (RelyX Ultimate, 3M ESPE). Source: Dartora G, Rocha Pereira GK, Varella de Carvalho R, Zucuni CP, Valandro LF, Cesar PF, et al. Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: fatigue performance and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1 déc 2019;100:103401.

L'utilisation de disques permet de réaliser un test de flexion biaxiale (« piston-on-three-ball ») ; tandis que ce sont généralement des tests uniaxiaux de flexion en 3 ou 4 points qui sont réalisés sur une barre (fig 17).

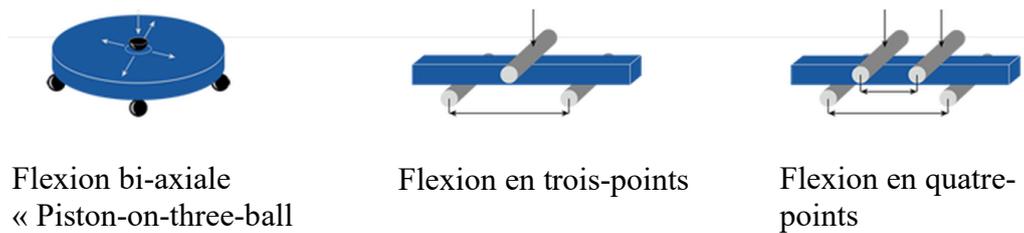


Figure 17: Différents types de tests de flexion

4.4.7. Type d'indenteur

L'indenteur (ou piston) peut prendre plusieurs formes : sphérique, hémisphérique, cylindrique ou plat ; et peut être de différentes compositions : acier inoxydable, tungstène, céramique (stéatite) ou résine (fig 18).

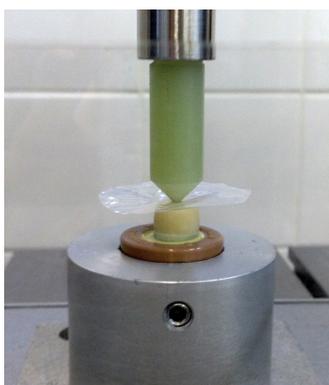


Figure 18: Exemple de dispositif utilisé lors d'un test de fatigue, avec un piston sphérique en résine. Source : Venturini AB, Prochnow C, May LG, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Fatigue failure load of feldspathic ceramic crowns after hydrofluoric acid etching at different concentrations. *J Prosthet Dent.* 1 févr 2018;119(2):278-85.

Afin de mieux répartir les forces appliquées par le piston et ainsi réduire le risque de fractures au point d'impact, une feuille en polyéthylène ou polycarbonate de très fine épaisseur (0,1 à 0,5mm) peut être introduite entre l'indenteur et l'échantillon testé.

4.4.8. Synthèse des résultats comparant céramiques et composites

A l'aide de cette revue de littérature, nous avons relevé treize articles comparant les comportements des céramiques et des composites (de type PICN ou à charges dispersées) lors de tests de fatigue (tableau 3).

Titre	Auteur / Année	Matériaux testés	Résultats
Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: fatigue performance and stress distribution	Dartora et al. 2019	PICN Disilicate de lithium Composite	Disilicate de lithium > PICN > composite
New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior	Sedrez-Porto et al. 2019	Disilicate de lithium Composite	Pas de différence significative
Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers	Al-Akhali et al. 2019	Disilicate de lithium Zircone	Pas de différence significative

		PICN PMMA	
Survival rate and load to failure of premolars restored with inlays: An evaluation of different inlay fabrication methods	Pivetta Ripp et al. 2018	Disilicate de lithium Composite	Pas de différence significative
Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations	Abu-Izze et al. 2018	ZLS PICN	PICN > ZLS
Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations	Nishioka et al. 2018	Céramique feldspathique Zircone (YZ-HT) ZLS Disilicate de lithium PICN	YZ-HT (370.2 ± 38.7) > disilicate de lithium > ZLS > PICN > feldspathique
Fatigue Behavior of Different CAD/CAM Materials for Monolithic, Implant-Supported Molar Crowns	Sotto-Maior et al. 2018	Céramique feldspathique Disilicate de lithium Composite	Disilicate de lithium > composite mais les auteurs précisent que les deux matériaux peuvent supporter des contraintes occlusales
In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns	Preis et al. 2017	ZLS Composite Zircone	Zircone > ZLS > compo
Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns	Shembish et al. 2016	Vitrocéramique renforcée à la leucite Composite	Composite (Lava Ultimate, 3M) > vitrocéramique leucite (IPS Empress, Ivoclar Vivadent)
Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process	Magne et al. 2015	Composite Disilicate de lithium Céramique feldspathique	Pas de différence significative
Mechanical fatigue degradation of ceramics <i>versus</i> resin composites for dental restorations	Belli et al. 2014	Composites Disilicate de lithium Zircone	Pas de différence significative
Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process	Carvalho et al. 2014	Composites Céramique feldspathique Disilicate de lithium	Pas de différence significative entre disilicate de lithium et composite
Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion	Schlichting et al. 2011	Composites Disilicate de lithium	Composite > disilicate de lithium

Tableau 3: Résultats des articles comparant céramiques et composites

Il existe une grande hétérogénéité des résultats en fonction des études. Toutefois, lorsque nous les analysons en fonction du type d'échantillon, des tendances se dégagent.

Nous pouvons distinguer deux grands types d'échantillons testés : restaurations « ultra-fines » avec une épaisseur inférieure à 1mm (couronnes, overlays ou tabletops) ou restaurations plus épaisses (couronnes, endocouronnes ou inlays).

Lorsque l'échantillon est fin, les études montrent soit une absence de différence significative entre céramiques et composites, soit un comportement plus résistant sous contrainte cyclique des composites.

En revanche, lorsque la restauration est plus épaisse (2mm en moyenne) : 5 articles ne montrent pas de différence significative entre céramiques et composites, 3 études décrivent des propriétés supérieures pour la céramique, et seule 1 étude conclut à une plus grande résistance à la fatigue du composite (Lava Ultimate, 3M) par rapport à la céramique (IPS Empress, Ivoclar Vivadent).

Les auteurs relèvent également une plus grande d'incidence « d'échec catastrophiques », impliquant une fracture du support de l'échantillon lorsque ce dernier est en céramique.

Plus de la moitié des articles relevés utilisent des échantillons produits par CFAO. Ainsi les résultats de cette synthèse pourraient constituer un critère pour le choix des blocs de restaurations en CFAO directe.

5. Discussion

5.1. Type de contrainte : mode d'application, intensité et fréquence

L'analyse de la littérature montre qu'il existe une grande hétérogénéité des protocoles d'évaluation de la fatigue et de leurs paramètres.

Seul le type de contrainte appliquée fait consensus par le nombre d'études l'utilisant : elle doit être cyclique.

Puis en fonction de l'approche privilégiée : courbe S-N (de Wöhler), méthode de l'escalier ou approche step-stress ; l'intensité de la force, le nombre de cycles et leur fréquence vont varier.

Comme vu précédemment, la fatigue est l'une des principales causes d'échec thérapeutique de nos restaurations (Bayne 2012). Ainsi, lorsque l'objectif d'une étude est de comparer des matériaux entre eux, sans chercher à les définir mécaniquement, l'utilisation de tests de fatigue nous semble un moyen cliniquement pertinent. La majorité des tests de fatigue relevés dans cette analyse de la littérature, s'inscrivent dans cette démarche. Les auteurs utilisent des protocoles simplifiés avec une intensité, un nombre de cycles et une fréquence donnée. En revanche, il existe une grande variabilité sur l'ensemble de ces paramètres. Pour être pertinent, il faudrait soumettre les échantillons à des contraintes similaires à celles produites en clinique. Or D'après Wang et al. (Wang et al. 2014), un être humain réalise environ 800 à 1400 cycles par jour. Nous pouvons donc estimer à 500 000, le nombre de cycles que supportera une restauration en une année.

Ainsi, appliquer une contrainte de 25N sur 200 000 cycles (Baladhandayutham et al. 2015) pour comparer des couronnes en disilicate de lithium et en zircone, ne reproduit pas une situation clinique.

Malgré la pertinence clinique des courbes S-N, ses aspects chronophage et coûteux - de par le nombre d'échantillons à tester, expliquent que nous n'ayons relevé aucun article utilisant cette approche.

L'analyse de la littérature montre que les approches statistiques sont privilégiées pour caractériser la fatigue des matériaux de restauration.

La méthode de l'escalier est relativement fréquente, et présente un protocole bien défini avec un nombre prédéterminé de cycles. L'analyse de la littérature montre des valeurs initiales de contrainte maximale similaires, tout comme le pourcentage de variation. En revanche, le nombre de cycles et leur fréquence restent très variables selon les études et peuvent être éloignés de la clinique (Lin 2001).

Cette approche permet de comparer plusieurs matériaux avec plus de précisions que pour les protocoles simplifiés vus ci-dessus.

La méthode step-stress permet de caractériser la fatigue des matériaux, tout en utilisant un nombre limité d'échantillons. Pour être le plus rigoureux possible, il faut utiliser trois profils de contraintes différents : léger, modéré et agressif. Toutefois, cette méthodologie n'est retrouvée que dans 2 études. Plus fréquemment, un protocole simplifié est utilisé avec un seul rythme d'augmentation des contraintes.

Un article de consensus écrit par des auteurs reconnus en biomatériaux classent différents tests d'évaluation de la fatigue en fonction de leur praticité et de leur pertinence (Ilie et al. 2017). Ils recommandent ainsi la méthode de l'escalier, puis celle de la courbe S-N avec un test de flexion uni-axial.

5.2. Température et milieu utilisés

L'analyse de la littérature montre que la température et le milieu utilisés lors des tests de fatigue sont les paramètres les moins renseignés.

Le plus fréquemment, la température est de 37°C, soit la température à laquelle nos restaurations sont soumises après mise en fonction.

En bouche, une restauration prothétique est soumise à des variations de température que ce soit par l'alimentation (60°C pour un café) ou les habitudes de vie (foyer d'une cigarette à

800°C). Or les variations de température peuvent induire un stress et mener à la propagation de fissure au niveau des interfaces de collage (Brown et al. 1972). Cette modification de température lors des tests de fatigue, appelée « thermocycling », permet aux tests d'être les plus pertinents possibles. L'analyse de la littérature montre toutefois que ce protocole est peu utilisé.

Les restaurations prothétiques subissent des contraintes dans un milieu humide : la salive, responsable d'un phénomène de corrosion. Or ce dernier participe à la propagation de fissures au sein du matériau. Ainsi, placer les échantillons dans de l'eau lors des tests permet de s'approcher des conditions cliniques d'usage des restaurations.

5.3. Dispositif utilisé lors des tests de fatigue

L'analyse de la littérature montre que différents designs d'échantillons sont utilisés en fonction des études.

D'après Magne et al., les matériaux de restaurations sont le plus souvent caractérisés avec des tests de flexion uniaxiaux en trois- ou quatre-points. Seulement deux modes de fatigues sont alors étudiés : en contact et en flexion. En revanche, utiliser une pièce prothétique présentant des reliefs (cuspides, fosses) peut permettre d'appliquer le piston sur plusieurs points simultanément (fig 19), générant ainsi des contraintes en compression, tension et cisaillement (Magne et al. 2010).

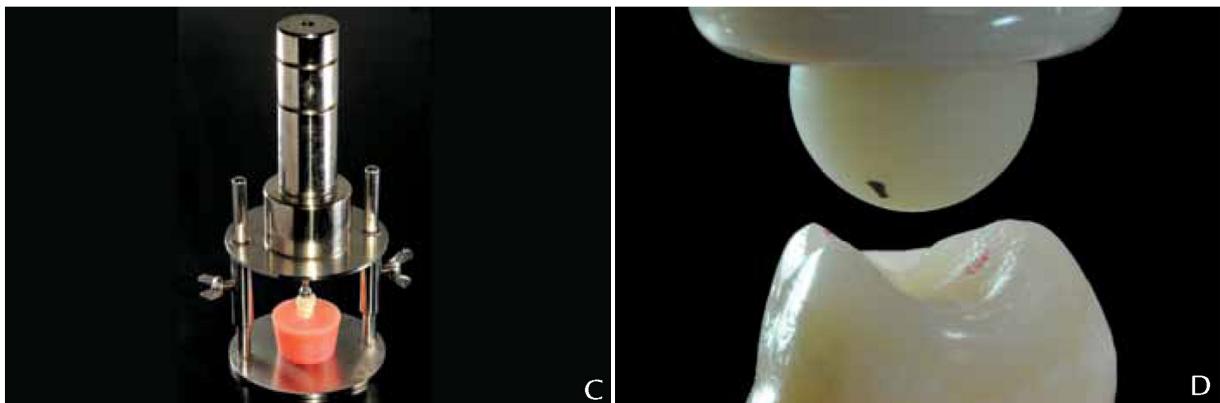


Figure 19: Exemple de piston permettant un contact en « tripode ». Source : Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. J Prosthet Dent. 1 sept 2010;104(3):149-57.

L'analyse de la littérature montre également une variété dans la nature de l'indenteur, tant par sa forme que par sa composition. L'analyse de la littérature montre que l'acier est le matériau le plus répandu. Or d'après Kelly, ce dernier peut être responsable de la transmission excessive de contrainte sur certaines zones de l'échantillon et ainsi endommager son état de surface (Kelly 1999).

L'utilisation de d'autres matériaux, tels que des résines composites, permettraient une simulation plus réaliste des contacts dentaires, grâce à une usure du piston mimant alors des facettes d'usure dentaire. Il faudra en revanche s'assurer que le matériau choisi puisse supporter l'ensemble des contraintes délivrées lors du test de fatigue (Magne et al. 2010).

6. Conclusion

La caractérisation de la fatigue des matériaux est essentielle afin d'assurer la pérennité des restaurations réalisées dans la bouche de nos patients.

L'application d'une contrainte cyclique fait consensus, mais il existe une grande variété des protocoles utilisés, avec une hétérogénéité des paramètres appliqués.

L'analyse de la littérature a permis de mettre en évidence que lors d'une étude caractérisant la fatigue, il faudra s'attacher à reproduire les conditions cliniques d'utilisation des matériaux en utilisant un nombre de cycles, une fréquence, un milieu et une température adaptés. L'intensité de la contrainte choisie, sera fonction du type de protocole adopté.

Afin de comparer au mieux plusieurs matériaux, la méthode en escalier paraît la plus adaptée. Tandis qu'une approche step-stress est appropriée pour estimer la durée de vie d'une restauration, tout en évitant la réalisation de courbes S-N.

7. Bibliographie

- A. Le Menn. Propriétés mécaniques des biomatériaux de restauration utilisés en art dentaire . EM-Consulte. 1990
- Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of ceramic onlays: A systematic review. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* mai 2018;30(3):193-215.
- Agrawal KR, Lucas PW, Bruce IC, Prinz JF. Food properties that influence neuromuscular activity during human mastication. *J Dent Res.* nov 1998;77(11):1931-8.
- Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. I. *J Dent Res.* oct 1956;35(5):664-70.
- Ashby MF, Jones DRH. *Engineering Materials 1: An Introduction to Properties, Applications and Design.* Elsevier; 2012.
- Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci.* 24 sept 2018;6(9):1742-55.
- Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent.* 1 août 2015;114(2):266-71.
- Bayne SC. Correlation of clinical performance with « in vitro tests » of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* janv 2012;28(1):52-71.
- Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prosthesis. *Adv Dent Res.* mars 2016;28(1):18-27.
- Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater.* 1 juill 2011;27(7):710-21.
- Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal Fatigue in Teeth. *J Dent Res.* 1 mars 1972;51(2):461-7.
- Campbell FC. *Fatigue and Fracture: Understanding the Basics.* ASM International; 2012.
- Danzer R, Lube T, Supancic P, Damani R. Fracture of Ceramics. *Adv Eng Mater.* 1 avr 2008;10(4):275-98.
- Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater.* 1 janv 2013;29(1):85-96.

Draughn RA. Effects of temperature on mechanical properties of composite dental restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 1981;15(4):489-95.

Evans AG. Slow crack growth in brittle materials under dynamic loading conditions. *Int J Fract.* 1 juin 1974;10(2):251-9.

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1 févr 1999;27(2):89-99.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 1 avr 2011;27(4):394-406.

Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res.* juill 1999;78(7):1336-44.

Hiiemae K. Mechanisms of Food Reduction, Transport and Deglutition: How the Texture of Food Affects Feeding Behavior. *J Texture Stud.* 2004;35(2):171-200.

Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater.* août 2017;33(8):880-94.

Kelly E. Fatigue failure in denture base polymers. *J Prosthet Dent.* 1 mars 1969;21(3):257-66.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1 juin 1999;81(6):652-61.

Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope – Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater.* 1 janv 2012;28(1):41-51.

Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* nov 1989;62(5):536-41.

Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater.* nov 2017;33(11):1192-204.

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont.* oct 1990;3(5):430-40.

Lin L, Drummond JL. Cyclic loading of notched dental composite specimens. *Dent Mater.* mars 2010;26(3):207-14.

Lin S. Evaluation of the staircase and the accelerated test methods for fatigue limit distributions. *Int J Fatigue.* janv 2001;23(1):75-83.

Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors Involved in Mechanical Fatigue Degradation of Dental Resin Composites. *J Dent Res.* juill 2013;92(7):584-91.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 1 sept 2010;104(3):149-57.

Mitov G, Gessner J, Lohbauer U, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics. *Dent Mater.* 1 juill 2011;27(7):684-91.

Miyairi H, Muramatsu A. [Fatigue strength of the dental materials]. *Iyo Kizai Kenkyujo Hokoku Rep Inst Med Dent Eng Tokyo Med Dent Univ.* 1969;3:1-5.

Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J.* déc 2000;50(6):361-6.

Munz D, Fett T. *Ceramics: Mechanical Properties, Failure Behaviour, Materials Selection.* Springer Science & Business Media; 2013.

Paris P, Erdogan F. A Critical Analysis of Crack Propagation Laws. *J Basic Eng.* 1 déc 1963;85(4):528-33.

Po JMC, Kieser JA, Gallo LM, Tésenyi AJ, Herbison P, Farella M. Time-Frequency Analysis of Chewing Activity in the Natural Environment. *J Dent Res.* oct 2011;90(10):1206-10.

Pollak R, Palazotto A, Nicholas T. A simulation-based investigation of the staircase method for fatigue strength testing. *Mech Mater.* déc 2006;38(12):1170-81.

Rekow D, Zhang Y, Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. juill 2007;28(7):362-8; quiz 369, 386.

Sadananda K, Nani Babu M, Vasudevan AK. The unified approach to subcritical crack growth and fracture. *Eng Fract Mech.* mai 2019;212:238-57.

Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR, et al. ADM guidance—Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater.* juin 2017;33(6):599-620.

Takehige F, Kawakami Y, Hayashi M, Ebisu S. Fatigue behavior of resin composites in aqueous environments. *Dent Mater.* 1 juill 2007;23(7):893-9.

Wang R-R, Lu C-L, Wang G, Zhang D-S. Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns. *Int J Oral Sci.* juin 2014;6(2):99-104.

Woda A, Foster K, Mishellany A, Peyron MA. Adaptation of healthy mastication to factors pertaining to the individual or to the food. *Physiol Behav.* 30 août 2006;89(1):28-35.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* déc 2013;41(12):1135-47.

8. Table des illustrations

Figure 1: courbe contrainte – déformation.....	2
Figure 2: Modes de propagation d’une fissure, Source Campbell, edited by F.C. (2012). Fatigue and fracture : understanding the basics. Materials Park, Ohio: ASM International.	4
Figure 3: Influence de l'eau dans la propagation de fissure. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204.	7
Figure 4 : Relation entre taille de la fissure, durée de fonction et contrainte appliquée. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204.....	7
Figure 5: Représentation schématique d’une courbe K -v classique. Source : Evans AG. Slow crack growth in brittle materials under dynamic loading conditions. Int J Fract. 1 juin 1974;10(2):251-9.....	8
Figure 6: Fracture d'une couronne implanto-portée en zircone. La fissure à l’origine de la fracture est désignée par une flèche rouge, et la direction de propagation de cette dernière est indiquée par les flèches noires. Nous noterons l’existence de fissures secondaires ainsi que de pertes localisées du matériau prothétique. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204	9
Figure 7: Cas identique à la fig. 6. Une analyse au MEB met en évidence l’existence de fissures le long de l’infrastructure, dues à un défaut de fabrication et affaiblissant la restauration. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204.....	10
Figure 8: Les différents modes d’application d’une contrainte. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204	11
Figure 9: Courbe obtenue après un test de fatigue dynamique. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204	12
Figure 10: Courbe SPT. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204	13
Figure 11: Courbe obtenue après application d'une contrainte cyclique. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204	14
Figure 12: Courbe S-N (de Wöhler). La courbe A montre un matériau pour lequel une limite d’endurance est retrouvée alors que la courbe B fait état d’un matériau sans limite d’endurance mise en évidence. Source : Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. Dental Materials. nov 2017;33(11):1192-204.....	15

Figure 13: Courbe obtenue à partir d'une méthode de l'escalier. Source: Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. Dental Materials. août 2017;33(8):880-94.	16
Figure 14: Courbe obtenue à partir d'une approche step-stress. Source : Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. Advances in Dental Research. mars 2016;28(1):18-27.	17
Figure 15: Résultats de la stratégie de recherche	20
Figure 16: Exemple d'échantillon collée sur une dent avec une colle (RelyX Ultimate, 3M ESPE). Source: Dartora G, Rocha Pereira GK, Varella de Carvalho R, Zucuni CP, Valandro LF, Cesar PF, et al. Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: fatigue performance and stress distribution. J Mech Behav Biomed Mater. 1 déc 2019;100:103401.....	37
Figure 17: Différents types de tests de flexion	37
Figure 18: Exemple de dispositif utilisé lors d'un test de fatigue, avec un piston sphérique en résine. Source : Venturini AB, Prochnow C, May LG, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Fatigue failure load of feldspathic ceramic crowns after hydrofluoric acid etching at different concentrations. J Prosthet Dent. 1 févr 2018;119(2):278-85.	38
Figure 19: Exemple de piston permettant un contact en « tripode ». Source : Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. J Prosthet Dent. 1 sept 2010;104(3):149-57.....	43

9. Index des tableaux

Tableau 1: Avantages et inconvénients des différents tests d'étude de la fatigue	18
Tableau 2: Caractéristiques des études sélectionnées	33
Tableau 3: Résultats des articles comparant céramiques et composites	39

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

KNAFO Bryan. Etude bibliographique de la caractérisation de la fatigue des matériaux de restauration. 2020. 50 p. : Ill., graph., tabl., Réf Bilbio : 45-47

Sous la direction du Docteur Jean-François NGUYEN

Th : Chir Dent. : Université de Paris : 2020

Résumé :

En odontologie restauratrice ou prothétique, des biomatériaux tels que les résines composites ou les céramiques sont utilisés afin de restaurer la fonction des organes dentaires. Ces restaurations sont soumises dans la cavité orale à des contraintes répétées pouvant mener parfois à la fracture des restaurations. Ce phénomène de fatigue est considéré comme la première cause directe ou indirecte d'échec prothétique.

La fatigue est une sollicitation mécanique alternée et de faible amplitude, bien inférieure à la contrainte maximale que puisse supporter le matériau. Sous l'action répétée de ces sollicitations, une fissure peut se créer et s'étendre, jusqu'au seuil critique qu'est la rupture. Ainsi, un essai de fatigue investigate l'initiation et/ou la propagation de ces fissures, afin de caractériser au mieux le matériau.

Les paramètres des tests de fatigue sont variables. En effet, la contrainte appliquée peut être statique (intensité identique), dynamique (intensité progressive et constante) ou cyclique (intensité alternée). Cette dernière option permet la création de courbe S-N, ou d'approches statistiques telles que les méthodes *staircase* ou *step-stress*.

Du fait de la complexité des études, des moyens techniques et financiers et des diverses méthodes d'interprétation, il existe une grande variété d'essais de fatigue.

L'objectif de cette thèse est d'étudier les mécanismes de rupture par fatigue, et de mener une étude bibliographique sur les différentes méthodes de détermination de celle-ci.

Discipline : Biomatériaux

Mots-clés français : Matériaux dentaires (FMeSH) ; Echec d'une restauration dentaire (FMeSH) ; Analyse de contrainte dentaire (FMeSH) ; Résine composite (FMeSH) ; Céramique ; Fatigue ; Contrainte cyclique

REVIEW OF FATIGUE METHODS FOR RESTORATIVE MATERIALS

English keywords : Dental materials (MeSH) ; Dental restoration failure (MeSH) ; Dental stress analysis (MeSH) ; Composite Resins (MeSH) ; Ceramics (MeSH) ; Fatigue ; Cyclic loading

Université de Paris
UFR d'odontologie
5, rue Garancière
75006 Paris