

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
جامعة فرحات عباس - سطيف
Université Ferhat Abbas - Sétif

Mémoire

Présenté à l'institut
d'Optique et Mécanique de Précision
Pour l'obtention du Diplôme de

MAGISTER

En Optique et Mécanique de précision
Option : Optique Appliquée

Par

BELILITA KAMEL

THEME

**CARACTERISATION OPTIQUE DES BIOMATERIAUX SOUMIS A LA
FATIGUE**

Soutenu le .../.../2012

devant le jury composé de :

Mr. **Bouafia mohamed**
Mr. **Bouزيد Said**
Mr. **Manallah Aissa**
Mr. **Osmani Hocine**

Prof. à l'Université de Sétif
Prof à l'Université de Sétif
MC à l'université de Sétif
Prof à l'université de Sétif

Président
Rapporteur
Examineur
Examineur

Remerciements

*J'exprime ma profonde gratitude et mes respects
à Mr BOUZID Said Professeur à l'IOMP pour son suivi judicieux.
Mes sincères remerciements à messieurs les membres de jury de nous
avoir honoré de leur présence.
Et sans oublier de remercier mes amis et mes camarades
qui m'ont beaucoup soutenu, conseillé et aidé.*

Sommaire

Introduction générale	2
------------------------------------	---

Chapitre I: La technique de la thermographie infrarouge

1.1 Introduction	3
1.2 Définitions de la thermographie Infrarouge.....	3
1.3. La matière a une température.....	4
1.4. La camera thermique	5
1.5. Applications de la thermographie.....	6
1.6 . Etude de la Fatigue par thermographie.....	7
1.6.1- Suivi de fissuration dans un composite.....	7
1.6.2. Limite de fatigue dans les matériaux.....	8
1.6.3. Analyse des contraintes thermoélastiques.....	9
1.7. Techniques optiques de caractérisation.....	11
1.7.1. Microscopie optique et électronique pour la fractographie.....	11
1.7.2. Microscope à force atomique AFM.....	11
1.7.3. Autres méthodes optiques de caractérisation.....	12

Chapitre II: Fatigue des biomatériaux

2.1. Introduction.....	16
2.2. Les différentes catégories de biomatériaux.....	16
2.3. Domaines d'applications des biomatériaux.....	16
2.4. Biomatériaux en odontologie (dentisterie).....	17
2.4.1. Les résines.....	17
2.4.2. Composites.....	18
2.4.3. Les céramiques.....	18
2.4.4. Les amalgames.....	20
2.5. Biomatériaux soumis à la fatigue.....	21
2.5.1. Types de fatigue.....	21
2.5.2. La fatigue dans les biomatériaux.....	22
2.5.3. Fatigue des biomateriaux dentaires.....	23
2.6. Essais de fatigue.....	25
2.6.1. Principe de fatigue en flexion rotative.....	25
2.6.2. Machine de fatigue.....	26
2.6.3. Essai de fatigue -simulateur de mastication.....	27
2.6.4. Courbes de résistance à la fatigue.....	27
2.6.5. Rupture selon le type de matériau.....	28
2.6.5.1. La rupture ductile.....	28
2.6.5.2. La rupture fragile.....	29
2.6.6. Fractographie.....	29

Chapitre III : Matériaux et procédures expérimentales

3.1. Réalisation du dispositif de fatigue.....	32
3.2 : Les biomatériaux dentaires utilisés.....	34
3.2.1 : Résine acrylique.....	34
3.2.2 : Résine composite	34
3.2.3- Céramique composite.....	34
3.3. Préparation des éprouvettes.....	35
3.3.1- Eprouvette en résine.....	35
3.3.1- Eprouvette en composite et céramique.....	35
3.4. Types d'éprouvettes de flexion rotative.....	36
3.5. Thermographie Infrarouge.....	37
3.6. Microscopie optique.....	37
3.7. Organisation des différentes séquences d'expérimentation.....	38

Chapitre IV : Résultats et interprétation

4.1. Analyse des thermogrammes des éprouvettes soumises à la flexion rotative.....	40
4.1.1. Eprouvette lisse en Résine.....	40
4.1.2. Résine avec entaille.....	42
4.1.2.1. Evolution de la température en fonction du nombre de cycles.....	42
4.1.3. Eprouvette entaillée en composite résine.....	45
4.1.4. Eprouvette en céramique avec trou.....	47
4.1.5. Comparaison entre les trois types de biomatériaux en flexion rotative....	48
4.2. Analyse des thermogrammes des éprouvettes soumises à la traction.....	49
4.2.1. Résine.....	50
4.2.1.1. Résine avec entaille.....	50
4.2.1.2. Résine avec trou.....	51
4.2.2. Composites avec entaille et avec trou.....	52
4.2.3. Céramiques avec entaille et avec trou.....	53
4.3. Relation entre l'évolution de la température-temps et force-allongement.....	55
4.3.1. Eprouvettes avec entaille.....	55
4.3.2. Eprouvettes avec trou.....	55
4.4. Evolution de la température en fond d'entaille.....	57
4.5. Observation des fissures par thermographie.....	58
4.6. Observation microscopique.....	59
4.6.1. Micrographies des facies de rupture	60

Conclusion générale.....	61
---------------------------------	-----------

Références.....
------------------------	--------------

Résumé

La thermographie infrarouge (TIR) est la science de l'acquisition et de l'analyse d'informations thermiques à l'aide de dispositifs d'imagerie thermique à distance.

Le but de ce thème est l'utilisation de cette technique comme moyen optique de caractérisation du comportement thermique des éprouvettes entaillées soumises à la fatigue par des sollicitations alternées en flexion rotative et par traction.

L'analyse par traitement d'images des thermogrammes obtenus au cours des essais de fatigue et de traction révèle que la température croît avec le nombre de cycles et avec le temps au voisinage de la zone de grande concentration de contraintes. En effet, la concentration de champs de température est maximale au fond d'entaille ou le long du trou et décroît au fur et à mesure de l'on s'éloigne du point chaud. La distribution du rayonnement infrarouge est plus remarquable dans le biomatériau en résine que dans le composite ou la céramique.

Introduction

Le présent travail concerne l'application optique d'une méthode basée sur le rayonnement thermique sur un biomatériau soumis à la fatigue par flexion rotative et par traction.

La thermographie infrarouge est une méthode de caractérisation optique non destructive relativement récente, qui permet de mettre en évidence en surface les contrastes thermiques produits par les différences de comportement de diffusion thermique à l'intérieur de la pièce à contrôler, lorsque cette dernière présente un gradient thermique.

Les biomatériaux en général et les matériaux de [prothèses](#) dentaires en particulier doivent présenter des caractéristiques microstructurelles et physico-chimiques leur permettant de résister aux contraintes masticatoires répétitives dont l'effet endommageant dans le temps (fatigue) peut amener le matériau à subir un échec mécanique prématuré. Une rupture par fatigue apparaît souvent brutalement, et en particulier sans déformation plastique notable préalable.

L'aspect de ce travail voulait être plutôt l'observation des possibilités de la technique, qui est la thermographie infrarouge dans le suivi et l'évolution temporelle du comportement du matériau aux sollicitations répétées ou à des déformations micrométriques.

Dans ce contexte, un dispositif de fatigue par flexion rotative a été réalisé afin de suivre le comportement des éprouvettes élaborées en biomatériau dentaire (résine, composite et céramique) entaillées ou présentant un trou par le traitement d'image des thermogrammes.

Le travail effectué dans ce mémoire est présenté de la façon suivante :

Premièrement, une étude théorique qui comporte deux chapitres. Le premier chapitre décrit des généralités sur les matériaux dentaires et les différents types de matériaux utilisés. Le second chapitre se rapporte à quelques rappels bibliographiques sur les propriétés mécaniques des biomatériaux et les méthodes de caractérisation de la fatigue.

Deuxièmement, une partie expérimentale qui englobe le troisième chapitre qui résume les méthodes opératoires employées. Tandis que le quatrième chapitre présente la caractérisation optique par thermographie des éprouvettes soumises à la fatigue et à la traction ainsi que les résultats des essais qui sont exposés, interprétés et discutés.

Enfin, une conclusion générale est présentée

Chapitre I : La technique de thermographie infrarouge

1.1. Introduction

Il est indispensable pour appréhender un matériau de le caractériser, c'est-à-dire d'en analyser les propriétés. Il existe de nombreuses techniques de caractérisation des matériaux qui reposent sur différents principes physiques de base : les interactions rayonnement-matière, et la mécanique. La plupart de ces techniques de caractérisation sont dites destructives c'est à dire que la méthode endommage le matériau. Il existe par ailleurs des techniques de caractérisation optiques dites de contrôle non destructif puisqu'elles conservent le matériau intact en utilisant des composants optiques, des caméras du visible et de l'infrarouge, capteurs, des logiciels de traitements d'images.

Intérêts des méthodes optiques pour les mesures non destructives :

- Étude de phénomènes mécaniques statiques ou dynamiques. Mesures des propriétés mécaniques des matériaux. Mesures des déplacements et déformations.
- Mesures sans contact mécanique, sans dommage pour les échantillons étudiés. Mesures sans perturbation. Mesures en milieu hostile.
- Mesures très précises. Parfaite localisation des points de mesures.
- Mesure de formes complexes en 3D
- Mesure de déplacements/déformations hors plan

1.2. Définition de la thermographie Infrarouge

Thermographie signifie: "écrire avec la chaleur". Le cliché généré est appelé image thermique ou "thermo gramme". La thermographie infrarouge est le moyen qui permet d'acquérir des informations thermiques à distance, sans aucune destruction, en temps réel, et de façon bidimensionnelle.

Le rayonnement infrarouge (IR), est un rayonnement électromagnétique d'une longueur d'onde supérieure à celle de la lumière visible, mais plus courte que celle des micro-ondes. INFRA signifie: "En-deça de". Le rouge étant la couleur de longueur d'onde la plus longue de la lumière visible. Les IR sont divisés en IR proches (0.7 à 5 μm), IR moyens (5 à 30 μm) et IR lointains (30 à 1 000 μm).

Les IR sont associés à la chaleur car, à température normale, les objets émettent spontanément des radiations dans le domaine de IR, la relation exacte étant donnée par la loi du rayonnement d'un corps noir. Par ailleurs, le rayonnement infrarouge met en vibration les atomes du corps qui les absorbe et donc élève sa température (Transfert de chaleur par rayonnement).

L'AFNOR définit la thermographie comme la (technique permettant d'obtenir, au moyen d'un appareillage approprié, l'image thermique d'une scène observée dans un domaine spectral de l'infrarouge).

1.3. La matière a une température

La température est donc une manifestation de la chaleur contenue dans la matière et, de même, le rayonnement électromagnétique émis par la matière est une manifestation de cette énergie ou de cette température.

Le rayonnement émis par la matière est un rayonnement électromagnétique. Il existe un vaste spectre de rayonnement électromagnétique, à diverses fréquences ou longueurs d'onde, comme le montre Figure 1.1.

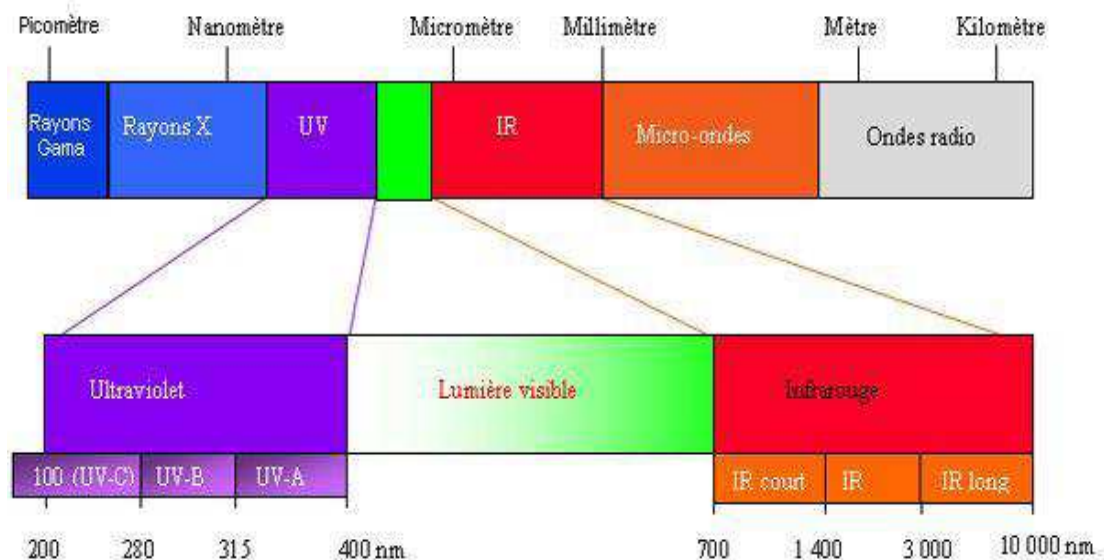


Fig 1.1. Spectre électromagnétique.

Pour la matière "idéalisée", il y a une relation directe et connue (depuis 1900 - c'est la loi de Planck) entre la température et la puissance du rayonnement émis, (voir Figure.1.2)

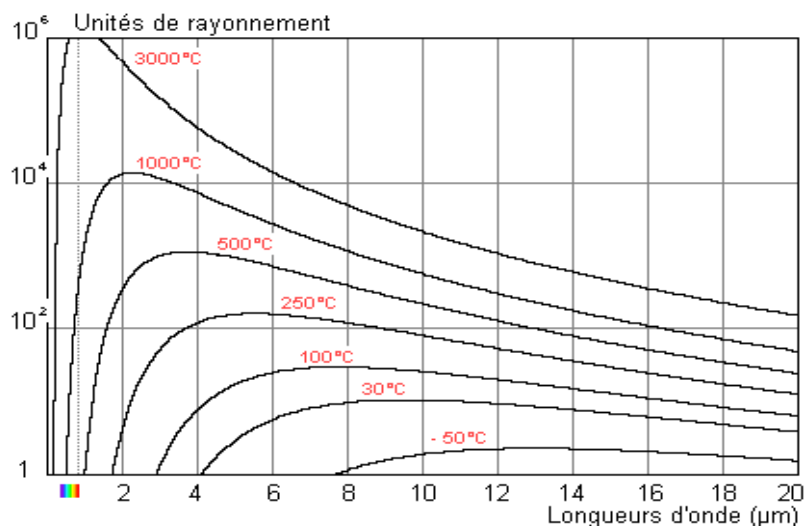


Fig.1.2. Les courbes de Planck.

1.4. La camera thermique

Pour voir le rayonnement émis par les objets habituels de l'environnement ou déterminer leur température en mesurant ce rayonnement, il nous faut des caméras capables de voir dans l'infrarouge. D'où les caméras infrarouges ou caméras thermiques", conçues pour pallier les limites de nos yeux, incapables de voir les rayonnements émis par les objets.

Le meilleur moyen d'observer le rayonnement émis par les différents corps est donc de décaler le spectre de fonctionnement du récepteur vers les longueurs d'onde de l'infrarouge.

Les différents appareils de thermographies infrarouges vont principalement se distinguer par la taille et la qualité de leur détecteur qui va déterminer leur sensibilité thermique et leur résolution spatiale, ainsi que par la gamme des températures pour laquelle l'appareil est adapté en fonction du rayonnement émis et le rayonnement réfléchi.

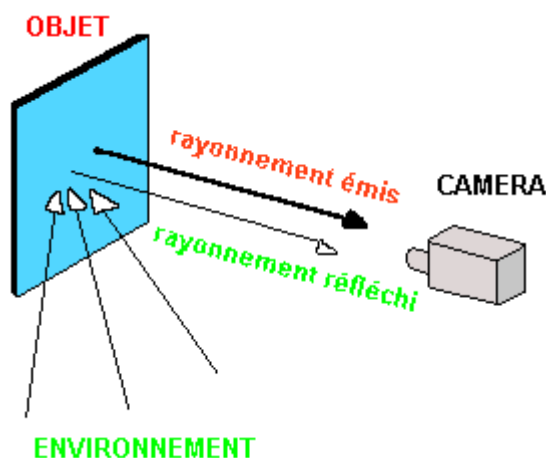


Fig. 1.3. Le rayonnement émis et le rayonnement réfléchi.

La température est une manifestation de l'énergie interne de la matière, sous sa forme immédiatement disponible de "chaleur". Or cette chaleur peut être considérée comme anormale, qu'elle soit là par excès ou par défaut. La chaleur exprime donc, tout comme la température, un état de la matière ou d'un objet dans des conditions de fonctionnement considérées. Un écart de température dénote donc un fonctionnement anormal, en dehors des paramètres normaux, ou une tendance pouvant conduire à une dégradation puis à une défaillance.

Les caméras thermiques ou caméras infrarouges sont définies par:

- La résolution spatiale (le plus petit objet visible), c'est l'angle solide qui limite la séparation des détails de l'objet.
- La résolution thermique (la plus petite différence de température perceptible), c'est l'écart minimum de température apparente discernable entre un objet et son environnement.

Ces deux résolutions ne sont pas indépendantes et les caméras sont en général caractérisées par la courbe donnant l'évolution de la résolution thermique en fonction de la résolution spatiale.

1.5. Applications de la thermographie

La thermographie, en tant que technique non intrusive et applicable lorsque les matériels sont en fonctionnement normal, ne présente pas en soi la possibilité d'être ou de ne pas être destructrice.

La thermographie infrarouge sera applicable dans les cas où la température ou différence de température, apporte une information significative. La thermographie est utilisée depuis longtemps, par exemple, pour la vision nocturne. Depuis peu, les imageurs thermiques sont installés dans certains aéroports permettant d'identifier des gens fiévreux lorsqu'il y a danger de propagation d'une maladie.

Les utilisations industrielles sont également nombreuses. On peut citer la maintenance des machines où un échauffement est généralement signe de sollicitations ou de frottements excessifs pouvant conduire à la ruine. Un autre exemple est la vérification des installations électriques où un échauffement peut être signe d'un raccord défectueux ou d'un court-circuit.

1.6. Etude de la Fatigue par thermographie

De nombreux indicateurs de l'endommagement par fatigue, autre que l'amorçage et la propagation des fissures, ont été recherchés. Depuis les travaux de Luong M.P [1,2] en 1995 et 1998 et de Doudard C [3] en 2004, la thermographie infrarouge a permis d'obtenir des résultats encourageants.

1.6.1- Suivi de fissuration dans un composite

L'évolution des champs de température le long de l'axe de symétrie horizontale d'une éprouvette entaillée a été décrite par Djedjiga [4]. Ce procédé permet de détecter in situ la croissance de fissures par fatigue, notamment la taille critique de la fissure et sa vitesse de propagation sur une large gamme de matériaux indépendamment de leur conductivité et de leur texture.

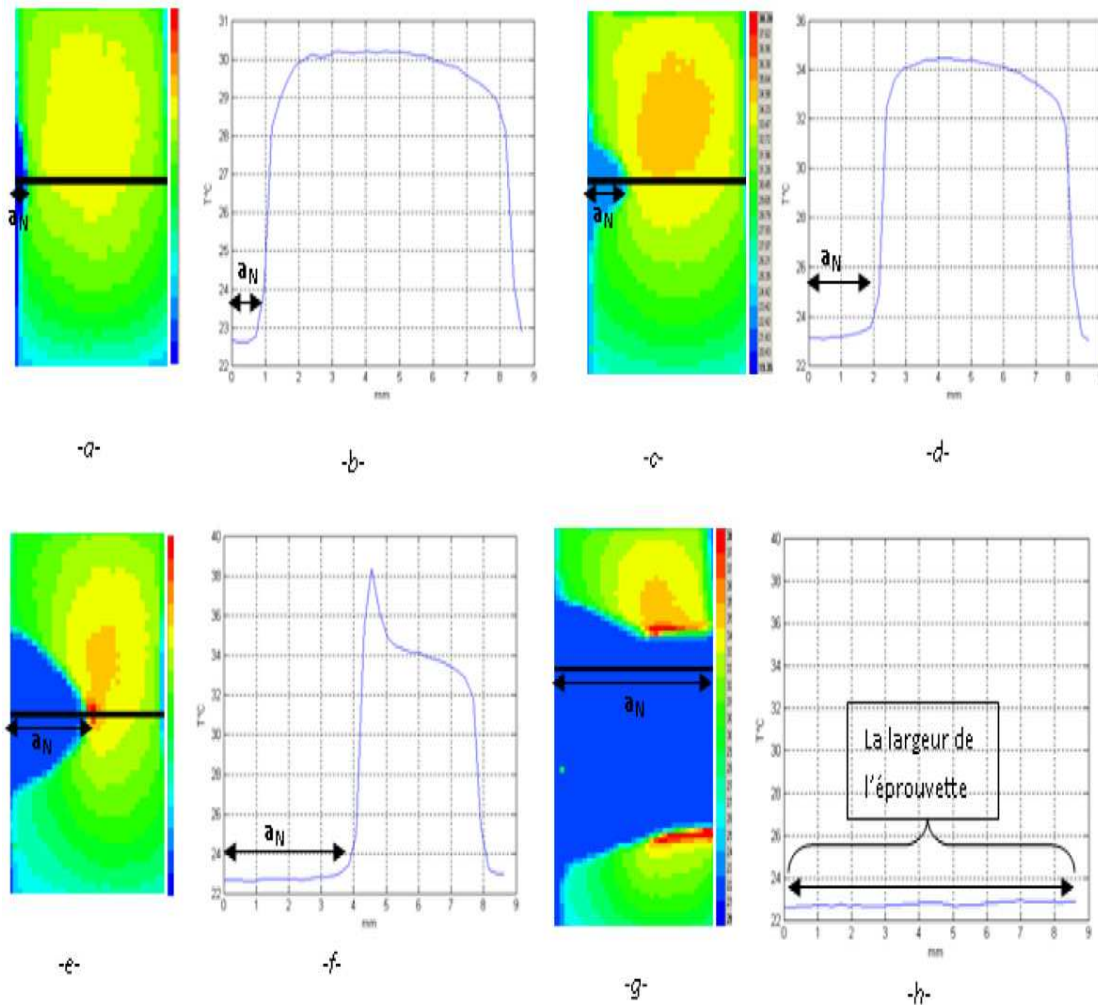


Fig. 1.4. Evolution du champ de température ambiant indexé par a_N (profondeur de l'entaille) sur les thermogrammes ((a), (c), (e), (g)). La zone d'intérêt est montrée avec le même indice sur les courbe de température ((b), (d), (f), (h)) à différents cycles de fatigue N : (a), (b) 601 cycles ; (c), (d) 4800 cycles ; (e), (f) 5065 cycles ; et (g), (h) 5070 cycles (rupture finale). [4]

1.6.2. Limite de fatigue dans les matériaux

En analysant la température de la surface externe pendant l'application de chargement cyclique, il est possible d'évaluer le comportement d'un élément et de déterminer la limite de fatigue [5].



Fig.1.5. Deux scanners thermiques sont utilisés dans la détection de la température sur les deux côtés de l'éprouvette.

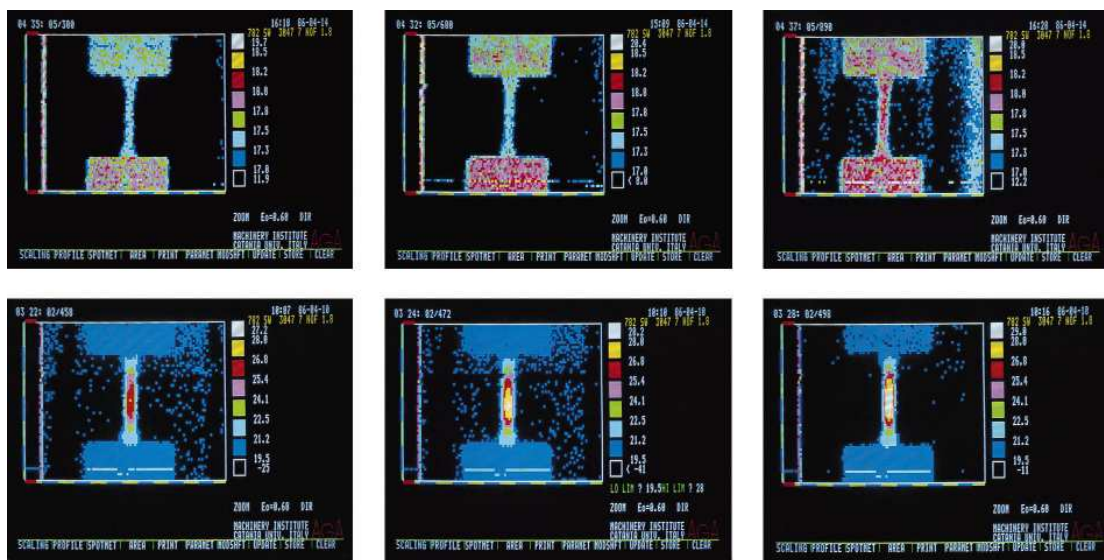


Fig. 1.6. Deux séquences explicatives: Les trois premières images montrent les variations thermiques au bout de 10 000, 100 000 et 500 000 cycles, avec une contrainte appliquée un peu plus de la limite de fatigue (220 MPa), les trois secondes images sur une période beaucoup plus courte (10 000, 20 000 et 30 000 cycles) avec une contrainte de 275 MPa.



Fig. 1.7. Concentration de contrainte pendant le chargement dynamique sur une éprouvette entaillée [5].

1.6.3. Analyse des contraintes thermoélastiques d'un échantillon de fatigue

L'analyse des contraintes thermoélastiques utilise la thermographie infrarouge pour mesurer la variation de température d'un objet et se rapporte à ces changements à la contrainte dynamique associé. L'essai de fatigue doit être calibré (pour chaque fréquence) pour faire la forme d'onde du signal de température de chargement réellement sinusoïdale. La caméra IR capte une série d'images thermiques et compare les températures par extraire un motif d'onde sinusoïdale à chaque pixel de l'image comme indiqué à la Fig. 1.8. [6].

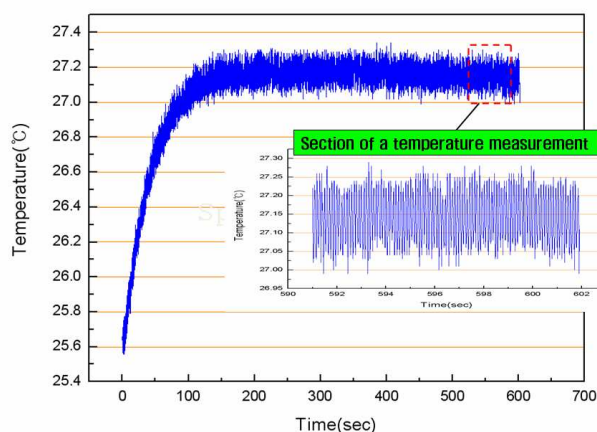


Fig.1.8. Mise en place d'une section de mesure de température

L'évolution de la température due à l'effet thermoélastique peut être calculée par l'équation

$$\Delta T = K_m T_a \Delta \sigma \quad (1)$$

Avec ΔT : variation de température et $\Delta \sigma$: variation de contrainte

La figure 1.9 montre la variation de la température prédite au cours des cycles de fatigue. Le point zéro correspond à la température initiale lorsque la contrainte est au niveau de la

contrainte moyenne. Une légère diminution de la température minimale pendant chaque cycle de fatigue a été observé, en raison de l'augmentation de la contrainte maximale correspondante à chaque cycle.

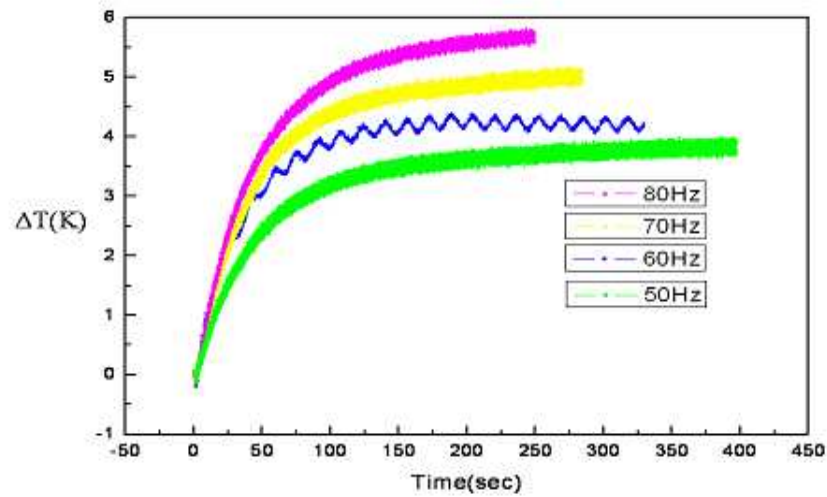


Fig.1.9. Évolution de la température à chaque fréquence

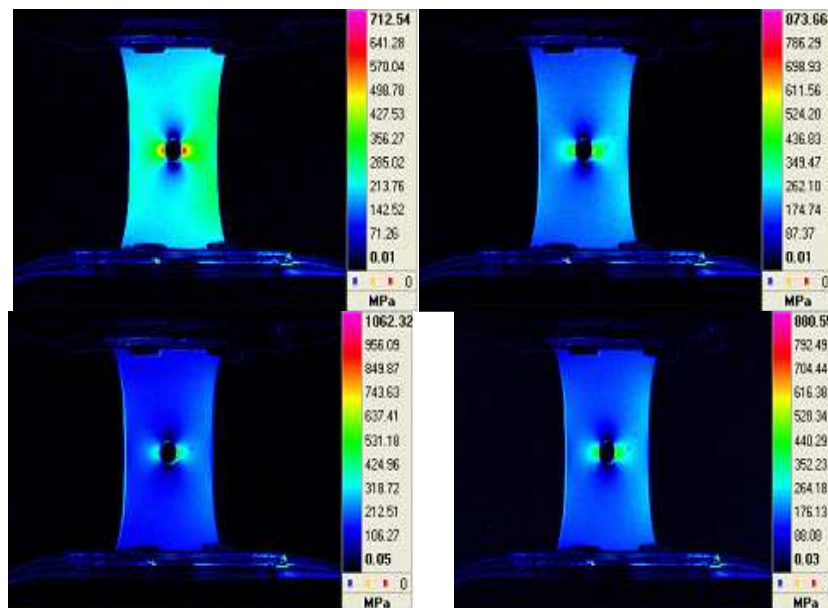


Fig.1.10. Valeurs de contraintes thermoélastiques à chaque fréquence (40, 50 ,60, 70 Hz)

1.7. Les techniques optiques de caractérisation :

- Les différentes techniques microscopiques
- Interféromètre à base de fibres optiques pour la mesure du module de Young
- Fibres optiques pour la réalisation de capteur de pression et de température.
- Application d'un modulateur acousto-optique
- Application de l'holographie
- Lumière diffusée et profilomètre optique pour la caractérisation des surfaces usinées
- Contrôle microscopique in situ de l'initiation et la propagation des fissures
- Photo-élasticimétrie microscopique
- Thermographie infrarouge

1.7.1. Microscopie optique et électronique pour la fractographie

L'examen porte sur les particularités du faciès de rupture lors de l'analyse morphologique. L'Analyse microstructurale métallographique par microscopie optique, MEB, etc, met en évidence la présence de grains, phases, inclusions, précipités, porosités, fissures et des défauts. Différents types de fissures et de défauts sont reconnus majeurs ou mineurs par leur identification par rapport à ceux dont l'amplitude de leurs signaux qui ont atteint le seuil considéré comme critique. Suivant la nature du matériau, plusieurs aspects caractéristiques tels que les cupules, les stries, les facettes et les sites amorçage peuvent coexister sur un même faciès.

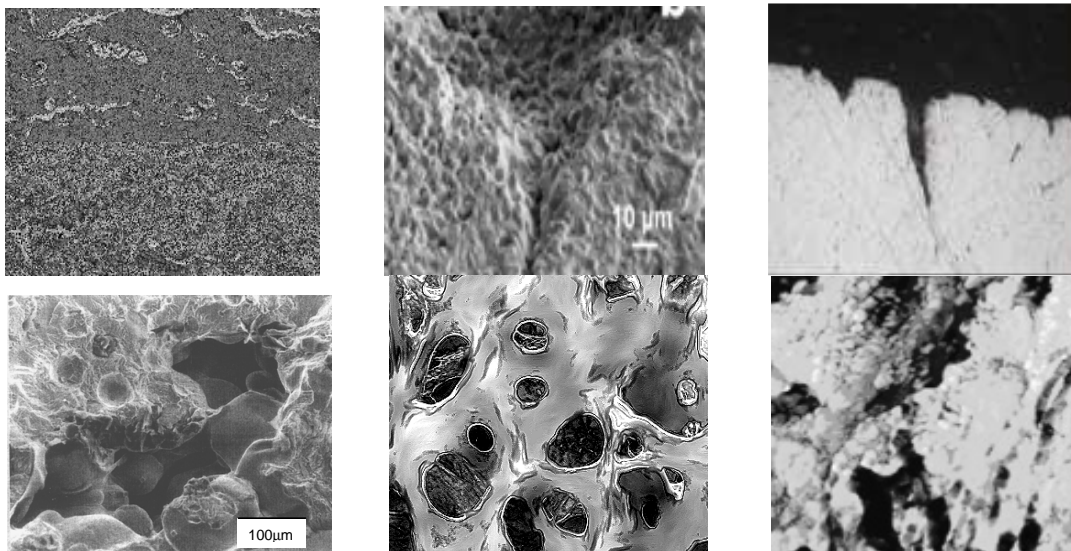


Fig.1.11: Les différents types de défauts des différents matériaux

1.7.2. Microscope à force atomique AFM

La microscopie à force atomique est une méthode qui permet de réaliser une cartographie tridimensionnelle d'un matériau à l'échelle nanométrique. Son principe repose sur la détection des forces atomiques s'exerçant entre la surface de l'échantillon et un palpeur (une pointe d'à peine quelques micromètres de hauteur). Le principe de la microscopie à force atomique « AFM » est représenté sur la Figure.1.12 et l'analyse des surfaces et des structures des polymères sur la Figure.1.13.

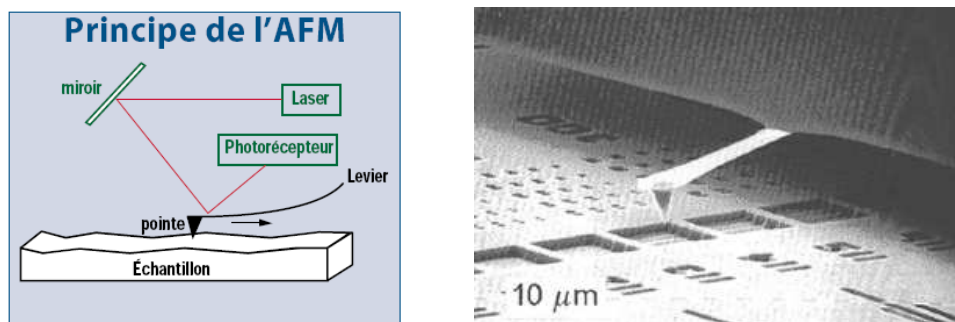


Fig.1.12 - Principe du microscope à force atomique « AFM »

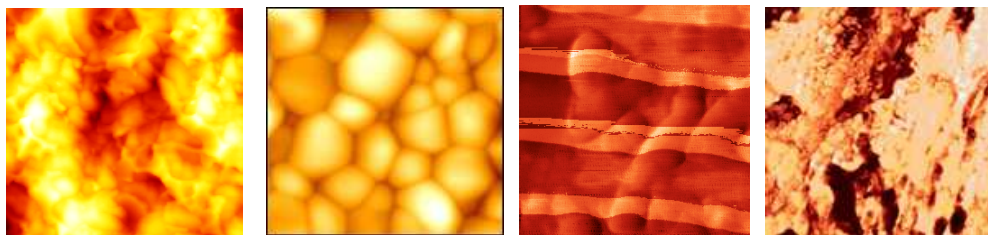


Fig.1.13 : Analyse des surfaces et des structures des polymères

1.7.3. Autres méthodes optiques de caractérisation

A titre d'exemple, on présente qualitativement quelques méthodes optiques de détection et de caractérisation (Figure 1.14- 118)

- *Montage de détections acousto-optique*
- *Technique optique de détection « schéma de principe du nanoscope optique » des défauts subsurface*
- *Images des fissures par Interférométrie*
- *Représentation schématique de la technique ESPI (Electronic speckle pattern interferometry)*
- *Détection de dommage des composites à l'aide de la technique ESPI*

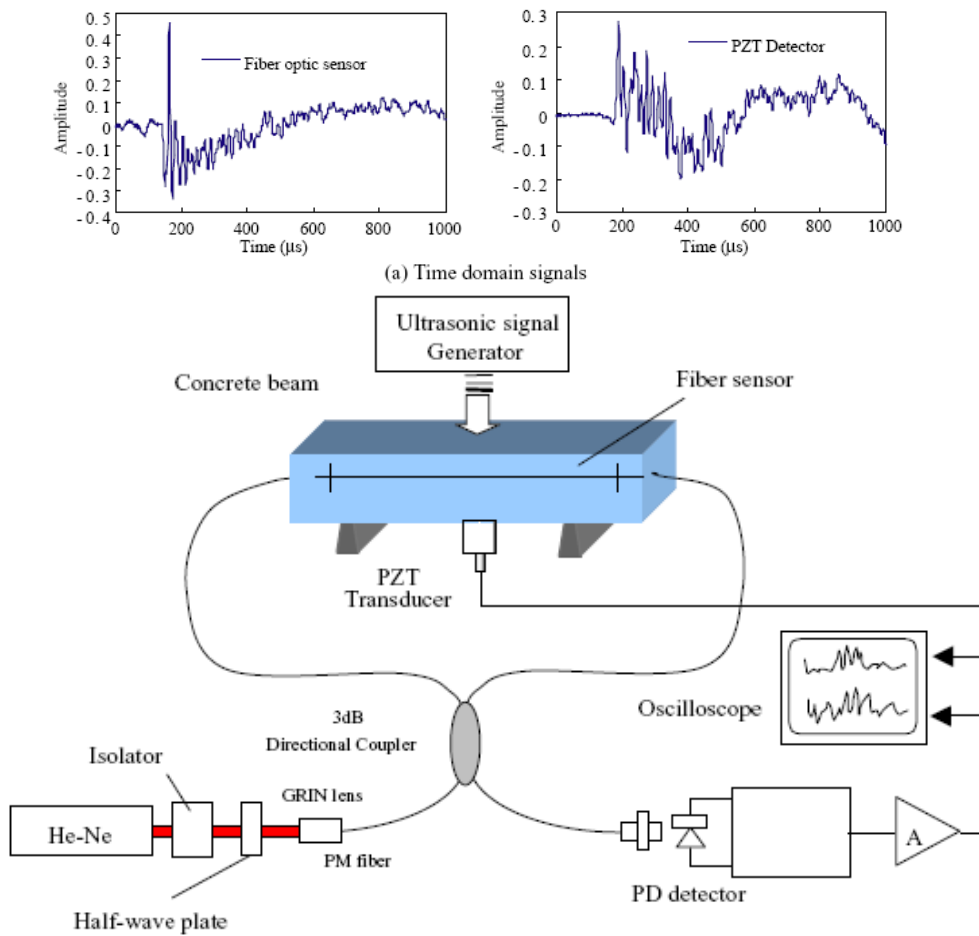


Fig.1.14 : montage de détections acousto-optique

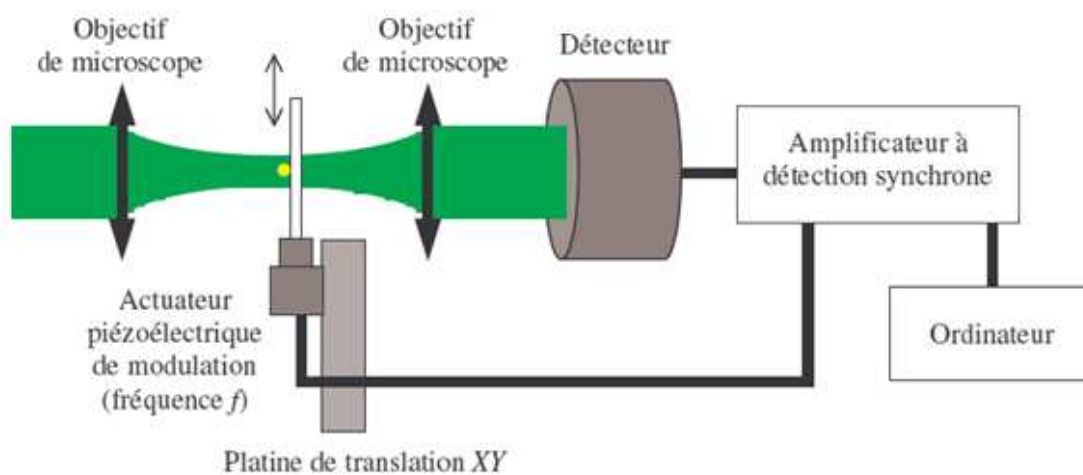


Fig.1.15 : Technique optique de détection « schéma de principe du nanoscope optique » des défauts subsurfacique

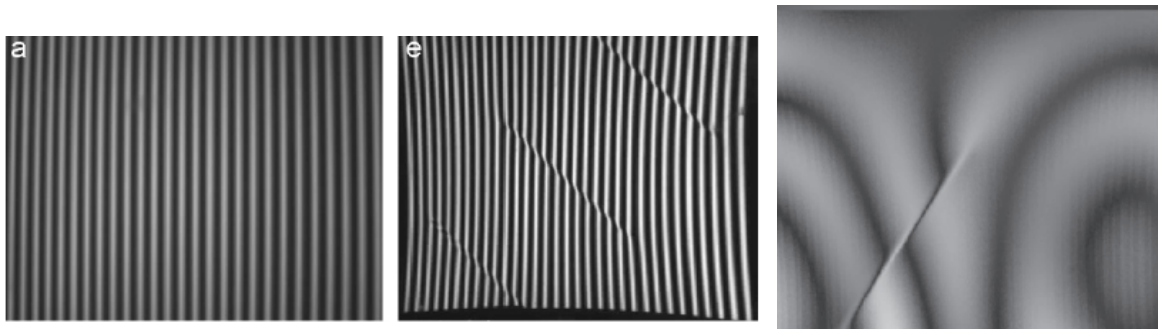


Fig.1.16 : Images des fissures par Interférométrie

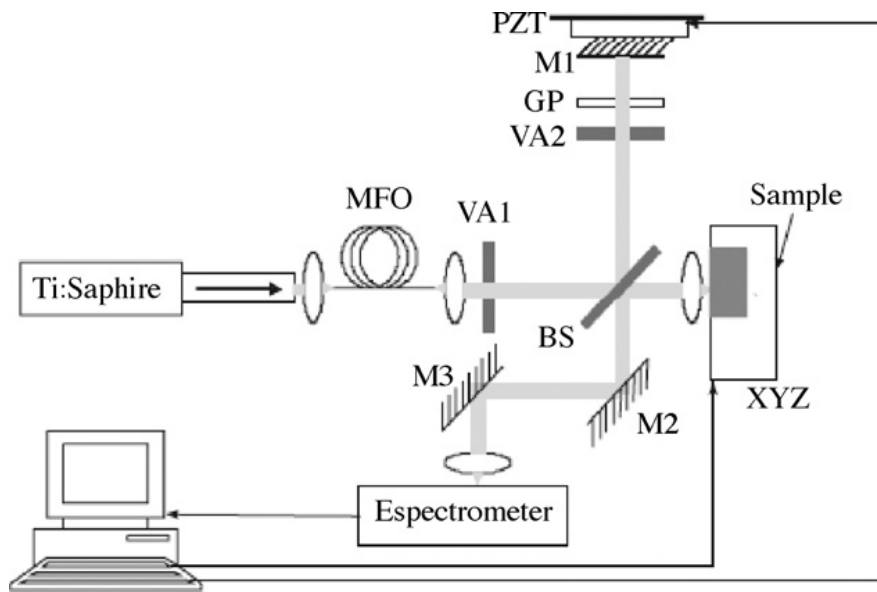


Fig.1.17 : Représentation schématique de la technique ESPI (Electronic speckle pattern interférométrie)

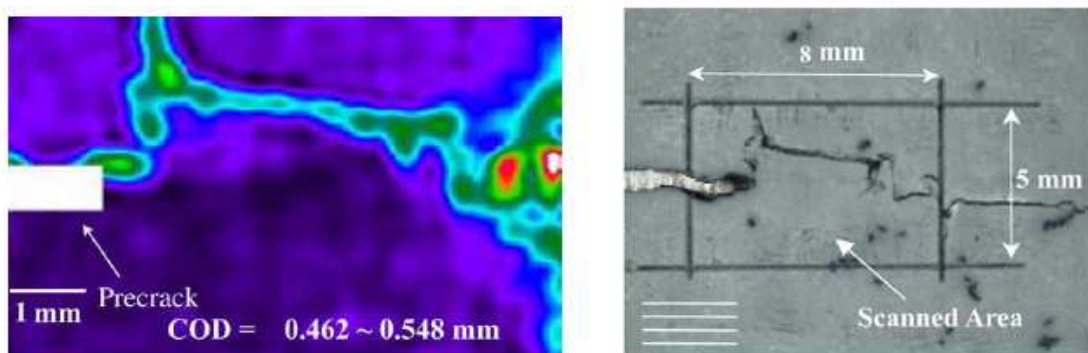


Fig.1.18 . Micrographie des fissures obtenues par la méthode ESPI

Chapitre II: Fatigue des biomatériaux

2.1. Introduction

Un biomatériau est défini comme : **“Un matériau non vivant utilisé et conçu pour interagir avec des systèmes biologiques”**.

Les Biomatériaux recouvrent une grande variété d'applications biomédicales puisqu'ils peuvent être à la fois des matériaux de réparation des lésions tissulaires, des matériaux implantables et être constitutifs de systèmes d'assistance extra corporelle. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés.

Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine : ils regroupent aussi bien des matériaux issus du génie de l'homme (métaux, alliages métalliques, céramiques, matières plastiques) que des matériaux d'origine naturelle (collagène et cellulose), mais aussi des matériaux d'un nouveau type associant un des matériaux précités à une matrice biologique.

2.2. Les différentes catégories de biomatériaux

Trois grandes catégories de biomatériaux peuvent être envisagées :

- les métaux et alliages métalliques
- les céramiques au sens large (exemple sur la figure 2.1).
- les polymères et la matière "molle"



Fig.2.1. Implant dentaire en céramique.

2.3. Domaines d'applications des biomatériaux

Les maladies sur le corps humain ont engendré le développement des biomatériaux, dont le but est de préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures ou d'autres

déficiences fonctionnelles moins graves. La Figure.2.2 présente les domaines d'applications des biomatériaux

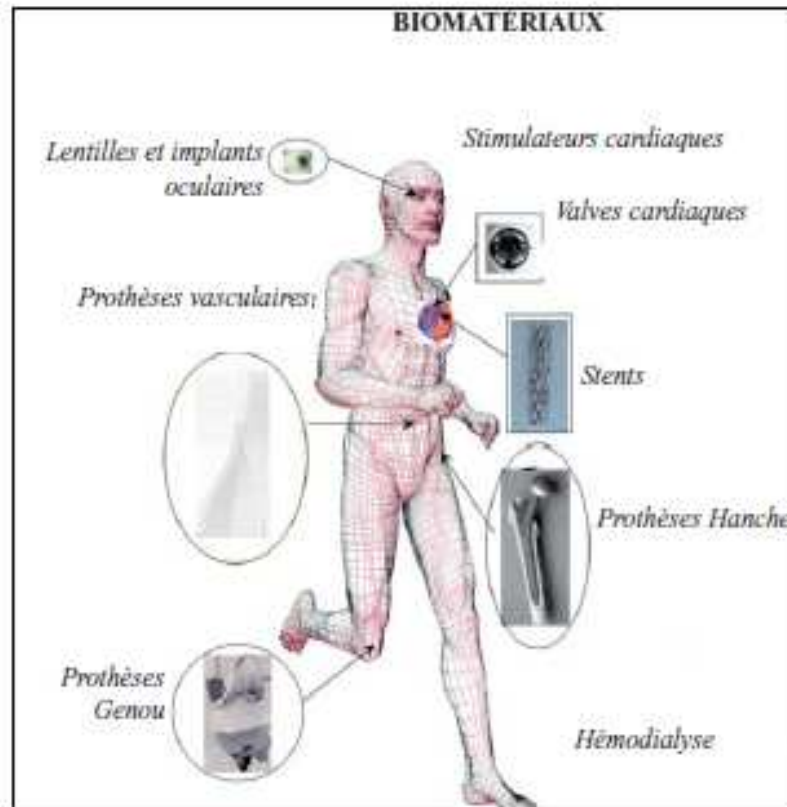


Fig.2.2. Domaines d'applications des biomatériaux

- **Cardiovasculaire:**

Les valves cardiaques, le matériel pour circulation extracorporelle, coeur artificiel, assistance ventriculaire, stimulateurs cardiaques, prothèses et endoprothèses vasculaires.

- **Chirurgie plastique et reconstructive:**

Matériaux et implants pour chirurgie esthétique, drains de chirurgie, colles tissulaires, peau artificielle, sutures résorbables.

- **Chirurgie orthopédique:**

Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet), orthèses, ligaments et tendons artificiels, cartilage, matériel de remplacement ou comblement osseux, chirurgie du rachis, réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches).

- **Endocrinologie:**

Pancréas artificiel, pompes portables et implantables.

- Odontologie et stomatologie:

Matériaux de restauration, comblement dentaire et osseux, traitements prophylactiques, orthodontie, traitements du parodonte et de la pulpe, implants, reconstruction maxillo-faciale.

- Ophtalmologie:

Implants, lentilles, coussinets de récupération, produits visqueux de chambre postérieure.

- Radiologie et imagerie:

Produits de contraste, produits embolismique, produits pour radiologie interventionnelle.

- Urologie et néphrologie:

Dialyseurs, poches, cathéters et tubulures pour dialyse, rein artificiel portable, prothèses, matériaux pour traitement de l'incontinence.

2.4. Biomatériaux en odontologie (dentisterie)

Les matériaux dentaires ont été le centre de la recherche considérable et de développement durant les 50 dernières années. Ils sont désirés avoir les propriétés mécaniques comparables à ceux de l'émail et de dentine, en plus d'une excellente qualité esthétique. Le développement de la chimie des matériaux a conduit à la production des matériaux dentaires de plus en plus performants avec des propriétés physiques remarquables et une bonne stabilité dans l'environnement buccal. Donc les matériaux dentaires sont utilisés en clinique et au laboratoire ou ils apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation des pièces prothétiques adjointes partiel ou complètes.

Quatre familles de matériaux utilisées :

- les résines.
- les composites.
- les céramiques.
- les amalgames.

2.4.1. Les résines

Les résines dentaires sont couramment utilisées où elles apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation de pièces prothétiques partielles ou complètes. Ce sont des composants non métalliques produits synthétiquement à partir des composants organiques qui peuvent être moulés sous diverses formes. Les résines peuvent être classées selon que la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par la chaleur ou par un agent chimique .On distingue [7]:

- les résines (durcissantes par la chaleur) ou mieux thermo polymérisables
- les résines (durcissantes à froid) ou chémo polymérisables ou encore auto polymérisables

2.4.2. Composites

Les composites ce sont des matériaux d'obturation organo-minéraux. Un matériau composite constitué d'au moins deux composants non miscibles (qui ne mélangent pas) c'est une résine à la quelle on incorpore des charges minérales diverses les deux phases sont liées entre elle par un procédé de couplage [8]. L'agent de couplage entre la matrice et la charge se fait à l'aide d'un silane [9].

Les imperfections des résines non chargées (résistance mécanique) ont mené à l'utilisation cohérente des ciments de silicate. L'idée est d'améliorer les résines traitantes à froid en les mélangeant aux particules inorganiques de renforcement pour former les premiers composites de résine et de ce fait réduisant le rétrécissement de polymérisation et de dilatation thermique [10]. En plus l'ajout de ces charges a largement amélioré la résistance mécanique de la résine [8].

Dans la recherche d'une résine améliorée, une modification des résines époxydes, connue en art dentaire en tant que "résine de Bowen" ou méthacrylate de glycidyle de bisphénol-A (Bis-GMA résulte de la réaction d'un phénol le bisphénol A avec le méthacrylate de glycidyle), a été présentée en 1960 [11]. Bowen a combinée la poudre de silice avec du monomère Bis-GMA et a réalisé un matériau de restauration fortement chargé (autour 70% en poids). L'addition des particules de remplissage a amélioré les résines, et la prétendue résine composite présente une résistance accrue, une grande dureté, et une diminution du rétrécissement de polymérisation. La charge représente 35 à 71 % du volume de composite dont la taille des particules varie entre 0.04 et 100 μm .

- les macro charges composées de grosses particules de verre ou de Quartz
- les micros charges constituées de silice et les hybrides (mélange entre les deux)

Les qualités supérieures des résines composites en comparaison avec les résines non chargées ont eu comme conséquence l'acceptation universelle des résines composites. Elles ont remplacé les résines non chargées et les ciments de silicate.

Le processus par lequel la pâte de composite se transforme en matériaux dur est dû à la polymérisation de la matrice résineuse. Dans les composites photos polymérisables c'est la lumière ultraviolette ou visible qui est utilisée pour initier la polymérisation des composites.

2.4.3. Les céramiques

Les céramiques dentaires sont des matériaux de structure composite comprenant une structure vitreuse appelée matrice de verre renforcée par différentes phases cristallines qui permet d'adapter le coefficient de dilatation thermique du matériau.

La fabrication se fait en chauffant le mélange au dessus de la température de fusion de la matrice vitreuse et au dessous de celle des cristaux. La phase cristalline accroît la résistance et réduit les fractures. La nature de la phase cristalline présente dans la céramique conditionne principalement les propriétés physiques, mécaniques et optiques (réflexion lumineuse et couleur) de la restauration finale. Elle s'oppose notamment à la propagation des dislocations et les micros fractures de surface au sein du matériau.

Ces matériaux fragiles sont soumis à deux types de défauts, sources de leur fragilité: des défauts de fabrication (inclusion de porosités lors de l'élaboration) et des défauts de surface (différence de contraction entre les deux phases vitreuse et cristalline lors du refroidissement) et aussi des défauts de surface liés aux meulages lors de l'élaboration.

Les céramiques dentaires sont des matériaux composés à 99 % d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Pour la plupart, ils ont une structure biphasée de verre chargé (une phase vitreuse et une phase cristalline). Les micrographies des différents types de céramiques dentaires sont présentées dans la Figure 2.3.

Le composant principal est le feldspath. Il représente une proportion massique de 80 à 98% du composé final. Le kaolin sert essentiellement de liant lors de la préparation des pâtes. La silice sous forme cristallisée (quartz) améliore la résistance mécanique du composé final .

-Feldspath potassique ou orthose : K_2O , Al_2O_3 , SiO_2 .

-Kaolin : Al_2O_3 , $2SiO_2$, $2H_2O$.

-Quartz : SiO_2 . [11]

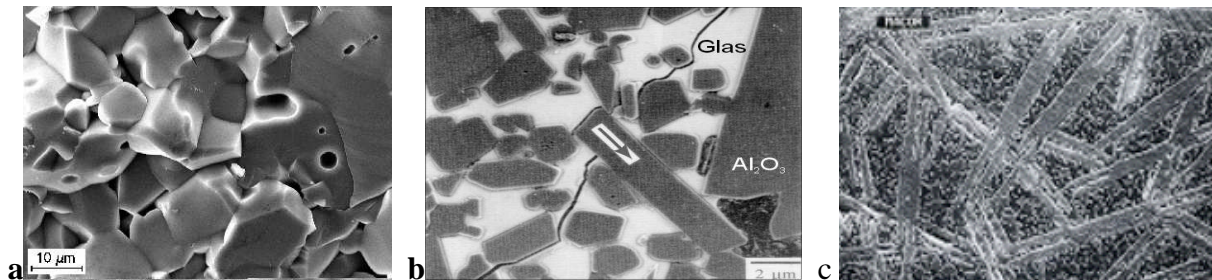


Fig. 2.3. Micrographies des différents types de céramique dentaire [11]
 a-Céramique polycrystalline (sans verre), b-Céramique infiltrée (avec verre)
 c-Vitrocéramique (avec verre)

2.4.4. Les amalgames

Les métaux utilisés en odontologie sont les Alliages nobles (alliages nickel chrome, alliages cobalt chrome, alliages de titane, amalgames d'argent, or compacté).

L'amalgame dentaire est un mélange de métaux en poudre et de mercure liquide utilisé dans le traitement des lésions carieuses. Un amalgame dentaire contient environ 50 % de mercure métallique. La poudre d'alliage est constituée dans des proportions variables, d'argent (environ 40 %), de sélénium, de cuivre et, dans des proportions plus faibles, d'autres métaux (zinc...). Les amalgames actuellement commercialisés sont dits « non gamma 2 » et présentent des caractéristiques plus intéressantes dans le domaine de la résistance à la corrosion et de la résistance mécanique.

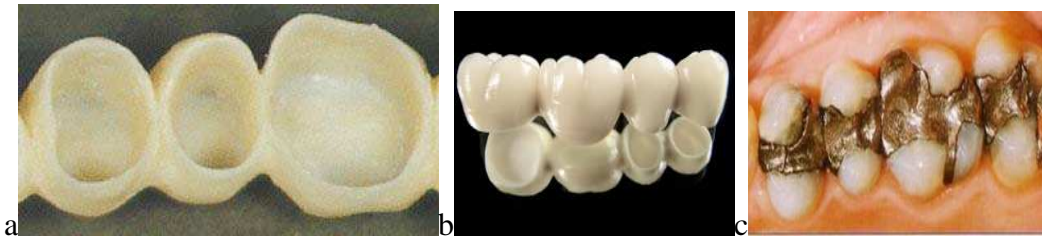


Fig.2.4 : Exemple des différents types de biomatériaux dentaires
a- Couronne en composite, b- bridge en céramiques c- amalgame dentaire

2.5. Biomatériaux soumis à la fatigue

On entend par fatigue ou endommagement par fatigue la modification des propriétés des matériaux consécutive à l'application de cycles d'efforts dont la répétition peut conduire à la rupture [13].

En règle générale, la fatigue se produit sans déformation plastique d'ensemble, ce qui la rend difficile à détecter, mais avec une déformation plastique localisée autour des défauts présents dans les matériaux, à fond d'entaille dans les structures, ou à l'extrémité d'une fissure lorsque celle-ci s'est formée. La durée de vie est généralement mesurée par le nombre de cycles à la rupture.

Il y a fatigue dès qu'on est en présence d'efforts variables dans le temps. La particularité de l'endommagement par fatigue, est que la rupture peut se produire pour des contraintes apparemment faibles, souvent bien inférieures à la résistance à la traction et même à la limite d'élasticité du matériau, lorsque la répétition de ces efforts se produit un grand nombre de fois.

D'après Schütz [14], la notion de fatigue, introduite par Braithwaite en 1854, sera quantifiée par Wöhler en 1858, lors de l'étude des conditions de rupture des axes de roues de wagons de chemin de fer. A partir de 1920 à 1930, l'étude du comportement en fatigue des métaux devint un champ d'investigation scientifique à part entière et vit notamment apparaître le concept de cumul de dommage. La relation entre l'endommagement par fatigue et les déformations plastiques cycliques fut établie par Coffin [15] et Manson [16] en 1954. Ces derniers proposèrent une relation empirique entre l'amplitude de déformation plastique et la durée de vie.

2.5.1. Types de fatigue

La rupture par fatigue peut être provoquée par des sollicitations de nature différente. Les phénomènes conduisant à l'endommagement par fatigue sont de plusieurs types :

- la fatigue mécanique engendrée par des efforts mécaniques externes appliqués à la structure,
- la fatigue thermique engendrée par la variation de la température (faiçonnage ou fluage).
- la fatigue thermomécanique : la température et les sollicitations extérieures varient avec le temps,
- la fatigue par corrosion.

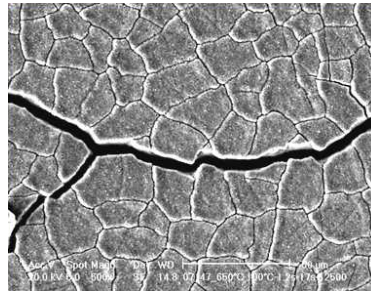


Fig.2.5. Exemple de réseau de fissures de surface dû à la fatigue thermique

2.5.2. La fatigue dans les biomatériaux

La rupture par fatigue a été identifiée comme un des problèmes majeurs dans les implants [17]. Comme exemple, un cœur moyen bat environ 30 millions de fois par an et une valve cardiaque artificielle destinée à durer environ 20 ans sera, par conséquent, exposée à une charge de fatigue de l'ordre de un milliard de cycles [18]. La fatigue et l'usure sont souvent signalées dans les applications orthopédiques telles que le genou [19] et les prothèses de la hanche [20]. La Figure.2.6. illustre un exemple de fracture de fatigue dans l'implant de la prothèse de hanche et de la valve cardiaque mécanique.

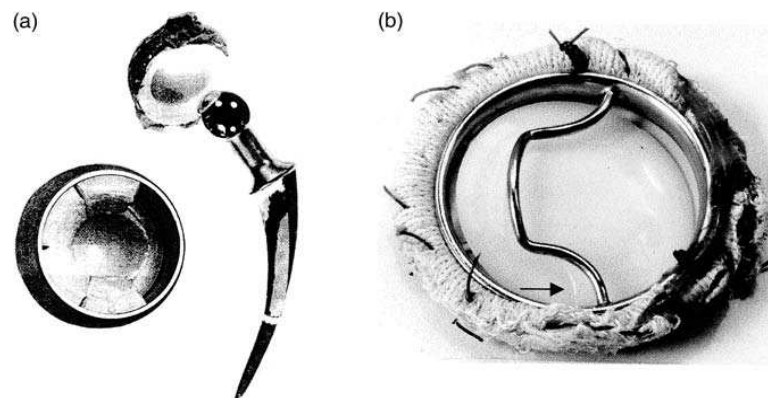


Fig.2.6. Exemples de fracture de fatigue : a-dans les implants de la prothèse de hanche
b- valve cardiaque mécanique.

Les matériaux pour implants doivent nécessairement avoir un degré élevé de résistance à la fatigue. Le matériel de fixation sera éprouvé à 2×10^6 cycles par an selon l'estimation. Pour l'homme le critère maximal est qu'un implant doit être capable de supporter une charge cyclique maximum de 25 ans d'utilisation normale. Le stress résultant d'un chargement cyclique peut être inférieure à la charge de rupture, ou même à la limite d'élasticité du matériau pour provoquer une défaillance catastrophique. Le but ultime de la fatigue des composants et des structures portantes est d'obtenir des données concernant la durée de vie dans des conditions spécifiées.

Le processus commence par une fissure microscopique, appelé le site d'initiation, qui s'élargit ensuite avec chaque mouvement subséquent. Ce phénomène est analysé dans le thème de la mécanique de la rupture.

2.5.3. Fatigue des biomatériaux dentaires

Dans le milieu buccal, les matériaux sont sollicités mécaniquement dans des conditions physiologiques (mastication, déglutition...). Les restaurations doivent donc posséder des qualités de résistance à ces sollicitations. Cette résistance correspond à la capacité de supporter les forces appliquées sans se fracturer ou subir une déformation excessive.

Les matériaux pour restaurations dentaires doivent présenter des caractéristiques microstructurales et physico-chimiques leur permettant de résister aux contraintes masticatoires répétitives dont l'effet endommageant dans le temps peut amener le matériau à subir un échec mécanique prématuré. Dans une méta analyse de Creugers *et al.* [21] portant sur 4118 unités de ponts céramo-métalliques et 18 publications, la survie clinique a été de 90% à 10 ans.



Fig. 2.7. Pont en céramo-métallique.

Les matériaux composites, grâce aux progrès constant des techniques adhésives vis-à-vis du substrat dentaire (émail, dentine), ont vu leur champ d'application clinique s'élargir vers des recouvrements dentaires partiels (onlay) [22], des recouvrements complets (couronnes) [23,24] et même des ponts de petite envergure [25]. D'autres solutions alternatives ont fait appel à la technologie des fibres (principalement de verre) pour renforcer ces résines composites afin de permettre leur usage au niveau de reconstructions prothétiques de type petit pont adhésif au design conservateur [26-30].

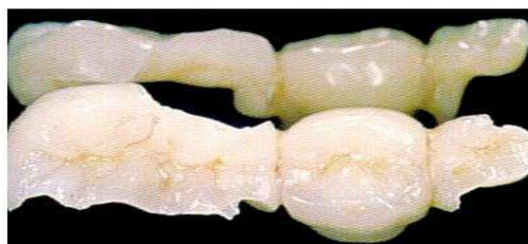


Fig.2.8. Résine composite.

Les inconvénients actuels sont l'absence de publications de survie clinique long terme (> 3 ans) démontrant le degré de fiabilité mécanique des composites et composites fibres lors de reconstructions de couronnes ou ponts.



Fig. 2.9. Résine composite renforcée par des fibres.

En l'absence de ces informations cliniques, la question reste posée si les propriétés mécaniques de ces résines composites sont suffisantes pour proposer leur utilisation élargie au secteur des couronnes et ponts prothétiques. Contrairement aux études *in vivo* rarissimes, de nombreux travaux de recherche *in vitro* ont été menés sur les résines composites évaluant certaines propriétés mécaniques telles que la résistance à l'usure [31-36], la résistance en flexion ou compression, le module d'élasticité et la dureté [37-39] afin d'établir un classement des divers produits (ranking). Toutefois, l'amélioration de la résistance en flexion d'un produit, argument de vente souvent avancé, n'indiquera pas si celui-ci sera adéquat ou meilleur pour suggérer son utilisation dans le domaine prothétique.

Le problème principal réside dans le fait que les tests mesurant la résistance en flexion sont des tests statiques qui ne produisent pas d'endommagements progressifs tels que ceux obtenus par des tests de fatigue simulant l'exposition du produit à des contraintes répétitives (cycliques) dans le temps.

Une illustration classique de l'endommagement par fatigue est la consultation du patient en urgence pour une fracture 'spontanée' d'une restauration ou d'une dent délabrée après un certain nombre d'années de service. Typiquement, ces fractures spontanées sont le résultat de la fatigue du matériau qui se caractérise par l'initiation et la propagation d'une ou plusieurs microfissures dans des zones de concentration de contraintes générées durant la mastication et accélérées par l'environnement humide buccal [40].

Les publications de fatigue les plus récentes ont établi des limites de fatigue pour résines composites d'obturations dentaires, situées entre 55% et 70% de leur valeur de résistance en flexion statique [41-43]. Il est toutefois difficile d'interpréter des résultats de tests de fatigue à cause d'une part de la variété de la méthodologie de ces tests et d'autre part, de la nature des contraintes développées dans le matériau [44-45].

2.6. Essais de fatigue

Différents types d'essais sont utilisés pour les biomatériaux dentaires tels que l'essai de fatigue en flexion rotative, la fatigue par simulateur de mastication.

2.6.1. Principe de fatigue en flexion rotative

Une illustration du phénomène de fatigue est fournie par l'un des essais les plus simples à mettre en œuvre, à savoir l'essai de flexion rotative. Cet essai consiste à encasturer un arbre à une extrémité, et à le soumettre simultanément à un effort de flexion à l'autre extrémité et à un mouvement de rotation de fréquence f . au temps $t=0$, le moment de flexion engendre pour une section droite une contrainte de traction sur la génératrice supérieure de l'arbre et une contrainte de signe opposé de compression sur la génératrice inférieure (figure). Au cours d'une période de rotation $T=1/f$, un élément de matière est soumis à une contrainte de traction et à une contrainte de compression simultanément. Le point considéré sur cette génératrice subit donc une contrainte alternée sinusoïdale. C'est cette variation de la contrainte au cours du temps qui conduit à la rupture de l'arbre au bout d'un certain nombre de cycle de rotation [46], comme le montre la figure. 2.10 et 2.11.

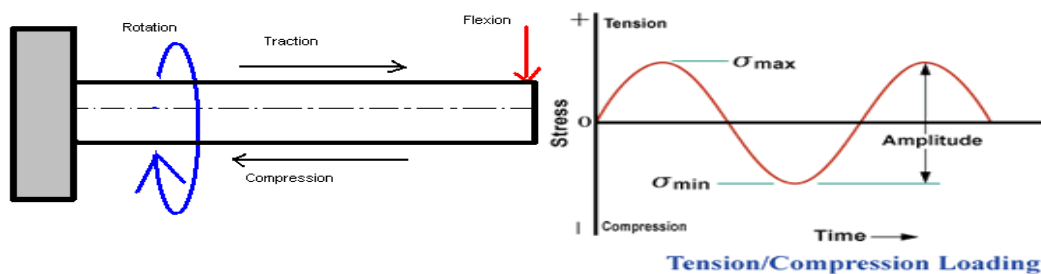


Fig. 2.10. Machine de flexion rotative et courbe contrainte-temps.

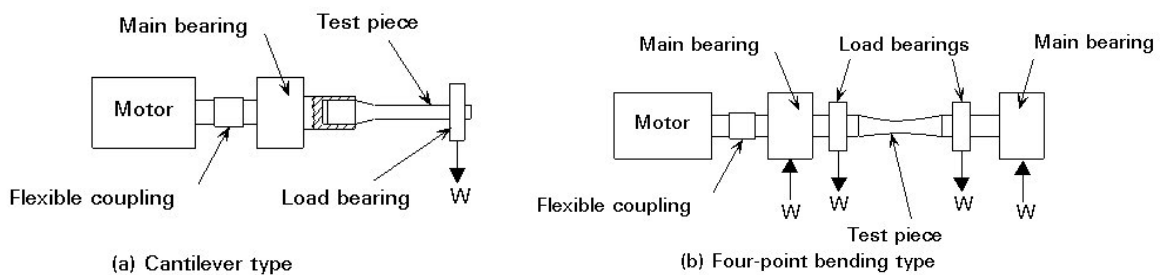


Fig. 2.11. Deux types d'essais de fatigue par flexion rotative.

2.6.2. Machine de fatigue

La machine de fatigue en rotation est illustrée dans la Figure.2.12. Le principe consiste à clamer une extrémité d'un échantillon dans une pince reliée à un moteur qui fera tourner l'échantillon autour de son axe de symétrie. Une force tangentielle est appliquée à l'extrémité libre de l'échantillon. Cette force est générée en accrochant des poids à un roulement à billes fixé sur l'extrémité. Durant la période de test, l'échantillon est maintenu mouillé grâce à un système d'irrigation d'eau. Le nombre de cycles est enregistré et le comptage s'arrête lorsque l'échantillon se rompt ou lorsque le nombre prédéterminé de cycles est atteint.

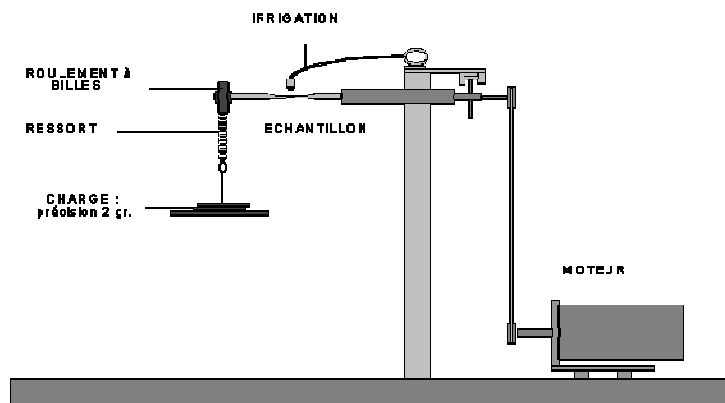


Fig.2.12. Types de machine de fatigue en flexion rotative

2.6.3. Essai de fatigue sur matériaux dentaires (simulateur de mastication)

Un support d'essais, basé sur la machine d'essais servohydraulique HCT-10, pour le chargement dynamique avec une force axiale jusqu'à 10 kN et un couple jusqu'à 100 Nm a été spécialement développé pour les essais sur dents, prothèses dentaires et substances d'obturation. Ce support permet d'immerger jusqu'à 5 éprouvettes simultanément dans un bain d'eau et de les charger jusqu'à une fréquence d'essais de 25 Hz dans l'axe, en torsion ou avec un mouvement transverse via un adaptateur. Les forces sont enregistrées sur un capteur de force placé entre le piston de l'actuateur et le poinçon ou via des capteurs de force des trois composants sous le bain d'eau.



Fig. 2.13 : Machine de fatigue sur matériaux dentaires (simulateur de mastication)

Les tests de fatigue reproduisant la mastication utiliseront plutôt des cycles élevés d'environ un million (high-cycle fatigue) selon une estimation de la fréquence de cycles de mastication annuelle décrite par Kamposiora *et al.* [47].

2.6.4. Courbes de résistance à la fatigue

Les essais les plus simples consistent à imposer sur des séries d'éprouvettes (cylindriques ou rectangulaires) des cycles d'efforts périodiques sinusoïdaux soit par charge axiale soit par flexion rotative. A chaque niveau de contrainte σ_{\max} , le nombre de cycles à la rupture est déterminée. Le diagramme de Wöhler qui représente la relation expérimentale entre σ_{\max} et N durée de vie de l'éprouvette est ainsi obtenu, voir Figure 2.14.

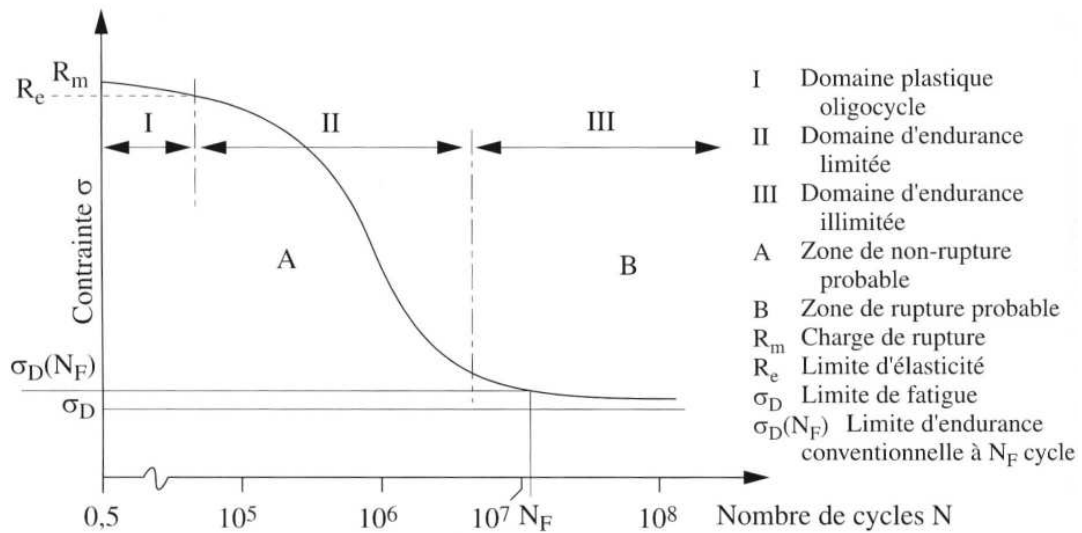


Fig.2.14. Courbe de Wöhler

2.6.5. Rupture selon le type de matériau

Les matériaux peuvent être classés en deux catégories : ceux comme les alliages métalliques, les polymères, qui sont malléables, qui se déforment avant de se rompre, et ceux, comme les oxydes, les carbures, les sulfures, les matériaux cimentaires, les verres, qui sont au contraire fragiles.

2.6.5.1. La rupture ductile

La ductilité est au sens macroscopique la capacité d'un matériau à se déformer plastiquement de façon relativement importante avant rupture et au sens microscopique, elle caractérise un matériau qui s'endommage par formation de cavités qui croissent par déformation plastique [48].

La rupture ductile, qui correspond à une très forte déformation, est obtenue par le développement, à l'intérieur du matériau, de cavités qui naissent autour des inclusions. La rupture apparaît au niveau des ligaments entre ces cavités internes, donnant une surface de rupture en cupules, comme indiqué sur la figure 2.15.

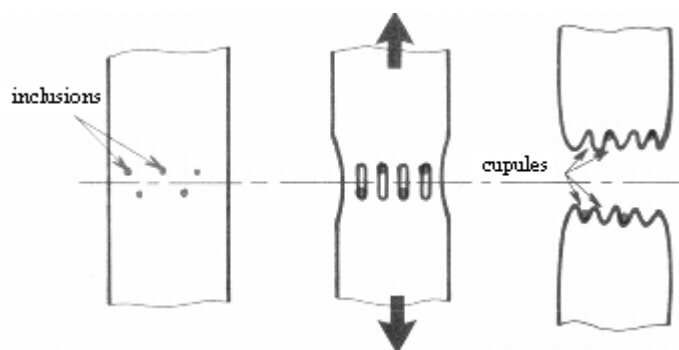


Fig.2.15. Rupture ductile.

2.6.5.2. La rupture fragile

La fragilité au sens macroscopique l'incapacité d'un matériau à supporter des déformations plastiques (comportement mécanique tel qu'après relâchement des efforts, il subsiste une déformation résiduelle indépendante du temps) un peu importantes sans se rompre ; au sens microscopique, la fragilité caractérise un matériau qui s'endommage par clivage [48].

Les matériaux fragiles comme les verres, les céramiques et les aciers à basse température subissent une rupture brutale par la propagation d'une fissure venant "déchirer" l'éprouvette. La rupture fragile est obtenue par clivage, mode de rupture dont le mécanisme principal est la séparation des plans atomiques pratiquement sans déformation.

Quatre modes de rupture fragile tels que le cisaillement en extension, la fracture normale et la séparation en extension, le cisaillement en compression et la fracture axiale sont illustrées dans la figure 2.16.

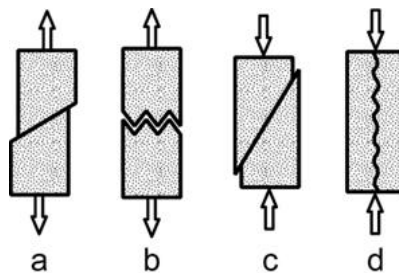


Fig.2.16. Quatre modes de rupture fragile

- (a) cisaillement en extension, (b) fracture normale et séparation en extension,
(c) cisaillement en compression, (d) fracture axiale.

2.6.6. Fractographie

La fractographie consiste à étudier la topographie d'une surface de fracture, d'identifier l'origine de la fissure et son cheminement de propagation. Une surface fracturée contiendra des informations sur les forces en action qui ont amené le matériau à se rompre. L'examen porte sur les particularités du faciès de rupture mis en évidence lors de l'analyse morphologique.

La fractographie a été utilisée en médecine dentaire pour déterminer la ténacité (K_{Ic}), la contrainte critique (σ_c) ou la longueur critique (a) de la fissure [49,50] au niveau de matériaux céramiques. En appliquant le protocole décrit par Thompson *et al.* [50] pour calculer la longueur de la fissure en utilisant la ténacité déterminée pour les composites en question [51].

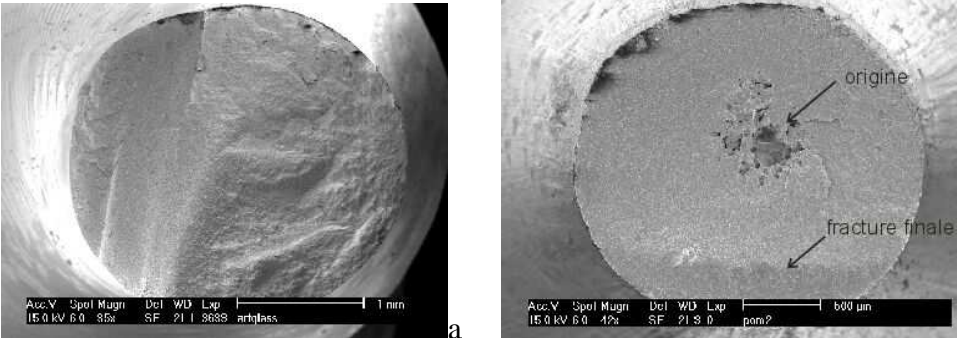


Fig.2.17. La surface fracturée d'un échantillon en composite

Chapitre III : Matériaux et procédures expérimentales

Introduction

Les biomatériaux dentaires en résine et composite céramique sont utilisés pour:

- la restauration des dents
- l'obturation
- la correction des formes
- la fixation

Notre tâche a pour but d'utiliser la thermographie comme moyen optique pour analyser le comportement thermique des différentes éprouvettes soumises à la fatigue par flexion rotative et par traction.

Les tâches à effectuer sont les suivantes :

- 1- La préparation et l'élaboration d'éprouvettes
- 2- Réalisation du dispositif de fatigue
- 3- Essai de traction
- 4- La caractérisation optique par thermographie infrarouge pendant l'essai de fatigue et l'essai de traction

3.1. Réalisation du dispositif de fatigue

Pour permettre le suivi du comportement thermique du biomatériau dentaire lors des essais de fatigue, nous avons conçu le dispositif optomécanique de fatigue suivant (voir Figure 3.1).

Le dispositif optomécanique est composé:

- Du moteur électrique pour faire tourner l'éprouvette selon deux 2 vitesses disponibles (5 et 30 t/min).
- D'un roulement qui exerce une force sur l'éprouvette et qui tourne en même temps que l'éprouvette (Figure 3.2).
- Du mandrin pour la fixation de l'éprouvette.
- Du capteur de force avec un afficheur digital en Newton
- De la lampe électrique pour l'excitation thermique du matériau.
- De la camera thermographique et du logiciel de mesure de température

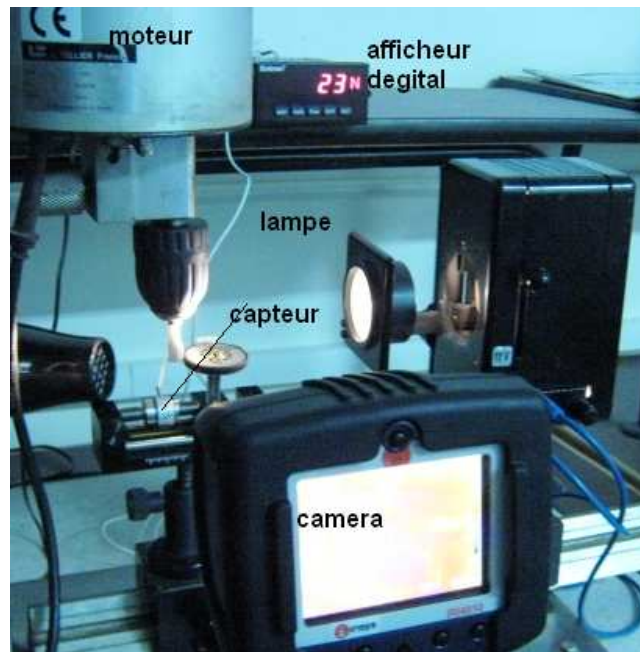


Fig. 3.1. Dispositif de fatigue utilisé

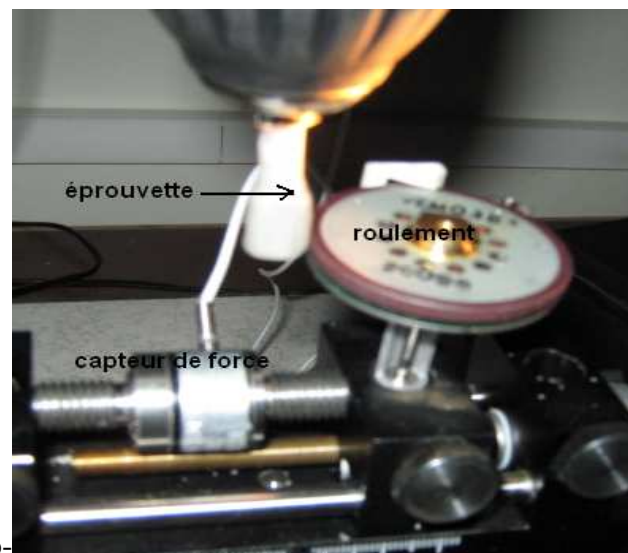
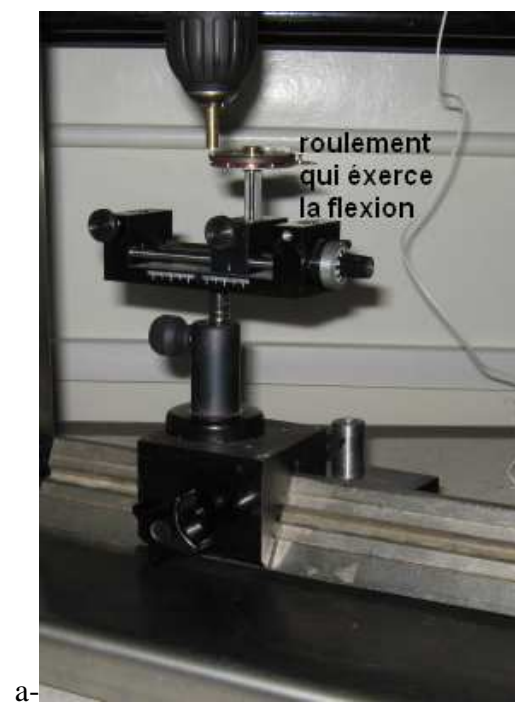


Fig.3.2. a-Roulement qui exerce la flexion, b- Epreuve sollicitée en flexion rotative.

3.2 : Les biomatériaux dentaires utilisés

Dans cette étude, on a utilisé la résine acrylique, résine composite et céramique composite.

3.2.1 : Résine acrylique

La résine chétopolymérisables de marque (Major) est un produit de base sous forme d'une poudre de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) et d'un liquide, composé d'un monomère (acide acrylique; acide méthacrylique), dont la polymérisation se fait à froid (Figure. 3.3).



Fig. 3.3: Résine PMMA

3.2.2 : Résine composite

Une résine composite est caractérisée d'une part, par le type de polymère et de charges entrant dans sa fabrication, mais aussi par la taille, la forme, la partition et le taux de concentration volumique de ces charges (Fig. 3.4).



Fig. 3.4: résine composite en tube

3.2.3- Céramique composite

Les céramiques composites en tube avec polymérisation par lampe (Arabesk Top) sont des matériaux composites céramique-verre, microhybrides, photopolymérisables. Il

contient 77% (en masse) des charges inorganiques (=56% en volume), microcharges (environ 0,05 μm) et charges à particules ultra-fines (taille des particules moyenne d'environ 0,7 μm). Les monomères sont composés de Bis-GMA, UDMA, et TEGDMA, (Fig.3.5).



Fig.3.5. Composite céramique

3.3- Préparation des éprouvettes

3.3.1- Eprouvette en résine

La préparation de la résine utilisée dans les applications dentaire correspond au mélange d'une poudre (polymère) avec un liquide (monomère).

Le mélange de la poudre avec le liquide donne une masse sableuse qui, au cours du temps, devient pâteuse. La poudre ajoutée au liquide y sédimente et donne un aspect sableux. Le liquide se diffuse entre les particules de la poudre. Le mélange est prêt à être moulé dans la forme désirée à froid.

3.3.1- Eprouvette en composite et céramique

Les biomatériaux dentaires en composite et céramique sont sous forme de seringue de 4g. Le procédé d'élaboration se fait par moulage. Dans notre cas, on a utilisé des moules en cire pour donner la forme désirée. Une fois la pâte a pris la forme du moule, on la solidifie par photo polymérisation avec la lampe à UV, comme le montre la Figure 3.6.

La puissance de la lumière de la lampe à photo polymériser devrait être au minimum avec une radiance 500 mW/cm^2 pour les lampes halogènes et 300 mW/cm^2 pour les rayons UV.



Fig.3.6 : lampe de photo polymérisation

3.4. Types d'éprouvettes de flexion rotative

Deux sortes d'éprouvettes, l'une standard avec des dimensions bien déterminées pour la caractérisation mécanique du matériau (courbe de Wöhler) et des éprouvettes de petites tailles (Small sized test sample) pour d'autres caractérisations de contrôle pour la détermination des fissures et des concentrations de contraintes (ultrasons, thermographie, radiographie...).

Dans notre étude, nous avons opté pour l'éprouvette cylindrique pour la caractérisation optique du matériau en fatigue (Standard test sample). Les dimensions des éprouvettes sont mentionnées dans la Figure 3.7. Les échantillons ont été réalisés par moulage (Fig.3.8).

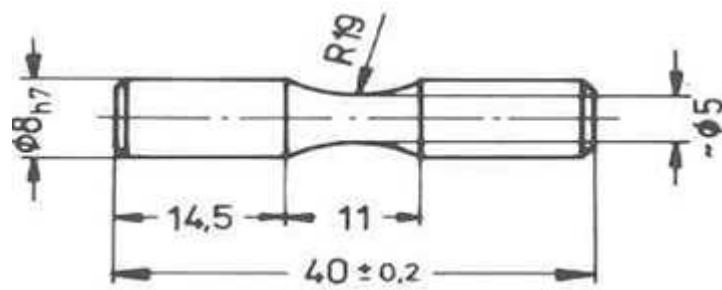


Fig.3.7. Dimensions des éprouvettes « Small sized test sample »



Fig.3.8- Formes des éprouvettes en composite céramique, composite résine et résine

3.5. Thermographie Infrarouge

La thermographie infrarouge est une méthode de contrôle et d'évaluation non destructive. La technique de thermographie permet de mettre en évidence les différences de structures internes grâce à l'étude de l'évolution et de la propagation d'une impulsion thermique appliquée sur la surface du matériau à inspecter. La camera est relié directement au computer qui à l'aide du logiciel IRISYS 4000 Série Imager, donne l'image du thermogramme.

Dans notre étude, on a utilisé une caméra IR de type : Irisys Multi-Purpose Thermal Imager Iri 4010 (Fig. 3.9). La réponse spectrale est de $8\mu\text{m}$ à $14\mu\text{m}$.

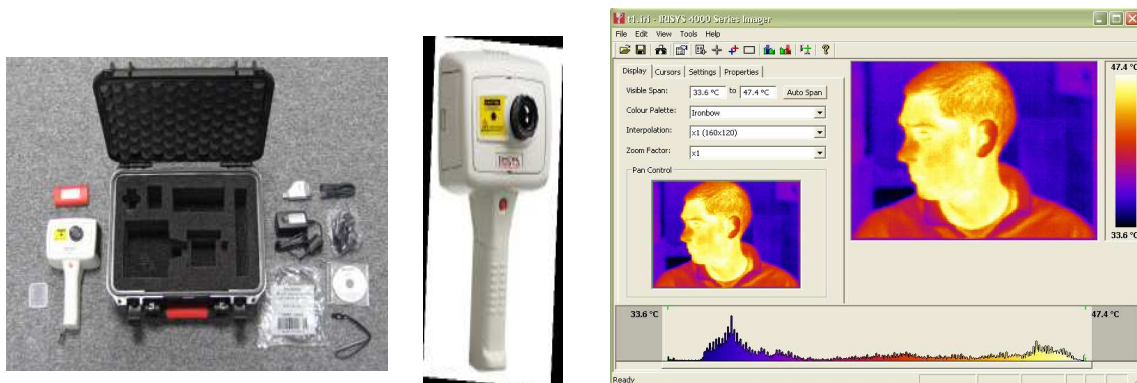


Fig.3.9 : (a) - Camera IR : Type IRI 4010 Multi-Purpose Thermal Imager et les accessoires, (b)- Affichage et interface par le logiciel IRISYS 4000 Série Imager

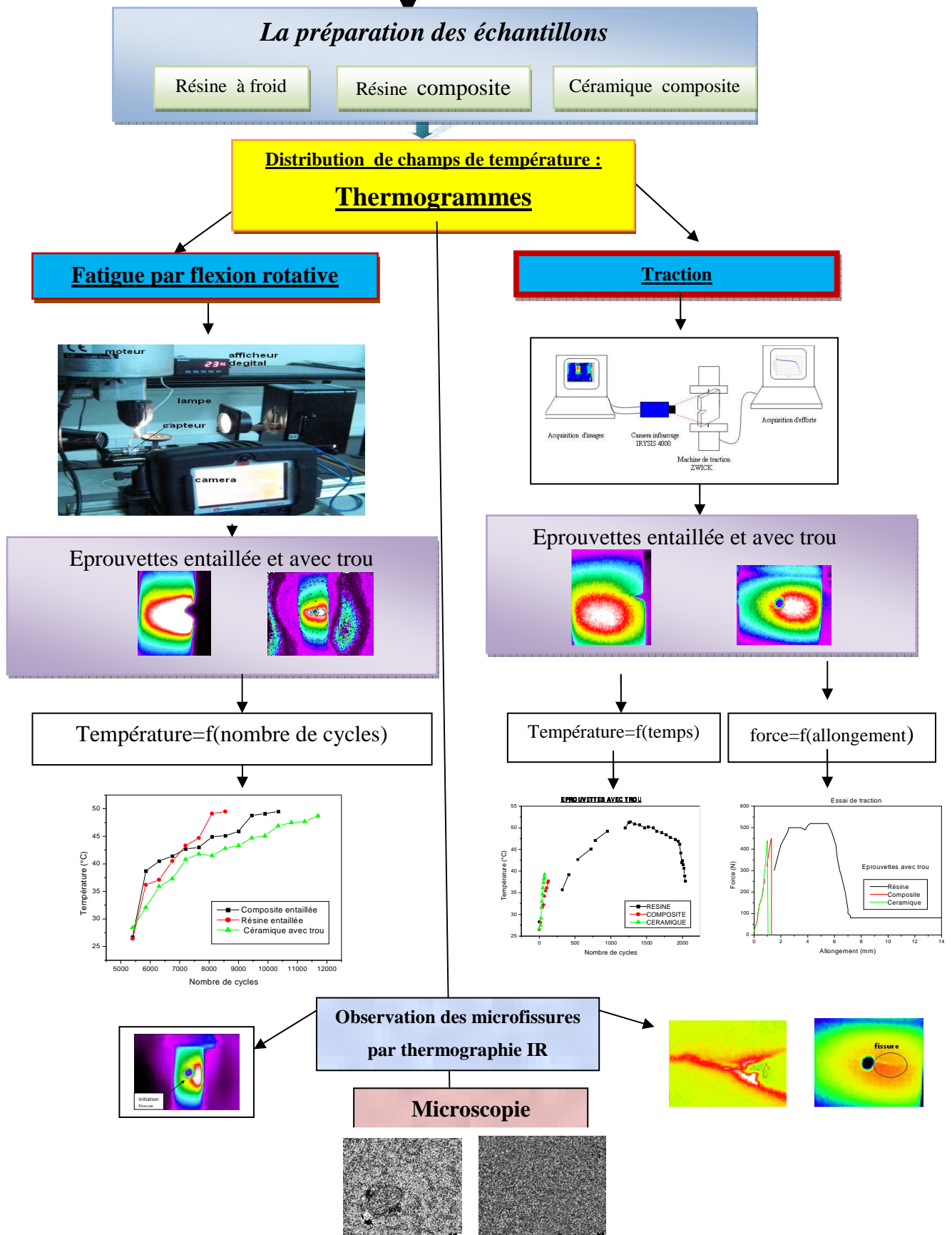
3.6. Microscopie optique

L'utilisation de la microscopie optique permet d'analyser les surfaces des éprouvettes. La fractographie est l'art d'analyser la surface de rupture d'une pièce rompue pour connaître les mécanismes de rupture, d'amorçage et de propagation de fissure [58]. Les micrographies obtenues permettent de caractériser la morphologie des surfaces et les faciès de rupture.



Fig.3.10 : Microscopie optique

3.7. Organisation des différentes séquences d'expérimentation



Chapitre IV : Résultats et interprétation

4.1. Analyse des thermogrammes des éprouvettes soumises à la flexion rotative

Après avoir conçu le dispositif de fatigue et l'élaboration des éprouvettes, on a effectué les essais de flexion rotative. Les thermogrammes sont pris in situ pendant l'essai de fatigue (nombres de cycles jusqu'à la rupture).

La procédure se déroule en trois étapes.

- a- La première étape consiste à prendre un nombre suffisant de photos pour les différentes éprouvettes avant l'essai pour comparaison.
- b- Pour la deuxième étape, la saisie des photos se fait pendant que l'éprouvette est sollicitée à la fatigue. Dans notre cas, la prise des photos commence après trois heures de marche (5400 cycles), avec des intervalles d'un quart d'heure (450 cycles) soumis à une charge constante de 20 N.

Il faut signaler qu'il y a des éprouvettes qui se sont fracturées avant d'arriver à ce seuil, à cause des porosités et d'autres défauts.

- c- L'étape finale consiste à analyser les photos prises avant et pendant l'essai avec le logiciel de la caméra (IRYSIS 400) et à déterminer l'évolution de la température dans l'éprouvette en fonction du nombre de cycles.

Les éprouvettes sollicitées lors des essais de fatigue sont de trois types (résine, composite résine et composite céramique) et pour chaque type il y'a des éprouvettes lisses, des éprouvettes avec des entailles en V et des éprouvettes avec des trous de 1 mm de diamètre.

4.1.1. Eprouvette lisse en Résine

a-Thermogrammes avant l'essai (sans charge)

Dans cette figure, l'éprouvette n'est sollicitée à aucun effort, la plage des températures enregistrée varie entre 21.6 °C (température ambiante du laboratoire) et 28.8 °C (température de l'éprouvette sous l'effet de la lampe).

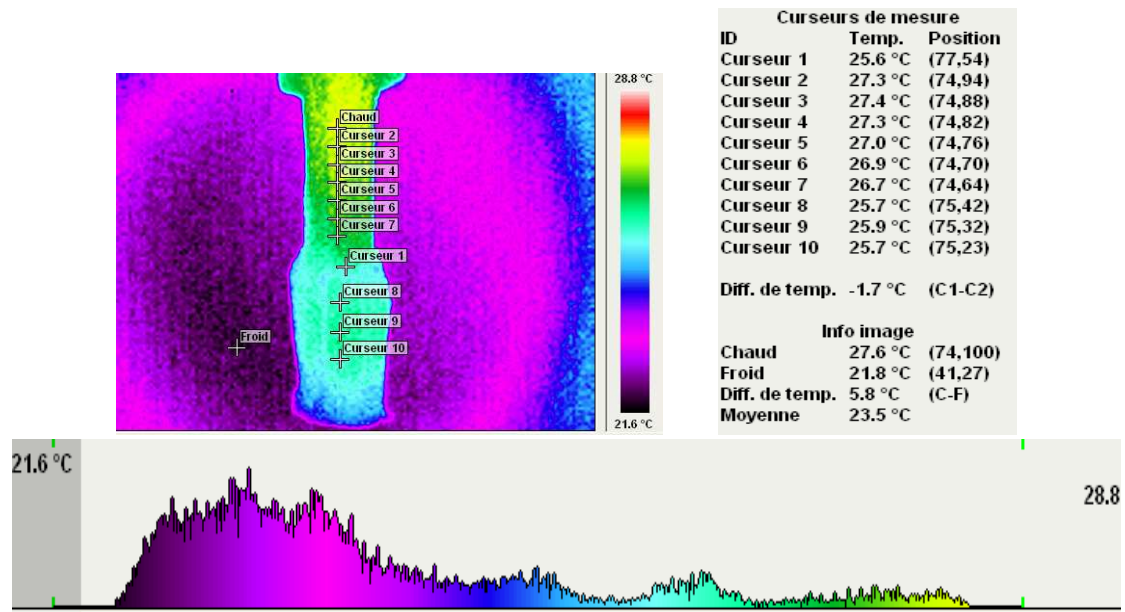


Fig.4.1. Thermogramme et histogramme d'une éprouvette sans charge et les curseurs de mesure de température.

Pour les 10 mesures de température sur l'éprouvette prises à différentes positions, on remarque que la température fluctue entre 25,6 °C et 27,4 °C; pour la position la plus chaude $T=27,6$ °C, la position la plus froide $T=21,8$ °C (différence de température est de 5,8 °C) la moyenne est de $T=23,5$ °C. Chaque couleur représente une température de la plus froide jusqu'à la plus chaude (Fig.4.1).

b- Thermogrammes pendant la charge (éprouvette sous charge)

Après trois heures de sollicitation en flexion rotative (5400 cycles) et avec un pas de 450 cycles, on a pris les thermogrammes de l'éprouvette afin de déterminer la température au niveau des différentes positions de l'échantillon. On remarque que la température a augmenté considérablement, elle a atteint les 40 °C après avoir été au voisinage des 28 °C dans la figure (Fig.4.2.). En remarque aussi qu'il y a de nouvelles couleurs sur l'éprouvette comme le blanc et le rouge.

La différence de température entre les positions la plus chaude et la plus froide est de 25,5 °C. L'image de la Figure 4.2 de l'histogramme donne les reliefs des températures transversales et longitudinales. On remarque que la zone blanche est la plus chaude; pour cette position choisie la température avoisine les 45,5 °C pour le relief transversal et 43,5 °C pour le relief longitudinal.

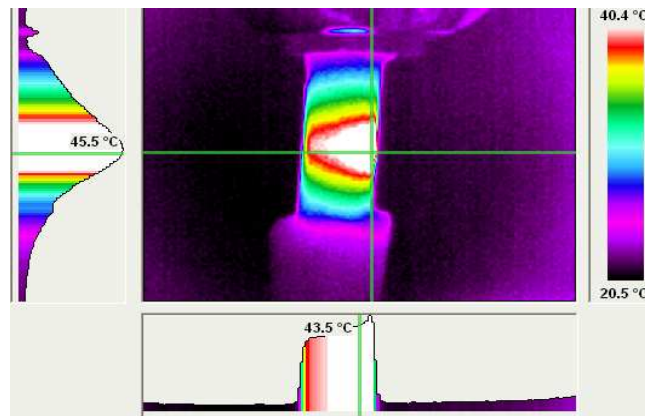


Fig.4.2. Image de l'éprouvette avec les reliefs de températures

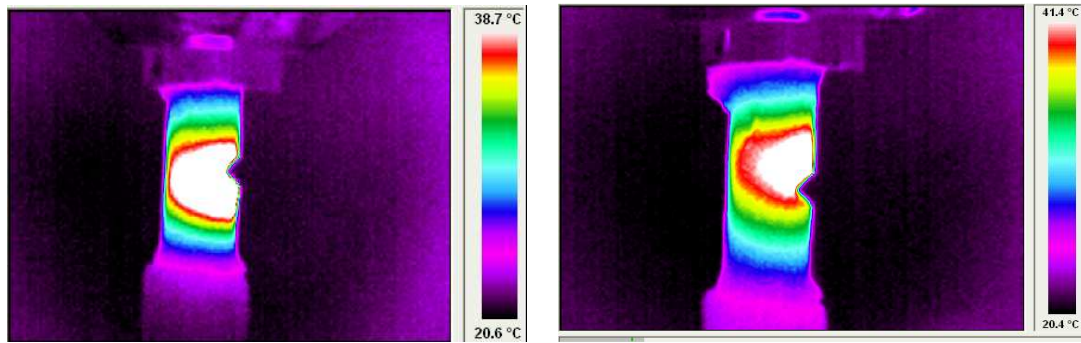
4.1.2. Résine avec entaille

La mesure et l'analyse a même procédure est appliquée Les éprouvettes en résine avec une entaille en V. Qui consiste à prendre des photos avant l'essai de flexion rotative (sans charge), puis l'éprouvette sous charge après trois heures de marche et voir l'évolution de la température jusqu'à la rupture avec des intervalles d'un quart d'heur pour chaque prise. Les entailles sont utilisées pour fragiliser l'éprouvette dans un endroit précis est de voir l'évolution des fissures dans cet endroit.

4.1.2.1. Evolution de la température en fonction du nombre de cycles

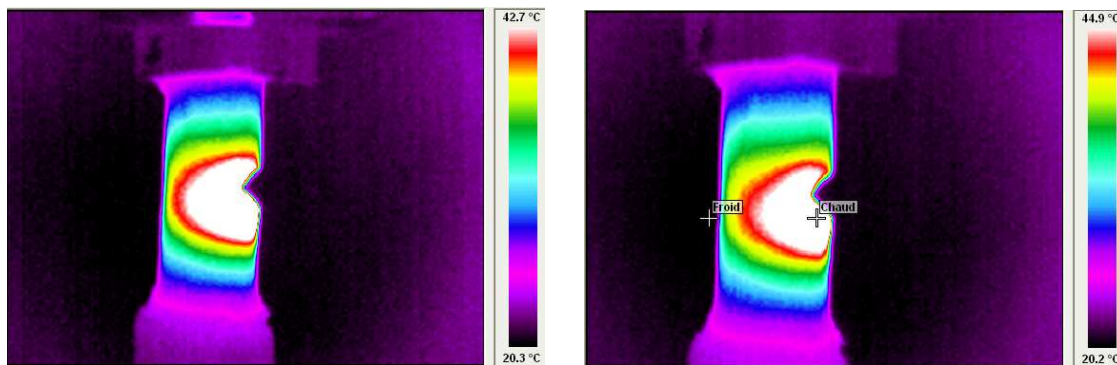
La Figure 4.3 montre les thermogrammes obtenus pour chaque nombre de cycles dans des éprouvettes entaillées en biomatériaux dentaires soumises à une flexion rotative. On remarque que la concentration de la température dans l'éprouvette est au centre. Le point le plus chaud se trouve au coté où est appliquée la force de flexion, c'est la zone ou il y'a traction sur l'éprouvette.

L'évolution de la température obtenue par thermographie en fonction du nombre de cycles est représentée dans la Figure 4.4. Cette figure illustre la variation de température de $T=38.7$ à 5400 cycles jusqu'à $T=49.5$ °C à 10200 cycles. Après ce nombre de cycle l'éprouvette c'est fracturée. On observe que la température augmente au fur et à mesure que le nombre de cycles de rotation augmente.



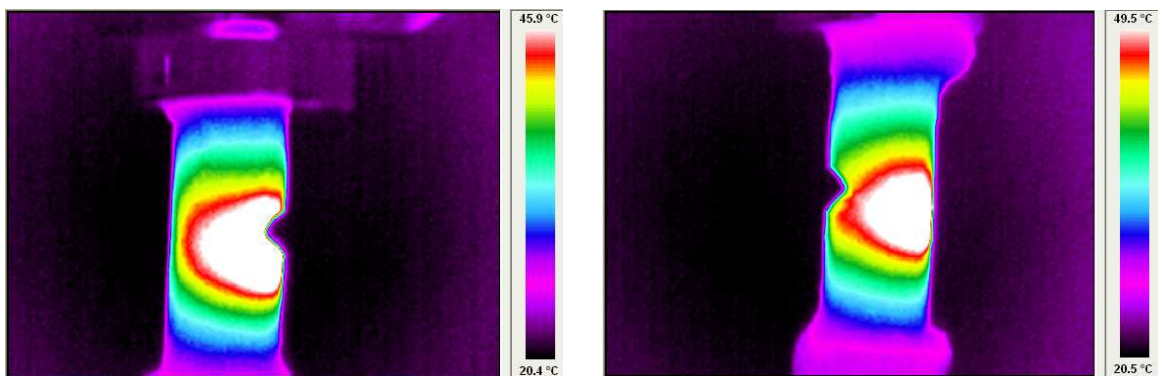
Après 5400 cycles $T=38.7\text{ °C}$.

Après 6300 cycles, $T=41.4\text{ °C}$



Après 6750 cycles, $T= 42.7\text{ °C}$.

Après 7650 cycles, $T=44.9\text{ °C}$



Après 8750 cycles, $T=45.9\text{ °C}$

Après 10200 cycles, $T=49.5\text{ °C}$.

Fig.4.3. Thermogrammes obtenus pour chaque nombre de cycles

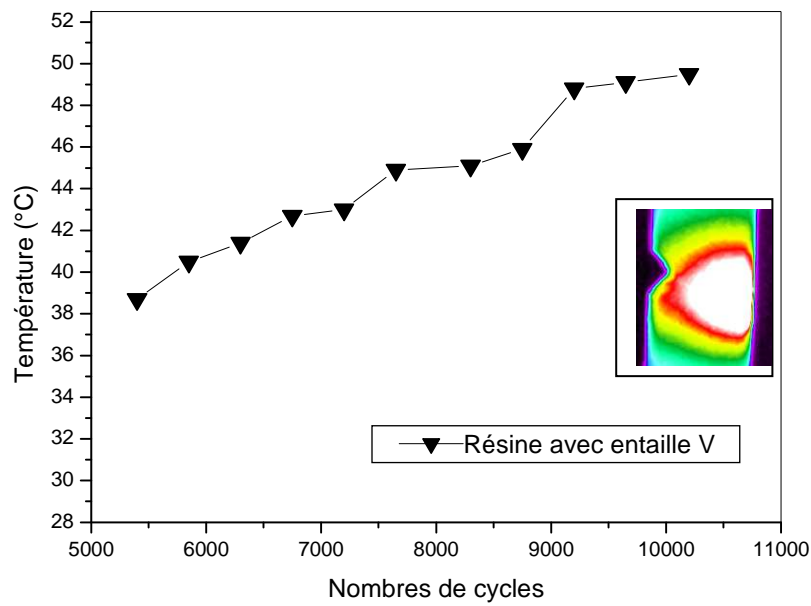


Fig.4.4. Evolution de la température en fonction du nombre de cycles

Sur les thermogrammes, la température maximale est de 49.5 °C pour un nombre de cycles de 10200 cycles mais si on agrandi l'image du thermogramme 2 fois (2X), comme le montre la Figure.4.5, le point le plus chaud avoisine les 58 degrés Celsius dans la zone de traction maximale (zone blanche), diamétralement opposé à l'entaille. Ceci montre la position ou la température est maximale juste avant rupture de l'éprouvette.

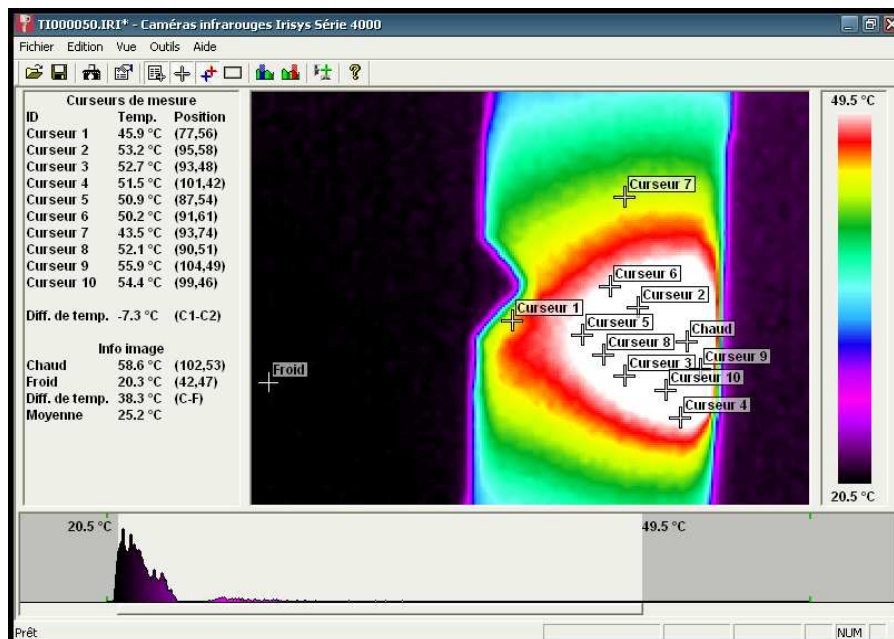


Fig.4.5. Position du point le plus chaud à 10200 cycles avant rupture. (Image agrandi 2X)

La Figure.4.6 montre la variation de température déterminée sur l'éprouvette lisse et entaillée de résine dentaire soumis à la fatigue par flexion rotative. On remarque dans cette figure que la différence de température entre les deux éprouvettes a 3 phases :

La première phase entre 5400 et 5850 cycles, les deux courbes sont confondues, ce qui montre que l'entaille n'a pas d'influence sur la variation de température. La seconde phase comprise entre 5850 et 7600 cycles où on observe une légère différence de température entre les deux types d'éprouvettes et reste non significative. Par contre, la troisième phase illustre une nette différence. En effet, la température en fonction du nombre de cycles dans l'éprouvette entaillée est assez élevée relativement à l'éprouvette lisse. On remarque aussi que la rupture de l'éprouvette entaillée est survenue avant l'éprouvette lisse. Ce qui prouve que la l'augmentation de la température au niveau de l'entaille provoque la rupture.

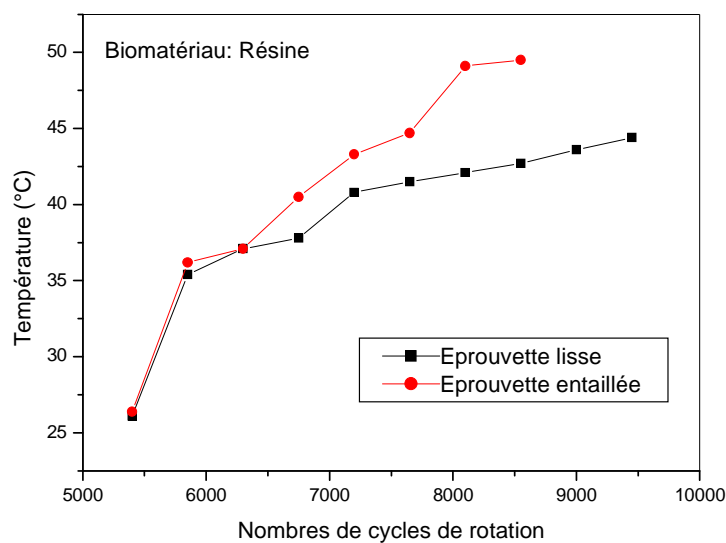


Fig.4.6 : Variation de température pour les éprouvettes lisses et entaillées de résine dentaire

4.1.3. Epreuve entaillée en composite résine

La Figure 4.7 montre un thermogramme représentant la variation de la température et la concentration de la chaleur dans la zone de l'entaille du biomatériau dentaire composite soumis à la fatigue par flexion rotative.

La distribution de température dans l'éprouvette montre qu'il existe une grande concentration de chaleur au fond de l'entaille.

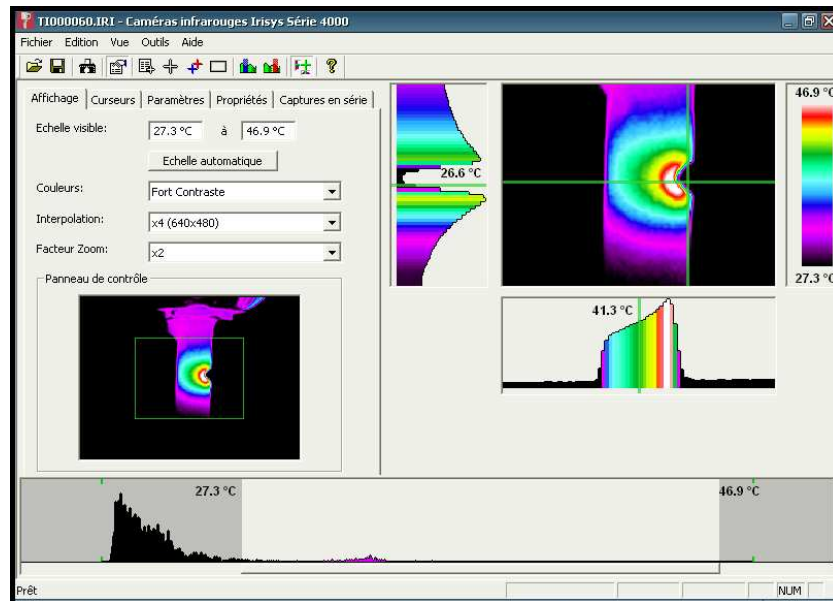


Figure 4.7. Concentration de la chaleur au niveau de l'entaille.

La variation de température en fonction du nombre de cycles sur une éprouvette en composite entaillé est illustrée sur la figure 4.8. Contrairement à la résine où l'éprouvette s'est rompue après 8000 cycles, le matériau composite est rompu après 10300 cycles, ce qui montre que la durée de vie est plus longue sous les mêmes sollicitations et également sur la même variation de température, comme le montre la figure 4.9. Cette dernière présente la variation de température pour deux types de biomatériaux (résine et composite)

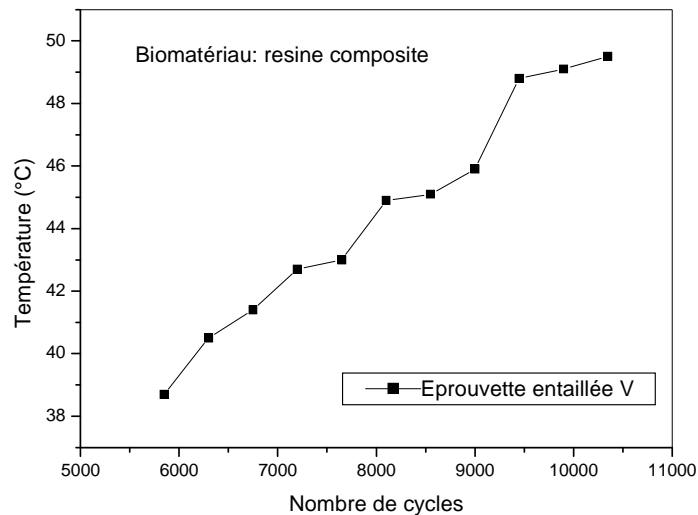


Figure 4.8. Variation de température en fonction du nombre de cycles sur une éprouvette en composite entaillé.

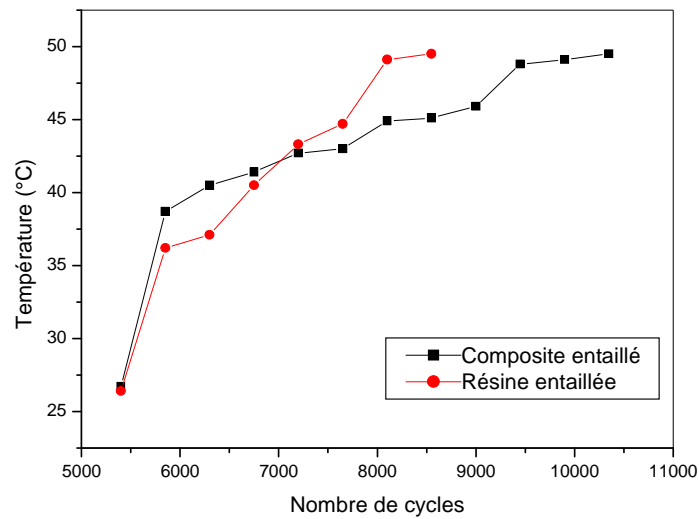


Figure 4.9. Variation de température pour deux types de biomatériaux

4.1.4. Eprouvette en céramique avec trou

Dans cette partie, on a élaboré une éprouvette en céramique composite présentant un trou de 1 mm de diamètre au milieu de l'échantillon cylindrique. Ces éprouvettes ont été soumises au même essai de fatigue (flexion rotative) que la résine et les composites cités précédemment.

L'analyse des thermogrammes obtenus lors de l'essai de fatigue montre l'existence d'un gradient de température sur l'éprouvette et particulièrement au voisinage du trou où il y'a une grande concentration de chaleur (Figure 4.10).

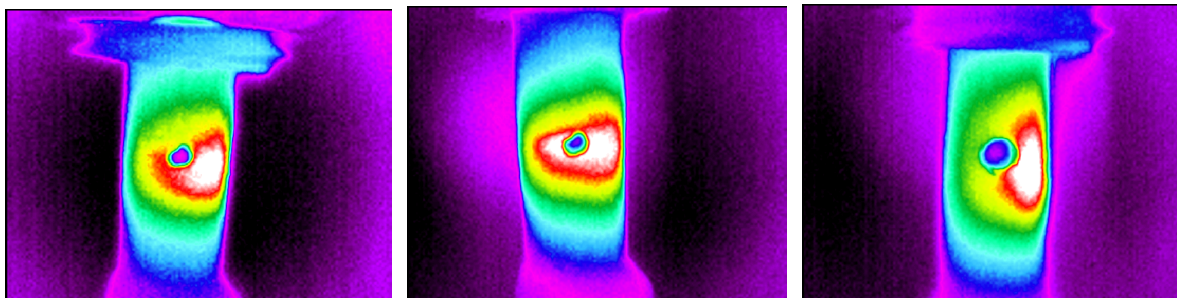


Figure 4.10. Thermogrammes présentant la variation de température au niveau du trou à différents nombre de cycles

La Figure 4.11 représente la variation de température en fonction du nombre de cycles sur une éprouvette en céramique présentant un trou. On remarque que la température augmente linéairement avec le temps c'est-à-dire le nombre de cycles. On constate que la courbe présente deux pentes différentes. La première qui s'étend de 5400 jusqu'à 8100 cycles montre une croissante rapide de température et la seconde qui s'étend de 8100 à 11700 cycles montre aussi une augmentation mais très lente par rapport à la première.

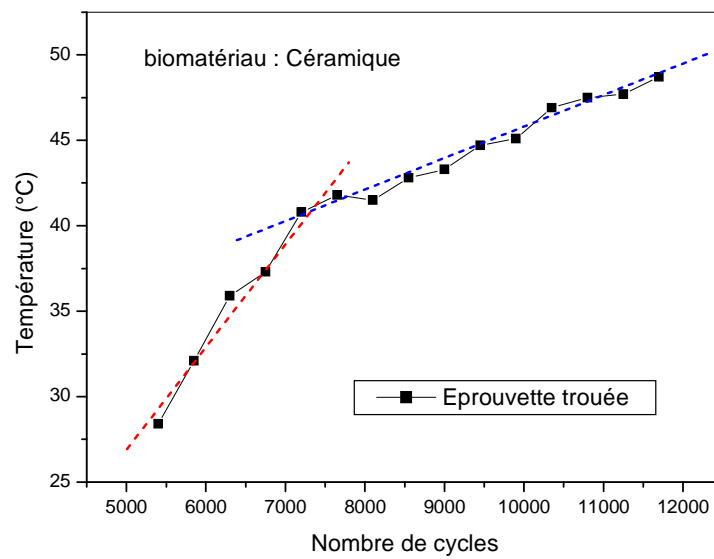


Figure 4.11. Variation de température en fonction du nombre de cycles sur une éprouvette en céramique avec trou.

4.1.5. Comparaison entre les trois types de biomatériaux en flexion rotative

Dans le but de comparer l'évolution de température dans les trois types de biomatériaux, on a groupé les différentes courbes dans la figure 4.12. On remarque que la température ne dépasse le seuil de 50 degrés. Cela peut être expliqué par l'application d'une charge constante le long de l'essai de 20 N. On constate aussi que le nombre de cycles augmente en dépendance du biomatériau utilisé.

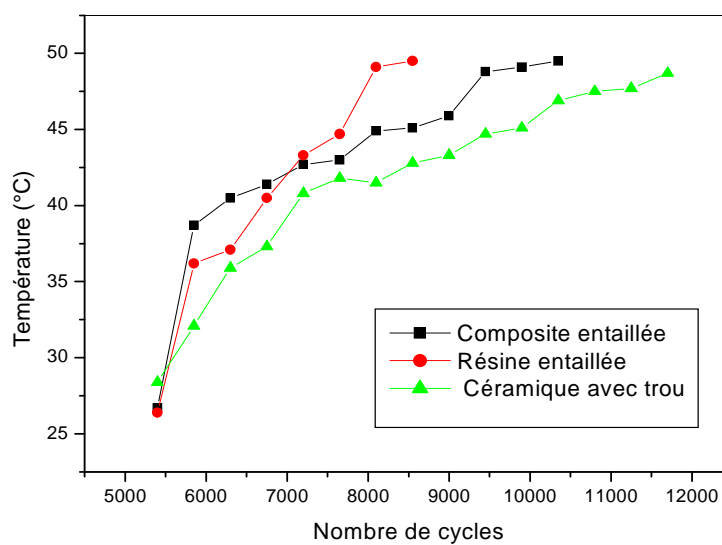


Fig. 4.12. Comparaison entre les trois types de biomatériaux en flexion rotative

4.2. Analyse des thermogrammes des éprouvettes soumises à la traction

L'objet de ce travail est la proposition de suivi de l'endommagement d'un biomatériau par traction par thermographie.

Dans cette partie, on a utilisé l'essai de traction comme moyen de sollicitation afin d'analyser les champs de températures dans les thermogrammes au cours de l'essai (Figure 4.13) dont la vitesse d'essai est de 0.5 mm/min et la précharge de 5N. Les éprouvettes utilisés sont en résine, composite et céramique et chacun des éprouvettes élaborées comporte une entaille (largeur 1.5 mm et profondeur 1.5 mm) et d'autres comportent un trou de diamètre 1 mm (voir Figure 4.14).

L'essai de traction est un essai mécanique qui la contrainte en fonction de la déformation. Dans notre cas, et pour la caractérisation optique par conversion par thermographie en donnant la température en fonction du temps.

Le processus expérimental de l'essai de traction et acquisition des thermogrammes est décrit sur la figure 4.15.

Les éprouvettes entaillées et trouées au centre soumises à l'essai de traction présentent une déformation spécifique pour chaque type de biomatériau dentaire.



Fig. 4.13. Machine de traction avec la caméra thermographique.



Fig. 4.14. Types d'éprouvettes utilisées

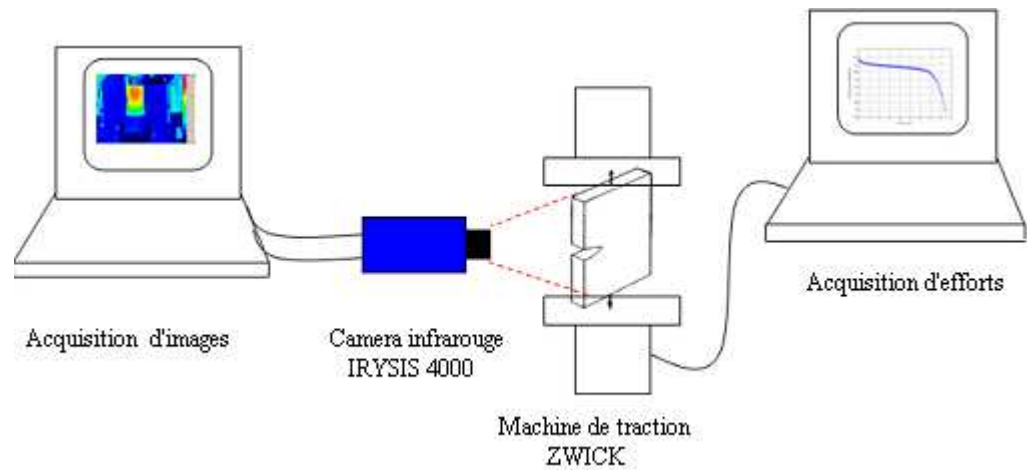


Fig. 4.15. Processus expérimental de l'essai de traction et acquisition des thermogrammes.

4.2.1. Résine

Les essais de traction sont menés sur deux éprouvettes de résine l'une entaillée et l'autre percée au centre.

4.2.1. 1. Résine avec entaille

Des thermogrammes sur la résine entaillée présentent l'évolution du champ de température au voisinage de l'entaille (zone d'intérêt) qui est montrée dans la figure 4.16. Le temps écoulé du début jusqu'à la fin de l'essai est d'environ 18 min. Tandis pour la température a augmenté de 10 degrés (26 à 36). On remarque que la déchirure commence dans la zone la plus chaude (zone blanche) et elle ne s'est pas faite dans le fond d'entaille.

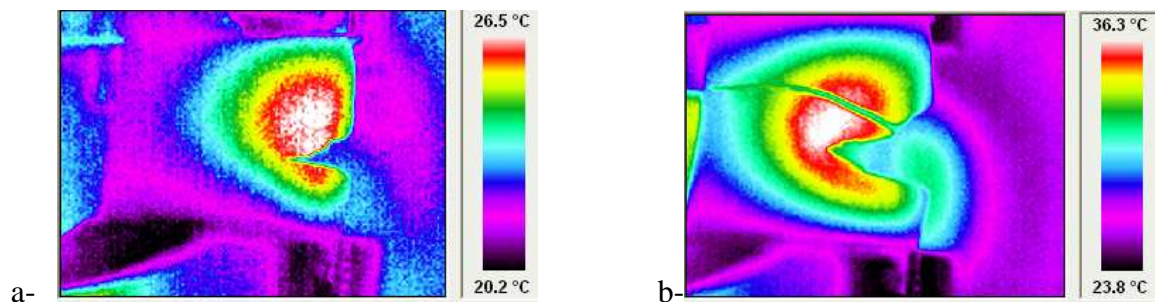


Fig. 4.16. Thermogrammes présentant la variation du champ de température de la résine
a- début de l'essai b- début de fracture de l'échantillon

4.2.1.2. Résine avec trou

L'éprouvette du biomatériau dentaire en résine présentant un trou au milieu soumise à l'essai de traction présente une déformation plastique importante ainsi que le mode de déchirure (rupture ductile). Des thermogrammes sur la résine trouée présentent l'évolution du champ de température au voisinage du trou (figure 4.17). Le temps écoulé du début jusqu'à la fin de l'essai est d'environ 35 min. La température au cours de l'essai a atteint un pic de 51°C qui représente le début de la fracture. Ensuite, la température a commencé à baisser avec le commencement de la déchirure dans deux zones différentes (à partir du trou et à l'extrémité).

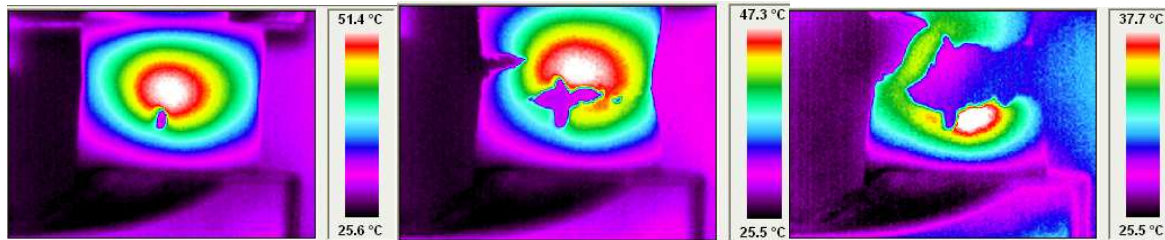


Fig. 4.17. Thermogrammes montrant le mode de déchirure de la résine dentaire

La variation de température en fonction du temps sur deux types d'éprouvettes en résine, l'une entaillée et l'autre percée au centre, est illustrée sur la figure 4.18. On constate que la température et le temps de rupture dans les éprouvettes en résine trouée sont deux fois plus grands que celles présentant une entaille, comme la figure 4.18.

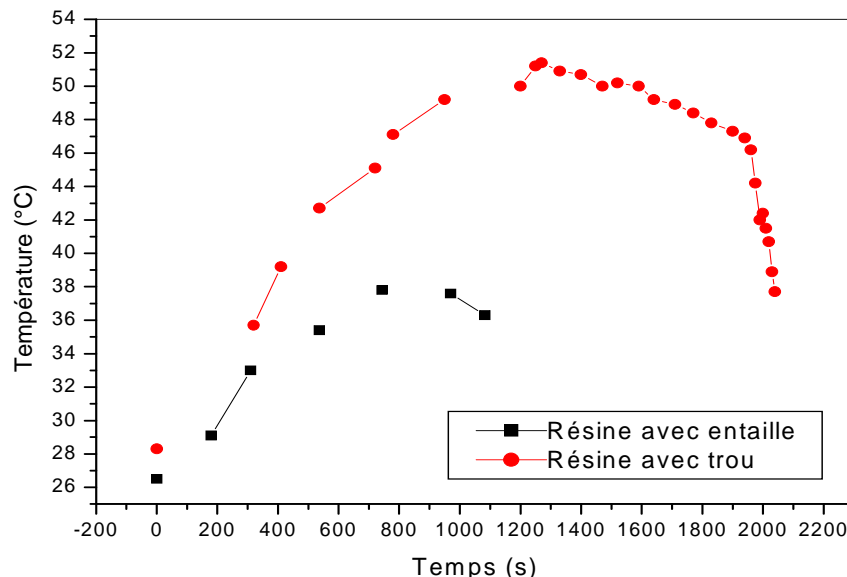


Fig. 4.18. Comparaison entre les deux types d'éprouvettes de résine en traction

4.2.2. Composites avec entaille et avec trou

Dans ce cas, on utilise la résine composite en suivant le même processus qu'auparavant (cas de résine ξ 2.2.1). On remarque que la rupture se fait dans un temps plus court par rapport à l'éprouvette en résine puisque le composite présente une rupture fragile. On constate que l'éprouvette s'est rompue au fond d'entaille et la même observation est faite pour l'éprouvette avec trou. Le temps à la rupture est d'environ 145 secondes pour les éprouvettes entaillées et 130 s pour les éprouvettes présentant un trou. Les valeurs de température à la rupture ne sont pas assez élevées (environ 38°C) parce que la durée de l'essai est très courte. (Voir figure 4.19.)

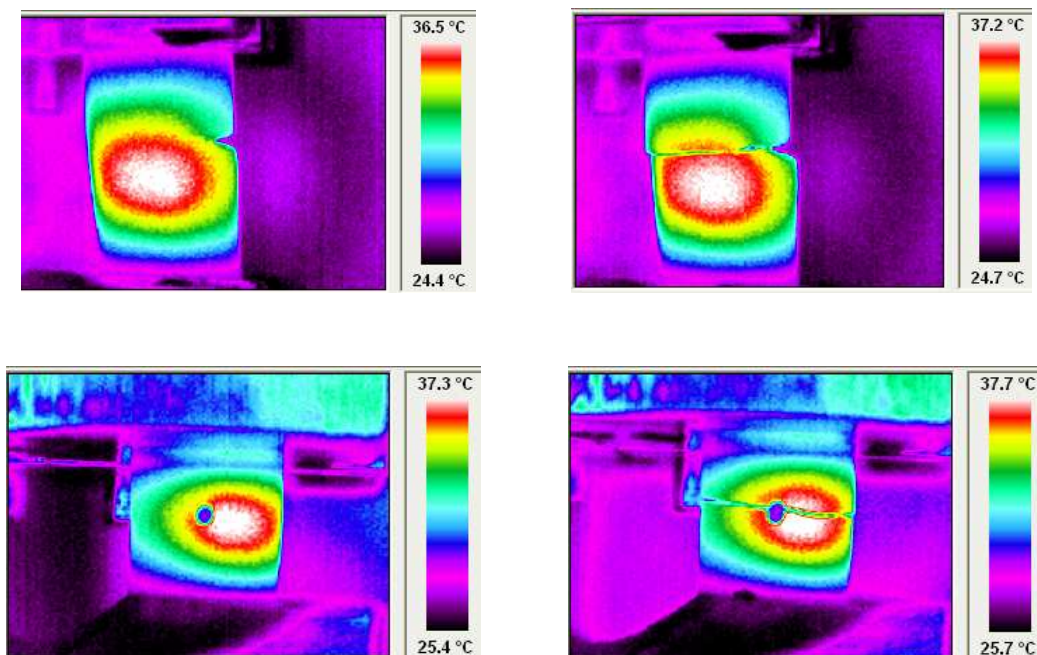


Fig. 4.19. Thermogrammes d'éprouvettes e avec entailles et avec trous en composite

On observe sur la figure 4.20 que les deux courbes de température en fonction du temps de l'essai de traction ont la même allure avec une différence de valeurs insignifiante, on remarque aussi que la fracture est brutale.

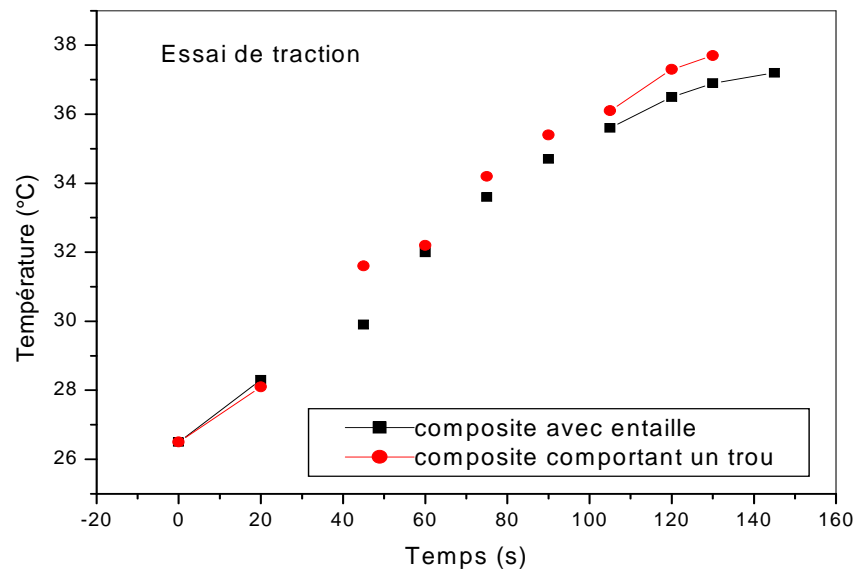


Fig .4.20 . Températures des éprouvettes entaillée et trouée en composite

4.2.3. Céramiques avec entaille et avec trou

Dans ce cas, on utilise la céramique en suivant le même processus qu'auparavant. On remarque que la rupture se fait dans un temps plus court par rapport à l'éprouvette en composite. On constate que l'éprouvette s'est rompue avec une fracture brutale au fond d'entaille et la même observation est faite pour l'éprouvette avec trou où la rupture est initiée au niveau du trou (Figure. 4.21). Le temps à la rupture est d'environ 95 secondes pour les éprouvettes entaillées et 75 s pour les éprouvettes présentant un trou.

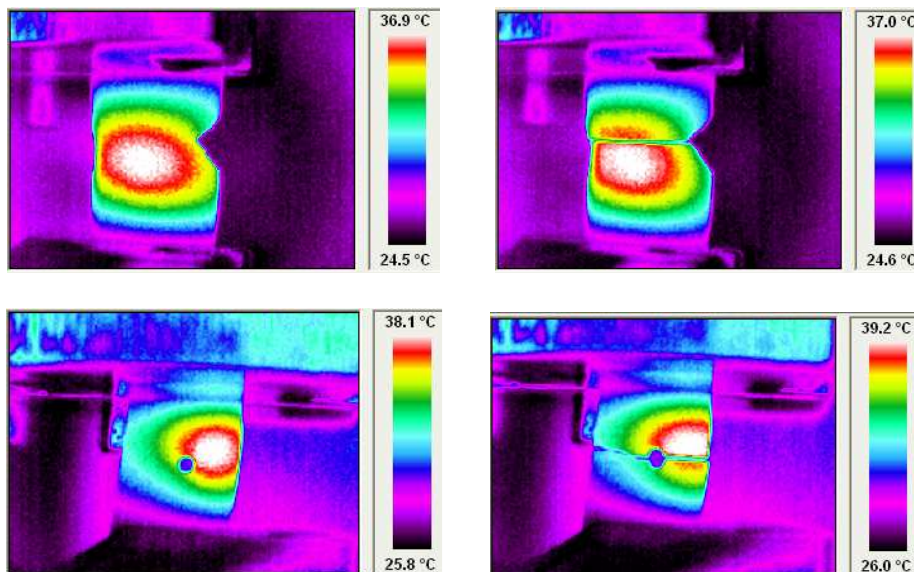


Fig. 4.21. Thermogrammes d'éprouvettes e avec entaille et avec trou en céramique

Les courbes de température en fonction du temps de l'essai de traction obtenues par les thermogrammes des échantillons en céramique avec entaille et ceux comportant un trou sont illustrés à la figure 4.22. On constate que le temps à la rupture est presque le même. Tandis que les valeurs de température ont une variation de plus de 3°C.

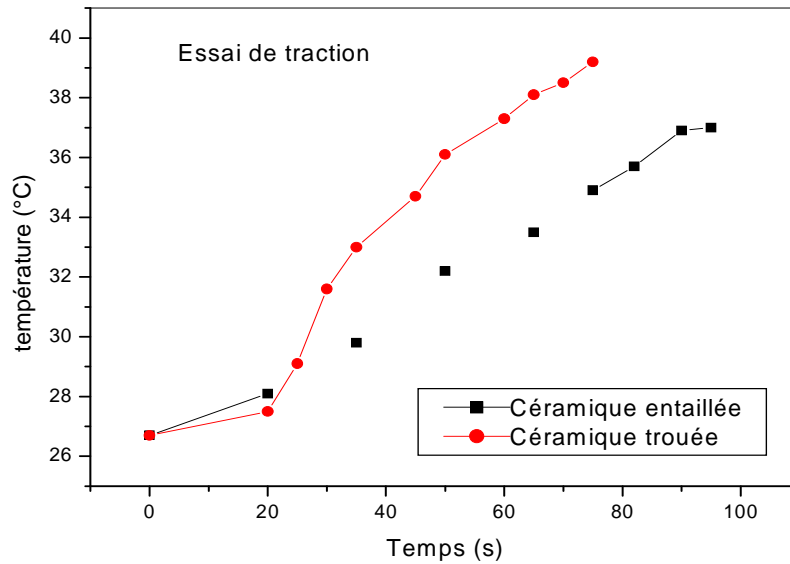


Fig.4.22 : Températures des éprouvettes entaillée et trouée en céramique

4.3. Relation entre l'évolution de la température-temps et force-allongement

Les courbes de l'évolution de la température en fonction du temps (thermogrammes) et l'évolution de la force en fonction de l'allongement (machine de traction) sont représentées sur les figures, concernant les éprouvettes entaillées (Fig.4.23) et les éprouvettes avec trous (Fig.4.24).

4.3.1. Eprouvettes avec entaille

Suivant la figure 4.23, on constate que lors de l'essai de traction que la température croît avec la croissance de l'allongement c'est-à-dire avec l'augmentation de la force de traction. On remarque qu'il y a une corrélation entre les deux figures, c'est-à-dire qu'on peut expliquer le phénomène en choisissant n'importe quelle figure soit par la force en fonction de l'allongement, soit par la température en fonction du temps ou bien par la force en fonction du temps ou encore par la température en fonction de l'allongement de l'éprouvette.

4.3.2. Eprouvettes avec trou

Pour l'essai de traction sur des éprouvettes présentant un trou, on observe une augmentation considérable de la température au niveau du trou ainsi que l'allongement de l'éprouvette en résine. Par contre, la température dans les éprouvettes en composite et céramique ne dépasse la valeur de 40 °C, cette valeur correspond relativement aux faibles allongements de ces types d'éprouvettes, comme le montre la Figure .4.24 .

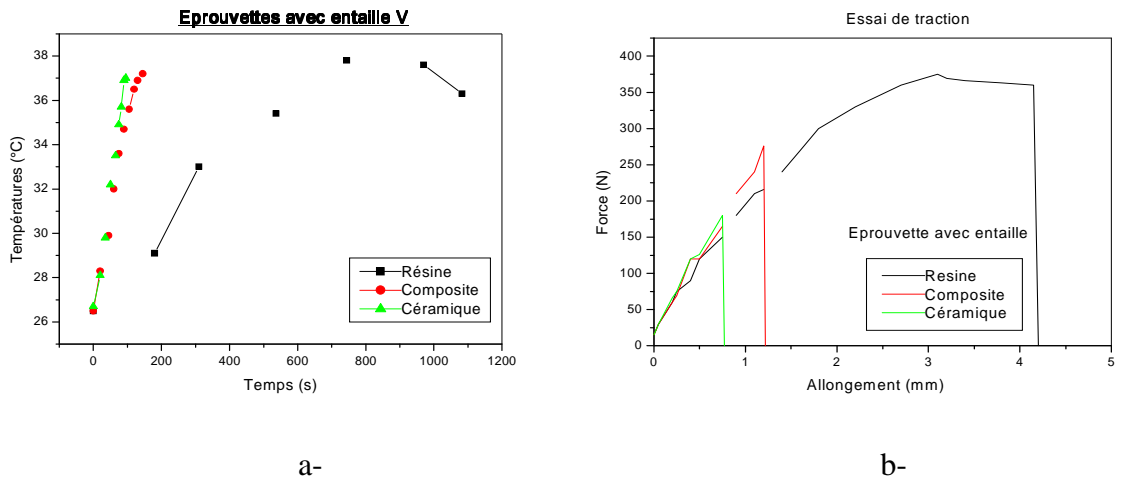


Fig.4.23 : Mesure thermographique et de traction sur des épreuves avec entaille
a- évolution de la température en fonction du temps ; b- évolution de la force en fonction de l'allongement

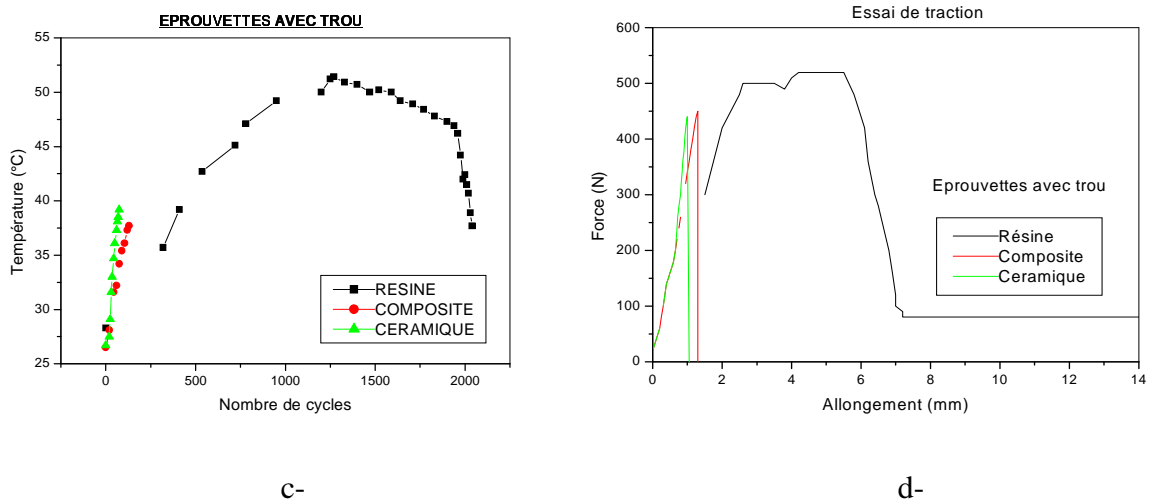


Fig.4.24 : Mesure thermographique et de traction sur des épreuves présentant un trou
c- évolution de la température avec le temps; d- évolution de la force avec l'allongement.

4.4. Evolution de la température en fond d'entaille

On a pris des mesures de températures à partir du fond d'entaille afin d'évaluer l'évolution de la température dans cette zone critique (point chaud), comme le montre la figure 4.25.

On remarque que la température est maximale au niveau de l'entaille d'où la grande concentration de contrainte à son fond puis décroît au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la zone critique. On constate que les éprouvettes soumises à la fatigue par flexion rotative présentent des températures élevées par rapport aux éprouvettes soumises à la traction. La différence de températures entre les deux essais en fond d'entaille est d'environ 15 °C.

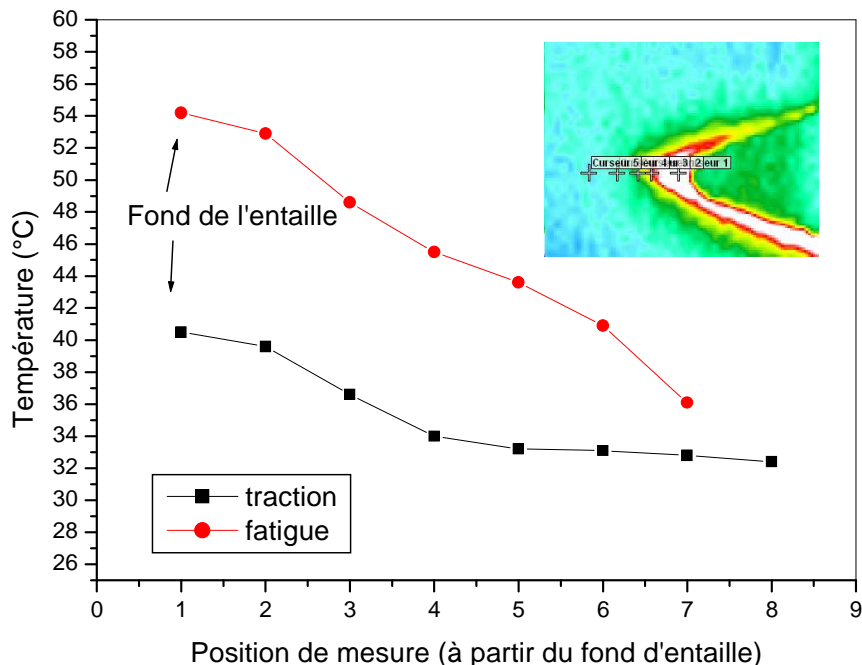


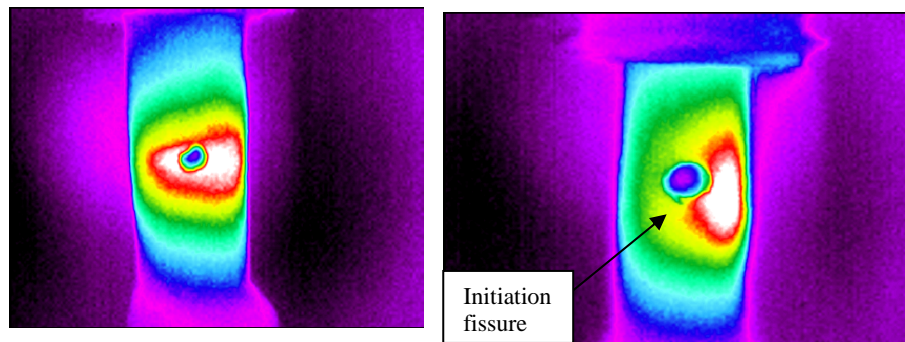
Fig. 4.25 : Evolution de la température au voisinage de l'entaille (point chaud)

4.5. Observation des fissures par thermographie

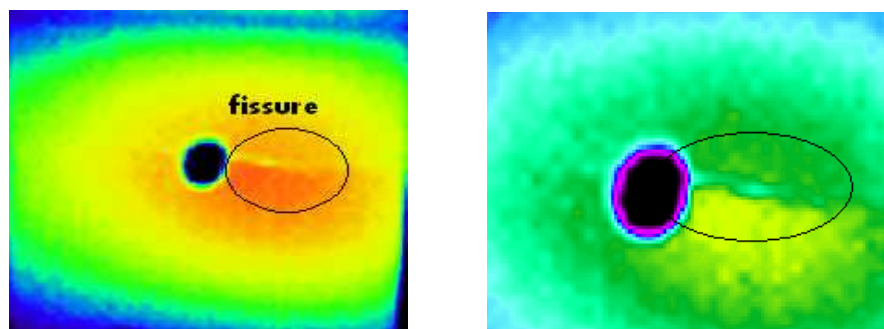
La fissure est un « défaut » ou une discontinuité brutale apparue ou apparaissant dans un matériau sous l'effet de contraintes internes ou externes, où la matière est séparée sur une certaine surface. Tant que les forces de contraintes ne sont pas libérées, elle entraîne une grande concentration de contrainte à son fond. Sa propagation, sous l'effet de contraintes suffisantes.

Sur la figure (4.26 a), on distingue une initiation de fissure d'une éprouvette en céramique présentant un trou lors de l'essai de fatigue ainsi que sur les éprouvettes avec trou, figure (4.26 b), et entaille

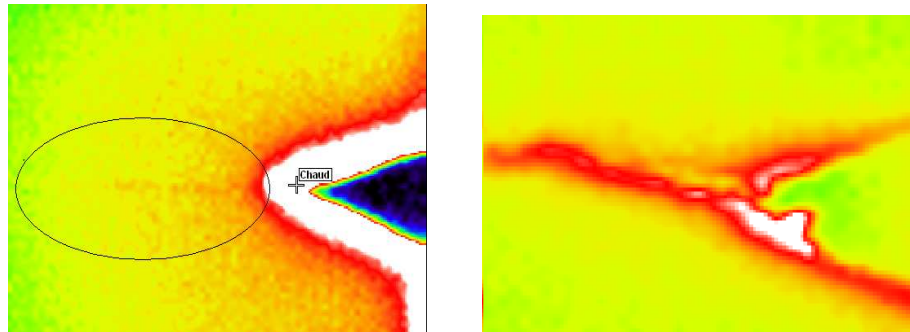
figure (4.26 c), en composite soumise à la traction. Probablement, ces microfissures vont causer la rupture des éprouvettes.



a-Eprouvette avec trou en céramique soumise à la fatigue par flexion rotative



b-Eprouvette avec trou en composite soumise à la traction



c-Eprouvette avec entaille en composite soumise à la traction

Fig. 4.26 : Détection sur les thermogrammes l'initiation de fissure au voisinage du défaut

4.6. Observation microscopique

4.6.1. Micrographies des facies de rupture

D'après, les figures 4.26 qui montrent les micrographies des échantillons en biomatériaux dentaires (résine, composite et céramique), on observe les morphologies de surfaces. On constate que ces surfaces présentent différentes structures surfacique. On trouve des défauts comme les stries, rayures et des pores. Ces surfaces présentent également des cratères.

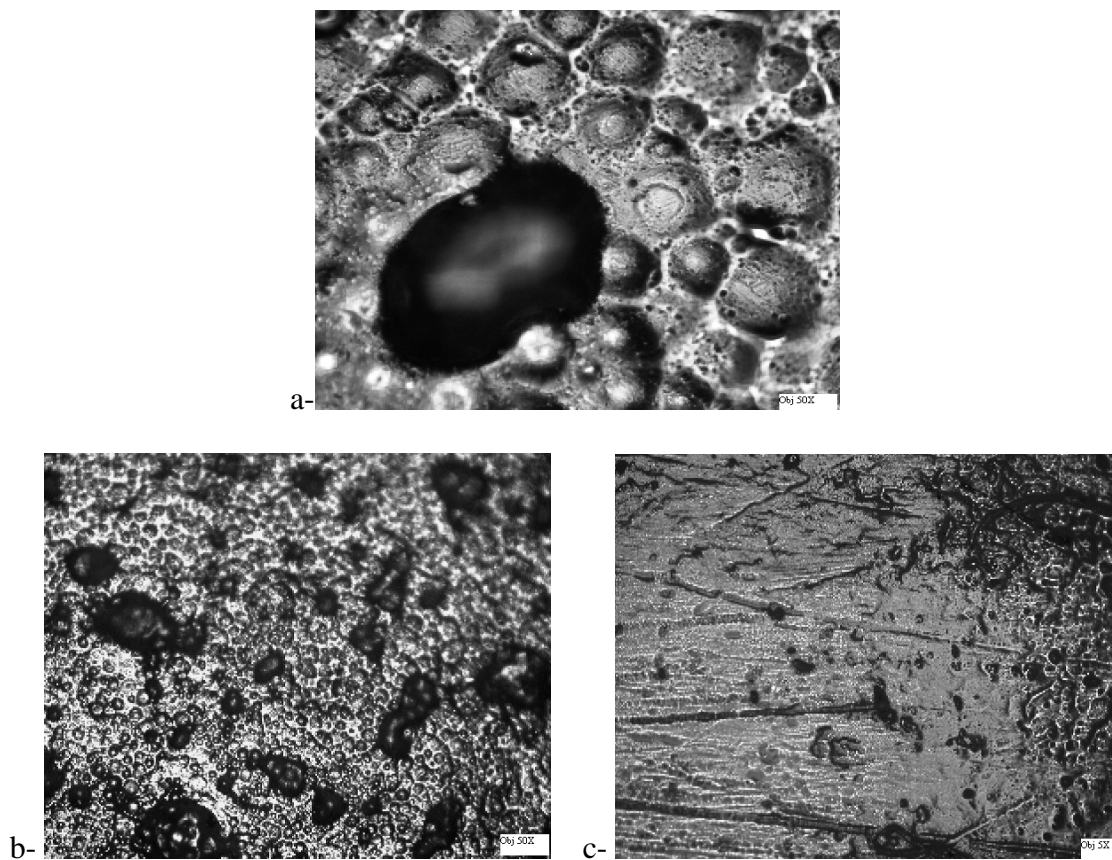


Fig. 4.26 : Observation de la morphologie des surfaces
(a- résine, b-composite et c-céramique)

La caractéristique principale de la morphologie de la surface de rupture qui apparaît clairement sur les trois micrographies de la figure 4.27 est la planéité et la très grande rugosité d'une partie de la section. Cette partie correspond à la zone de la face de rupture dans laquelle la fissure s'est produite pendant la phase de propagation lente pour la résine et brusque pour les composites et les céramiques. Les régions plus rugueuses qui montrent clairement que d'importantes déformations plastiques s'y sont produites, correspondent à la partie de la section où la progression de la fissure est devenue instable et qui s'est rompue brusquement.

Dans certains cas, on constate qu'un défaut est la cause de l'apparition de la fissure mais dans d'autres cas, on ne peut trouver aucune raison pour laquelle la fissure est partie d'un point particulier de la face de rupture. Lorsque la section se trouve dans un endroit soumis à de fortes concentrations de contraintes, l'initiation de la rupture par fatigue peut se produire en plusieurs points. Par contre, dans des zones uniformes, la fissure se propage généralement à partir d'un seul point.

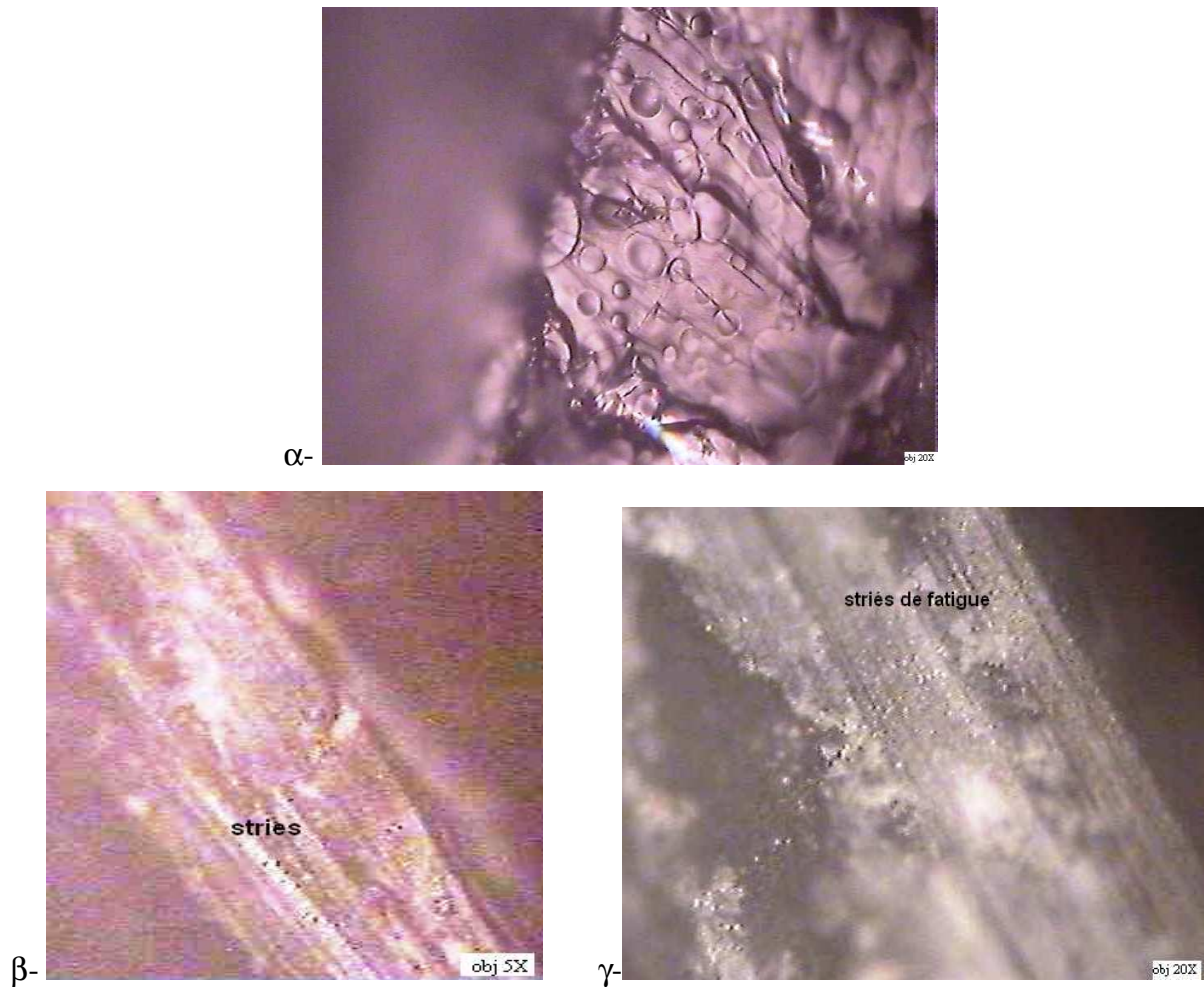


Fig. 4.26 : observe les morphologies des facies de rupture représentant les stries de fatigue (α- résine, β-composite et γ- céramique)

Conclusion générale

L'objectif de ce travail est l'étude et la caractérisation optique par thermographie infrarouge du comportement et de l'endommagement en fatigue et en traction des biomatériaux dentaires. Dans ce contexte, les éprouvettes élaborées en matériaux dentaires « résines, composites et céramiques » sont soumises à la fatigue par flexion rotative et à la traction.

Le thème traite différents aspects :

- La réalisation d'un dispositif de fatigue par flexion rotative parce qu'il est l'essai le plus simple à mettre en œuvre.
- L'élaboration des éprouvettes cylindriques des matériaux dentaires pour l'essai de fatigue présentant des entailles et des trous au milieu.
- L'élaboration des éprouvettes de forme rectangulaire pour l'essai de traction comportant des entailles et des trous.
- La caractérisation optique par thermographie IR de différentes éprouvettes

A partir des résultats expérimentaux, on peut conclure que :

- a- Pour les essais de fatigue
 - o Les thermogrammes montrent l'évolution croissante de la température dans les éprouvettes en fonction du nombre de cycles.
 - o L'existence d'un gradient de température sur l'éprouvette et particulièrement au voisinage du défaut (entaille ou trou) où il y'a une grande concentration de chaleur.
 - o Les thermogrammes révèlent des initiations des microfissures au niveau du trou
- b- Pour les essais de traction
 - o Augmentation rapide de la température avec un temps court pour les éprouvettes en composite et céramique.
 - o Pour les éprouvettes en résine, il y a une augmentation lente de la température avec un temps très lent.
 - o Corrélation entre les courbes température-temps et force-allongement
 - o Initiation des fissures au niveau de l'entaille et du trou.
 - o Evolution décroissante de la température au fur et à mesure que l'on s'éloigne du fond d'entaille.

Enfin, ces travaux sont un début et une initiation à d'autres travaux plus approfondies dans l'application des moyens de caractérisation optiques des biomatériaux en générale.

REFERENCES

- [1] Luong M.P., « Infrared thermographic scanning of fatigue in metals », Nucl. eng. & design, vol. 158, p. 363-376, (1995).
- [2] Luong M.P., « Fatigue limit evolution of metals using an infrared thermographic technique », Mech. Mat., vol 28, p. 155-163, (1998).
- [3] Doudard C., « Identification of the scatter in high cycle fatigue from temperature measurements », C.R. Mécanique, vol. 332, p. 795-801, (2004)
- [4] Djedjiga A., « Suivi de fissuration de matériaux par thermographie » C.R. Mécanique, vol.336, p. 677-683, (2008).
- [5] La Rosa G., «Thermographic methodology for rapid determination of fatigue limit of materials and mechanical components », International Journal of Fatigue, vol. 22, 65, (2000).
- [6] KIM K.S., «Thermoelastic stress analysis of a fatigue specimen using the lock in infrared thermography », Korea Science and Engineering Foundation (No. 2008-2003501).
- [7] P. Desautels, Les matériaux dentaires. Editions Préfontaines Inc, (1975).
- [8] G. Burdairon, Abrégé de matériaux dentaires. Editions Masson, (1981)
- [9] G. Mikolajczak, J.Y Cavaille, G.P. Johari, Polymer 28, 1987, (2003).
- [10] I. Sideridou, V. Tserki, G. Papanastasiou. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials 23 (2002) 1819
- [11] Till N. Gohring, Luigi Gallo, Heinz Luthy. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. Dental Materials 21(2005), 761–772.
- [12] Mariani P, Sarrochi JP. Nouveaux matériaux pour dents artificielles: Etude technique et clinique. Actual Odontostomatol (Paris). 155, 499–510, (1986),
- [13] Bathias C., fatigue des matériaux et des structures, Edition Lavoisier, (2008).
- [14] Schutz W., A history of fatigue, Eng. fract. mech., vol.54, p.263-300, (1996).

- [15] Coffin L.F., A study of the effect of cyclic thermal stresses on a ductile metal, *Trans. ASME*, vol. 76, p. 931-950, (1954).
- [16] Manson S.S., Behavior of materials under conditions of thermal stress, *Heat Transfer Symposium*, university du Michigan, (1952).
- [17] St John KR, editor. *ASTM STP 1144: Particulate debris from Medical implants: mechanisms of formation and biological consequences*. Philadelphia: American Society of Testing and Materials, (1992).
- [18] Kelpetko V, Moritz A, Schurawitzki H, Domanig E, Wolner E. Leaflet fracture in Edwards–Duromedics bileaflet valves. *Thoracic Cardiovascular Surg* (1989); 97:90–4.
- [19] Engh GA, Dwyer KA, Hanes CK. Polyethylene Wear of Metalbacked Tibial Components in Total and Unicompartmental Knee Prosthesis. *J Bone Joint Surg* (1992); 74B (1):9–17.
- [20] Franzen H, Mjoberg B. *Acta Orthopaedica Scandinavica*,; 61:499–501. (1990).
- [21] Creugers NHJ, Käyser AF, van't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* (1994); 22:448-452
- [22] Taouti B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Int Aesth Chronicle* 1996; 8:657-666.
- [23] Ellis RK, Donly KJ, Wild TW. Indirect composite resin crowns as an esthetic approach to treating ectodermal dysplasia: a case report. *Quintessence Int* 1992; 22:727-729.
- [24] Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 84:303-308
- [25] Beuchat M, Krejci I, Lutz F. Minimalinvasive unverstärkte adhäsive Kompositbrücken: klinisches Vorgehen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1999; 109:507-515.
- [26] Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Patel AP. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *J Prosthet Dent* 1994; 17:16-22.
- [27] Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg JA. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998; 80:311-318.
- [28] Krejci I, Boretti R, Giezendanner P, Lutz F. Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer/FRC: clinical and laboratory procedures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998; 10:487-98.
- [29] Göhring TN, Mörmann WH, Lutz F. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: Preliminary results after one year. *J Prosthet Dent* 1999; 82:662-8.

- [30] Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2000; 84:413-418.
- [31] McKinney JE, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res* 1985; 64:1326-31.
- [32] Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *J Dent Res* 1992; 71:1525-29.
- [33] Condon JR, Ferracane JL. *In vitro* wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res* 1997; 76:1405-11.
- [34] Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997;76:1508-16.
- [35] Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont* 1999;12:432-38.
- [36] Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehab* 1999; 26:372-78.
- [37] Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;8:310-19.
- [38] Ferracane JL, Mitchem JC. Properties of composites: results of round robin testing for a specification. *Dent Mater* 1994;10:92-99.
- [39] Huysmans MCDNJM, van der Varst PGT, Lautenschlager EP, Monaghan P. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials. *Dent Mater* 1996;12:116-120.
- [40] Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-116.
- [41] Braem MJA, Davidson CL, Lambrechts P, Vanherle G. In vitro flexural fatigue limits of dental composites. *J Biomed Mater Res* 1994;28:1397-1402.
- [42] Braem MJA, Lambrechts P, Gladys S, Vanherle G. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dent Mater* 1995;11:137-141.
- [43] Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent* 1994;22:97-102.
- [44] McCabe JF, Carrick TE, Chadwick RG, Walls AWG. Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials. *Dent Mater* 1990;6:24-28.
- [45] McCabe JF, Wang Y, Braem MJA. Surface contact fatigue and flexural fatigue of dental restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000;50:375-380.
- [46] Hénaff G. *Fatigue des structures*. Ellipses 2005.
- [47] Victor Ségalen, *Biomatériaux, Mechanical tests (tension, compression, hardness, shear, bending) applied to the dental biomaterials*, Mémoire PCEO 2, U.Bordeaux, 2009-2010
- [48] Dominique F. *Endommagements et Rupture de Matériaux*. EDP Sciences 2004.
- [49] Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999;15:342-348.

- [50] Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73:1824-1832.
- [51] Scherrer SS, Botsis J, Studer M, Pini M, Wiskott HWA, Belser UC. Fracture toughness of aged dental composites in combined mode I and mode II loading. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000;53:362-370.

Résumé

La thermographie infrarouge (TIR) est la science de l'acquisition et de l'analyse d'informations thermiques à l'aide de dispositifs d'imagerie thermique à distance.

Le but de ce thème est l'utilisation de cette technique comme moyen optique de caractérisation du comportement thermique des éprouvettes entaillées soumises à la fatigue par des sollicitations alternées en flexion rotative et par traction.

L'analyse par traitement d'images des thermogrammes obtenus au cours des essais de fatigue et de traction révèle que la température croît avec le nombre de cycles et avec le temps au voisinage de la zone de grande concentration de contraintes. En effet, la concentration de champs de température est maximale au fond d'entaille ou le long du trou et décroît au fur et à mesure de l'on s'éloigne du point chaud. La distribution du rayonnement infrarouge est plus remarquable dans le biomatériau en résine que dans le composite ou la céramique.

Mots clés: *Thermographie IR, Biomateriaux, Analyse d'Image, Fatigue, Traction, Fissure.*

ملخص

الغرض من هذا الموضوع هو استخدام تقنية التصوير الحراري بالأشعة تحت الحمراء كوسيلة لتوصيف بصري من السلوك الحراري للعينات حقق التعرض للتعب من الضغوط بالتناوب في الدورية الانحناء والتوتر. وكشف التحليل عن طريق معالجة الصور من thermograms تم الحصول عليها خلال الاختبار التعب والشد على أن درجة الحرارة مع زيادة عدد الدورات على مر الزمن وعلى مقربة من تركيز الضغوط العالية. في الواقع، وتركز حقول درجة الحرارة على أشدها في الجذر أو الشق على طول حفرة ويتناقص تدريجيا واحد يتحرك بعيدا عن البقعة الساخنة. توزيع الأشعة تحت الحمراء هي أكثر ما يلفت الانتباه في هذا الراتنج مادة بيولوجية في مركب أو السيراميك.

Summary

The purpose of this theme is using the technique of infrared thermography as a means of optical characterization of thermal behavior of notched specimens subjected to fatigue by alternating stresses in rotating bending and tension.

The analysis by image processing of thermograms obtained during fatigue testing and tensile revealed that the temperature increases with the number of cycles over time and in the vicinity of the high stress concentration. Indeed, the concentration of temperature fields is greatest at the notch root or along the hole and decreases gradually as one moves away from the hot spot. The distribution of infrared radiation is most noticeable in the biomaterial that resin in the composite or ceramic.

Keywords: IR thermography, Biomaterials, Image Analysis, Fatigue, Tension, Crack.