



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI-POINCARÉ – NANCY 1

FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2012

N°3849

THESE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN

CHIRURGIE DENTAIRE

par

Florian VUILLAUME

Né le 28 Novembre 1986 à Epinal (88)

**ABSORPTION ET SOLUBILITE DE DIFFERENTES RESINES
FLUIDES ET ULTRAFLUIDES UTILISEES EN
ODONTOLOGIE**

Présentée et soutenue publiquement le

6 Janvier 2012

Examineurs de la thèse :

Pr P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
Pr A. DAHOUN	Professeur des Universités	Juge
<u>Dr E. MORTIER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	<u>Juge</u>
Dr P. BRAVETTI	Maître de Conférences	Juge
Dr Y. SIMON	Ancien Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

A NOTRE JUGE ET PRESIDENT

Monsieur le Professeur Pascal AMBROSINI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri-Poincaré, Nancy 1

Vice-Doyen au budget et aux affaires hospitalières

Habilité à diriger des recherches

Professeur des Universités

Responsable de la sous-section : Parodontologie

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites, en acceptant de présider notre thèse. Nous vous remercions pour votre encadrement et pour votre disponibilité pendant notre passage dans votre département. Nous vous exprimons ici, notre sincère reconnaissance et notre profond respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Professeur Abdesselam DAHOUN

Ingénieur en Mines et Métallurgie

Docteur de l'INPL en Science et Génie des Matériaux

Habilité à diriger des recherches

Professeur des Universités en Physique des Matériaux

Nous sommes très honorés de vous compter parmi nos juges. Nous vous remercions pour votre accueil au sein de votre laboratoire à l'Ecole des Mines de Nancy, sans quoi tout ce travail n'aurait été possible. Nous vous prions de croire à notre sincère reconnaissance et à notre profond respect.

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Eric MORTIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Vous nous avez fait l'honneur de diriger notre travail. Nous vous remercions pour la rigueur de vos enseignements, pour la qualité de votre encadrement, pour votre disponibilité, votre écoute mais aussi pour votre humanité. Votre gentillesse à notre égard nous a profondément touchés. Veuillez trouver ici l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Pierre BRAVETTI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Doyen de la Faculté d'Odontologie de l'Université Henri-Poincaré, Nancy 1

Docteur de l'Université René Descartes, Paris V

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la sous-section : Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique,
Anesthésiologie et Réanimation

Nous sommes très honorés par votre présence pour juger notre travail. Nous vous sommes reconnaissants du savoir que vous nous avez transmis et de votre implication dans la vie de la faculté. Veuillez trouver ici l'expression de notre gratitude la plus sincère et de notre profond respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Yorick SIMON

Docteur en Chirurgie Dentaire

Ancien Assistant Hospitalier Universitaire

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger notre travail. Nous vous remercions pour l'intérêt que vous portez aux étudiants. Votre calme, votre gentillesse et votre sens de la pédagogie sont pour nous exemplaires. Soyez assuré de notre profond respect.

A mes parents,

Merci pour votre soutien tout au long de mes études, vos précieux conseils et votre amour. Rappelez-vous, depuis la cinquième que je vous dis que je veux faire ce métier. Merci pour votre confiance permanente, merci de m'avoir éduqué avec tant de justesse et de tendresse, vous êtes un modèle pour moi!

A mes grands-parents,

Merci de m'avoir permis de passer tout ce bon temps à vos côtés et de m'avoir donné goût au travail.

A mon grand frère Matthieu,

Enfants, nous nous battrions, adolescents, nous nous disputions, jeunes adultes, nous nous entraïdons! Vivement que l'on soit vieux...

Merci pour ta sincérité et ta spontanéité! Ne change pas!

A ma petite sœur Marine,

J'espère ne pas t'avoir trop dégoûtée des études. Je te souhaite tant de bonnes choses pour la suite!

A Lulu,

Merci pour ton soutien sans faille tout au long de ces années études. Tu t'es occupée de moi pendant la P1, tu as eu les mots si justes les veilles d'examens pour me motiver! Tu t'es tant investi dans mon travail ainsi que dans ma thèse. C'est un bonheur de partager mon quotidien avec toi! Merci à toute ta famille de m'avoir si bien accueilli. Trouve dans ce travail le témoignage de mon très grand respect et de mon très grand amour. Je te dédie cette thèse.

A Jules,

Combien d'heures avons-nous donc bien pu passer ensemble à discuter de tout et de rien? Nous avons tant de points communs et tant de choses à nous raconter...Merci pour la profondeur de notre amitié, tes conseils si précieux et ta bonne humeur permanente!

A Benoît,

Ca fait déjà 7 ans que nous passions notre bac...à quand ta thèse? Merci pour ton amitié!

A Gautier,

Si le temps nous a quelque peu séparés, je n'oublierai jamais les moments qu'on a pu passer ensemble!

A Capu et Marjo,

Et si on se donnait rendez-vous dans dix ans?

A Hélène,

Merci pour tes conseils, ta sympathie et ton dévouement envers les étudiants.

A Eric,

Merci pour ta disponibilité, ta rigueur, la richesse de tes conseils et ton écoute permanente! Tu es toujours là, peu importe l'heure, pour répondre à mes questions de jeune praticien. Sans toi, ce travail n'aurait jamais vu le jour!

D'autre part, je te remercie de m'avoir fait découvrir ta passion pour la pêche à la mouche! Comme dans la dentisterie, ton goût pour la perfection me donne l'envie de progresser pour qu'un jour peut être mon geste devienne efficace, simple, naturel et esthétique.

Aux Docteurs Mondon Jean Paul et Porentu Patrick,

Merci de m'avoir fait partager votre passion! Vos conseils sont si importants dans ma pratique quotidienne!

Aux Docteurs Poinsignon Annelise, Révolat-Henry Laetitia, Schmitt-Génin Marie Hélène et Jungels Adrien,

Merci de m'avoir accueilli dans votre cabinet avec tant de sympathie, merci pour vos conseils.

Aux Docteurs Gangloff Pierre et Esnault Pierre-Henri,

Merci pour l'importance que vous donnez à la formation des étudiants, merci pour votre disponibilité, vos conseils et votre sympathie. Mes stages de sixième année auront été d'une richesse incroyable!

Au Docteur Girard-Caye Christine,

Merci pour la confiance que vous m'accordez en me laissant travailler dans votre cabinet.

A Pascale, Sylvie et Gaëlle,

Merci de me supporter chaque jour de la semaine...

A Pierre Antoine Vigneron, Nathalie Laham et Nicolas Guerard,

Merci de m'accueillir dans votre laboratoire de prothèse avec tant de gentillesse.

A l'équipe Polymère SI2M de l'institut Jean Lamour de l'Ecole des Mines de Nancy,

Pour votre accueil et votre disponibilité.

A Monsieur Jean Marc Virion,

Pour votre analyse statistique.

A tous mes amis de la fac.

A tous ceux que je n'ai pas cités...

Absorption et solubilité de différentes résines fluides et ultra-fluides utilisées en odontologie

Sommaire

Liste des figures

Liste des tableaux

Introduction

1. Les composites

1.1. Généralités

1.2. Les résines composites fluides

1.3. Les résines composites ultra-fluides

2. Le scellement des puits et fissures

2.1. Indications cliniques

2.2. Matériaux utilisés

2.3. Bénéfices du scellement des puits et fissures

2.4. Protocoles cliniques pour un matériau à base de résine

3. Fluides environnants des résines composites

3.1. Les fluides intrinsèques

3.2. Les fluides extrinsèques

4. Etude expérimentale du comportement de différentes résines fluides et ultrafluides en milieu hydrique

4.1. Introduction-Problématique

4.2. Matériels et méthodes

4.3. Résultats

4.4. Discussion

Conclusion

Bibliographie

Table des matières

Annexes : données statistiques de l'étude expérimentale

Liste des figures

- Figure 1 : représentation schématique des interactions matériaux / milieu en termes d'absorption et de solubilité.....
- Figure 2 : représentation schématique de la composition des résines composites...
- Figure 3 : représentation schématique de la synthèse du Bis-GMA.....
- Figure 4 : représentation schématique de la molécule d'UDMA.....
- Figure 5 : représentation schématique de la molécule de TEGDMA.....
- Figure 6 : représentation schématique du silane permettant le lien entre la résine méthacrylate et la surface hydroxylée des charges de silice.....
- Figure 7 : représentation schématique de l'évolution des résines composites au fil des années.....
- Figure 8 : représentation schématique, en fonction du nombre de matériaux commercialisés, des différentes familles de composites.....
- Figure 9 : représentation schématique de la chémostat polymérisation des résines composites.....
- Figure 10 : représentation schématique de la photopolymérisation des résines composites.....
- Figure 11 : photographie montrant une lésion cervicale d'usure.....
- Figure 12 : photographie montrant une lésion cervicale d'usure après obturation à l'aide d'une résine composite fluide.....
- Figure 13 : photographie d'un scellement des puits et fissures.....
- Figure 14 : représentation schématique des facteurs de risque carieux.....
- Figure 15 : représentation schématique de l'indication des scellements des puits et fissures avec différents matériaux en fonction de la situation clinique.....
- Figure 16 : schématisation du réflexe de salivation.....
- Figure 17 : représentation de la baisse de pH après rinçage buccal avec une solution de glucose à 10 %.....
- Figure 18 : moule en PTFE (Téflon®) de 50mm de diamètre au total, en son centre un cylindre creusé de 15mm de diamètre et de 1mm de profondeur.....
- Figure 19 : représentation schématique du matériel utilisé pour la réalisation des disques de matériaux.....
- Figure 20 : représentation schématique des zones de photopolymérisation.....

- Figure 21 : histogramme de l'absorption dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle.....
- Figure 22 : histogramme de la solubilité dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle.....
- Figure 23 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans l'acide lactique.....
- Figure 24 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans l'acide citrique.....
- Figure 25 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans la salive artificielle.....
- Figure 26 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans le Coca Cola®.....
- Figure 27 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans l'eau distillée.....
- Figure 28 : représentation de la variation de masse de FLO placé dans des milieux d'immersion différents.....
- Figure 29 : représentation de la variation de masse de CLI placé dans des milieux d'immersion différents.....
- Figure 30 : représentation de la variation de masse de GRF placé dans des milieux d'immersion différents.....
- Figure 31 : représentation de la variation de masse de GRS placé dans des milieux d'immersion différents.....
- Figure 32 : représentation schématique de l'hydrolyse de la liaison ester par l'eau....

Liste des tableaux

- Tableau 1 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans l'eau distillée).....
- Tableau 2 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans la salive artificielle).....
- Tableau 3 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans l'acide lactique).....
- Tableau 4 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans l'acide citrique).....
- Tableau 5 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans le Coca Cola®).....
- Tableau 6 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion
dans l'eau distillée (mm³).....
- Tableau 7 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion
dans la salive artificielle (mm³).....
- Tableau 8 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion
dans l'acide lactique (mm³).....
- Tableau 9 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion
dans l'acide citrique (mm³).....
- Tableau 10 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion
dans le Coca Cola® (mm³).....
- Tableau 11 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans l'eau
distillée (g).....
- Tableau 12 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans la salive
artificielle (g).....
- Tableau 13 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans l'acide
lactique (g).....
- Tableau 14 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans l'acide
citrique (g).....
- Tableau 15 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans le Coca
Cola® (g).....

-Tableau 16 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g) (échantillons ayant été placés dans l'eau distillée).....	
-Tableau 17 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g) (échantillons ayant été placés dans la salive artificielle).....	
-Tableau 18 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g) (échantillons ayant été placés dans l'acide lactique).....	
-Tableau 19 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g) (échantillons ayant été placés dans l'acide citrique).....	
-Tableau 20 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g) (échantillons ayant été placés dans le Coca Cola®).....	
-Tableau 21 : absorption moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents milieux pour un milieu donné.....	
-Tableau 22 : absorption moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents matériaux pour un milieu donné.....	
-Tableau 23 : solubilité moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents milieux pour un milieu donné.....	
-Tableau 24 : solubilité moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents matériaux pour un milieu donné.....	

Introduction

Introduction

Depuis le début des années 50 et le brevet du chimiste suisse Hagger proposant une résine acrylique nommée le Sevriton®, puis l'apparition du mordantage avec Buonocore en 1955 et du Bis-GMA avec Bowen en 1962, l'odontologie restauratrice n'a cessé d'évoluer. Cette évolution ou plutôt révolution scientifique et industrielle introduisant des systèmes de restauration adhésive a été à l'origine d'innombrables progrès en odontologie. A l'heure actuelle, nous recensons plus de 145 résines composites proposées par une trentaine de fabricants différents. Depuis soixante années environ, la composition des matériaux à base de résine n'a cessé d'être modifiée dans le but d'obtenir d'une part une mise en œuvre aisée et d'autre part une restauration pérenne respectant l'intégrité de l'organe dentaire.

En 1996, les fabricants ont développé des résines composites de viscosité fluide pour des indications cliniques spécifiques comme par exemple l'obturation de micro-cavités ou encore la mise en place de substitut dentinaire. Depuis quelques années, ce type de résine est de plus en plus employé en odontologie pédiatrique pour sceller les puits et fissures des molaires permanentes. En effet, s'inscrivant dans une démarche préventive globale comprenant le suivi de l'hygiène bucco-dentaire et de l'alimentation ou encore des apports en fluor, il est scientifiquement admis que la mise en place de résines fluides et ultrafluides dans les sillons anfractueux des molaires permanentes réduit considérablement la survenue de caries. Pourtant, cette mesure reste un acte souvent peu pratiqué et pour lequel le praticien se pose encore de nombreuses questions comme l'indication du placement, la démarche diagnostique de l'activité carieuse ou encore la nature des matériaux à utiliser. En effet, la pérennité d'une résine de scellement des puits et fissures et donc son efficacité en termes de prévention de la carie dentaire va dépendre de plusieurs facteurs comme la composition du matériau, le protocole de mise en place ou encore le milieu environnant.

D'autre part, ces résines fluides sont aussi employées en orthopédie dento-faciale pour coller les brackets. Dans ce cas, la pérennité du matériau sera là encore d'une extrême importance afin de garantir la tenue du dispositif orthodontique. Ces matériaux placés dans la cavité orale sont au contact de la salive, fluide riche en espèces organiques et inorganiques côtoyant une flore bactérienne complexe.

Dans de nombreuses situations, ils jouxtent le sillon gingivo-dentaire et sont en contact avec le fluide sulculaire. Leur comportement en termes d'absorption d'eau et de solubilité et donc en termes de pérennité revêt une grande importance d'un point de vue clinique.

La capacité d'un matériau à absorber de l'eau résulte en une expansion volumétrique allant potentiellement dans le sens de la compensation de la contraction initiale de prise et donc de l'augmentation de l'étanchéité à l'interface (Feilzer et coll., 1990 ; Kanchanavasita et coll., 1997 ; Huang et coll., 2002). Toutefois, une expansion trop importante dépassant en valeur absolue la variation dimensionnelle engendrée par le retrait de polymérisation peut aboutir à une contrainte d'expansion nuisible au matériau et aux tissus dentaires adjacents (Feilzer et coll., 1995). Parallèlement, l'absorption d'eau affecte les propriétés mécaniques du matériau en diminuant notamment sa résistance à l'usure, à la flexion et son module d'élasticité (Oysaed et Ruyter, 1986b ; Ferracane et coll., 1987 ; Cattani-Lorente et coll., 1999 ; Ortengren et coll., 2000) pouvant entraver ainsi la qualité du joint marginal.

Par ailleurs, la conversion des monomères en réseau de polymères n'est jamais totale. Cela sous-entend que des espèces chimiques sont susceptibles d'être libérées par le matériau dans son environnement soulevant le problème de la biocompatibilité des produits d'obturation dentaires (Oysaed et coll., 1986a ; Ferracane, 1994 ; Geurtsen, 1998 ; Hamid et coll., 1998 ; Geurtsen et coll., 1998 ; Polydorou et coll., 2007). Des monomères résiduels (Tanaka et coll., 1991 ; Palmer et coll., 1999 ; Ortengren et coll., 2000 ; Sideriou et coll., 2003), des charges (Söderholm, 1990), des activateurs et des inhibiteurs de polymérisation (Rathburn et coll., 1991) ou encore des produits de dégradation tel que du formaldéhyde (Oysaed et coll., 1986) ou de l'acide méthacrylique (Munksgaard et Freund, 1990) ont été identifiés comme pouvant filtrer à partir de matériaux à base de résine. Ces divers composants sont potentiellement agressifs pour les tissus environnants : leur cytotoxicité sur des fibroblastes (Geurtsen, 1998 ; Moharamzadeh et coll., 2007) ou sur des odontoblastes (Mac Dougall, 1997) ainsi que leurs effets allergènes, mutagènes ou génotoxiques ont été rapportés dans la littérature (Stanley, 1992 ; Heil et coll., 1996 ; Söderholm et coll., 1999 ; Darmani et coll., 2006 ; Samuelsen, 2008 ; Knezevic et coll., 2008).

Ainsi l'exposition des matériaux d'obturations aux fluides oraux n'influence pas seulement leurs qualités mécaniques et la qualité de l'interface, mais elle favorise également la libération de nombreuses espèces chimiques aux possibles effets nocifs. Toutes ces interactions matériaux/milieu sont schématiquement représentés figure 1. L'absorption d'eau et la solubilité sont donc deux facteurs importants influençant la capacité du couple matériau/adhésif lorsque ce dernier est effectivement requis à assurer sa fonction sans effet indésirable. (Mortier et coll., 2004)

Par ailleurs, ces deux facteurs semblent dépendre de l'acidité des fluides environnants (Nicholson et Czarnecka, 2004). Or, le catabolisme des glucides lors de la fermentation bactérienne induisant une production d'acide lactique, ou encore l'alimentation par son acidité naturelle, provoquent une acidification du milieu buccal environnant (Shimizu et coll., 2008). Le scellement des puits et fissures étant indiqué à titre préventif chez les jeunes enfants à risque carieux, il paraît inévitable que ces matériaux d'obturation soient soumis à des variations permanentes de pH.

Ce travail a donc pour premier objectif de rappeler l'historique, la composition, les propriétés et les caractéristiques des résines composites conventionnelles puis des résines fluides et ultrafluides utilisées dans le scellement des puits et fissures. Dans une seconde partie, nous rappellerons les indications cliniques et les protocoles d'utilisation de ces différents matériaux afin d'optimiser leurs propriétés puis la troisième partie développera l'environnement dans lequel baignent ces matériaux. La dernière partie portera enfin sur une étude qui a pour objectif d'évaluer l'absorption et la solubilité par mesure des différentiels de masse après un séjour dans l'eau pour différents matériaux d'obturation [deux résines fluides « flow » et deux résines de scellements de puits et fissures (sealants)]. Pour se faire, le protocole ISO 4049, s'il n'est pas exempt de critiques (Mortier et coll., 2005), apparaît comme un protocole permettant par la suite des comparaisons inter-études. Parallèlement à ce travail, la même expérimentation est menée en milieu acide (acide lactique à 0,01M) avec pour objectif de rapprocher les conditions expérimentales de celles de la clinique. Enfin nous réitérerons la même expérience en plaçant en immersion les échantillons dans de l'acide citrique, du Coca Cola® et de la salive artificielle.

Dès lors, il paraît intéressant d'observer l'éventuelle influence du milieu sur la capacité des divers matériaux à remplir le cahier des charges pour lequel ils ont été conçus en termes d'absorption et de solubilité.

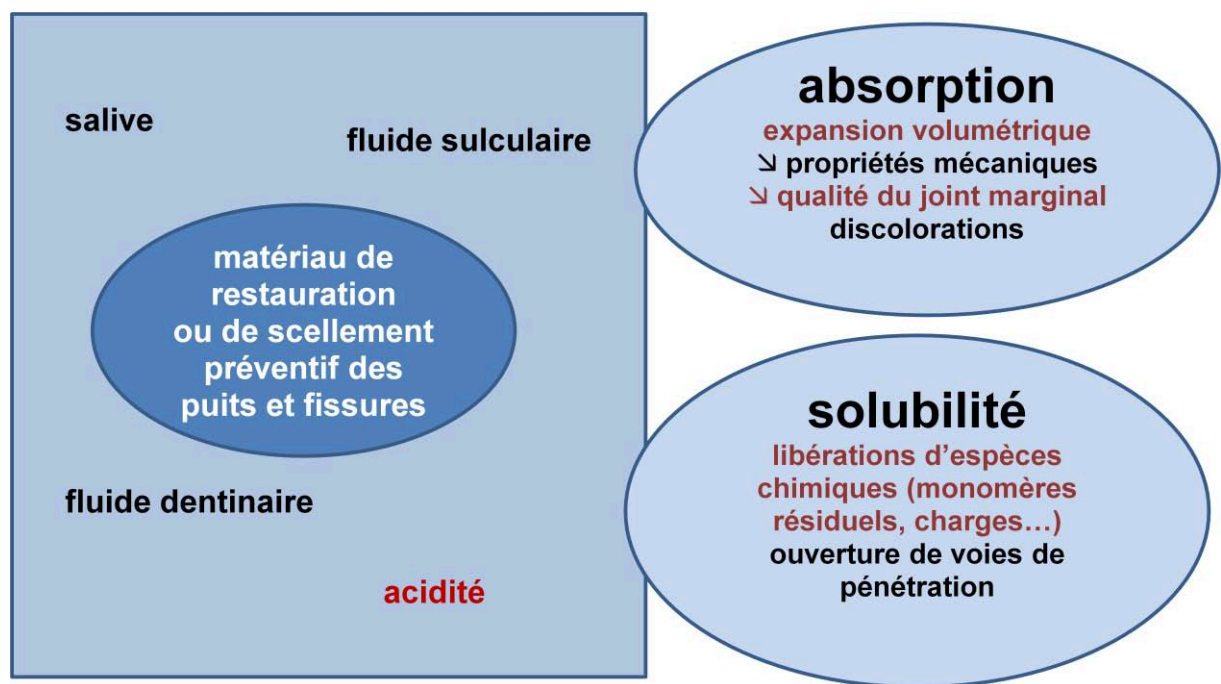


Figure 1 : représentation schématique des interactions matériaux / milieu en termes d'absorption et de solubilité

1. Les composites

1. Les composites

1.1. Généralités

1.1.1. Historique

Aujourd'hui, l'usage des résines composites a considérablement changé la pratique de la dentisterie restauratrice. En effet, ces nouveaux matériaux aux qualités esthétiques indiscutables sont employés dans de nombreuses situations comme dans la restauration de pertes de substances, dans la modification de la forme ou de la teinte d'une dent, dans la prévention de la carie dentaire ou encore dans le collage des brackets orthodontiques. Si la pratique de la dentisterie adhésive se banalise par l'usage quotidien qu'en font les chirurgiens dentistes, il n'en a pas toujours été ainsi. « La longue marche vers la maîtrise de ce matériau aura duré plus d'un demi-siècle jalonné d'espoirs et de déceptions et rythmé par des découvertes mineures ou majeures de la dentisterie adhésive » (Lasfargues, 2007).

L'histoire du composite commence au début des années 50 avec le brevet du chimiste suisse Hagger qui proposait une résine acrylique autopolymérisante appelée le Sévriton®. Ce matériau était collé après traitement de la dentine à l'acide glycérophosphorique produisant ainsi une interface adhésive. Sans le savoir, ce chercheur réalisait déjà de l'hybridation avant l'heure puisque ce n'est qu'en 1991 que Nakabayashi et ses collaborateurs élaboraient le principe de la couche hybride qui est une couche intermédiaire de dentine traitée par l'acide orthophosphorique et imprégnée de monomères. De plus, Hagger proposait déjà de stratifier son matériau pour éviter la rétraction de prise lors de la polymérisation. Parallèlement Buonocore s'intéressait à la liaison composite-dent encore tant redoutée à l'heure actuelle. En 1955, il invente la technique du mordantage de l'émail à l'acide phosphorique à 85 % permettant ainsi le micro-clavetage de la résine composite dans la dent. En 1959, Bowen met au point le Bis-GMA qui fait aujourd'hui encore partie intégrante de la matrice de très nombreuses résines composites même s'il est parfois remplacé par le diméthacrylate d'uréthane (UDMA) proposé par Knight et ses collaborateurs en 1970. En 1971, Dart et Nemcock inventent la photopolymérisation des résines par lumière visible grâce au catalyseur alpha diketone amine rendant possible nos techniques actuelles de restaurations (Lasfargues, 2007).

A partir de ces dates pionnières, les industriels n'ont cessé de modifier la composition des résines composites afin d'obtenir un matériau remplissant du mieux possible le cahier des charges en termes d'esthétique, de maniabilité et de pérennité. Au cours de ces dernières années, les modifications concernent les phases inorganiques (matrices) et organiques (particules de charges). « Le développement des composites microhybrides à haute densité de petites particules de charges présilanées associées à des matrices Bis-GMA-UDMA-TEGDMA, a permis d'améliorer les propriétés mécaniques, physico-chimiques, optiques et le comportement clinique : résistance à la fracture et à l'usure, diminution du retrait de polymérisation, maintien du polissage et de l'état de surface lisse, stabilité de la teinte, biocompatibilité, vieillissement plus lent. La facilité de manipulation clinique a également été améliorée : application des adhésifs, placement du composite, thixotropie, aptitude au polissage, possibilité d'associer les matériaux entre eux (par exemple en technique « sandwichs » verres ionomères/composites) ». (Lasfargues, 2007)

A l'heure actuelle, les recherches s'orientent plutôt vers l'amélioration de la biocompatibilité. En effet, même si les monomères de base des résines composites comme le Bis-GMA et UDMA ne montrent aucun effet mutagène in vitro, le TEGDMA quant à lui serait mutagène à des concentrations non toxiques (Schmalz, Geursten et Arenholt-Bindslev, 2007). Enfin, il paraît intéressant d'introduire des agents antibactériens et des fluorures dans la composition des résines composites afin de majorer la pérennité du matériau placé en bouche.

1.1.2. Composition

Par définition, une résine composite est composée de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les propriétés (mécaniques, physico-chimiques, biologiques) sont supérieures à celles des matériaux entrant isolément dans leur composition. En odontologie, une résine composite est composée de :

- une phase organique ou phase dispersante
- une phase inorganique ou phase dispersée
- un agent de couplage qui assure la cohésion entre les deux phases

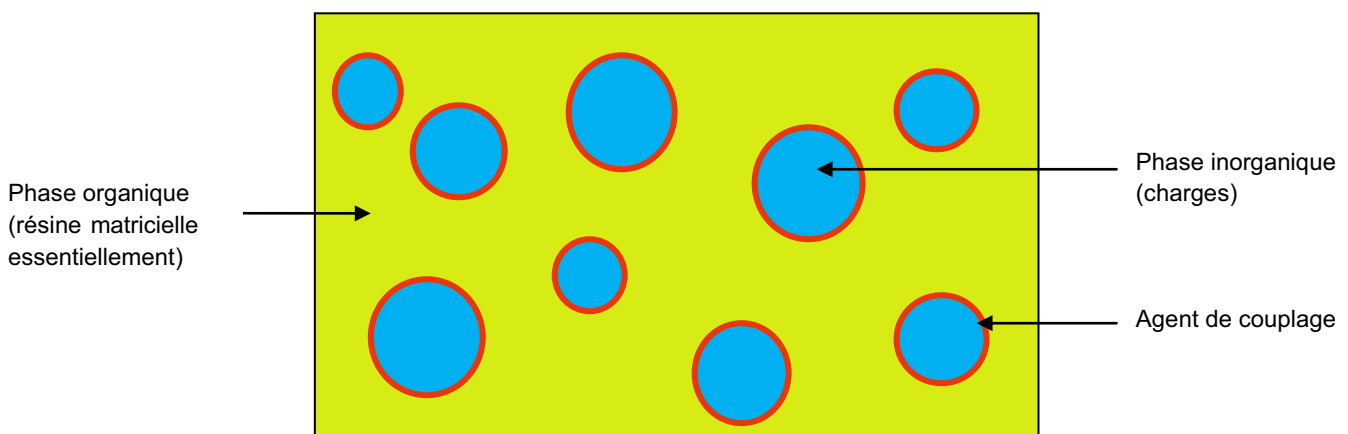


Figure 2 : représentation schématique de la composition des résines composites

1.1.2.1. Phase organique ou phase dispersante ou matrice résineuse

La phase organique est composée d'un ensemble d'éléments comprenant :

- la résine matricielle,
- les diluants ou contrôleurs de viscosité,
- les agents de polymérisation,
- les inhibiteurs de prise.

- La résine matricielle

La résine matricielle est généralement composée de Bis-GMA créée par Bowen au début des années 60. Le Bis-GMA est un monomère de poids moléculaire élevé obtenu par la réaction d'une molécule de Bis-phénol A et de deux molécules de glycidyl-méthacrylate (Van Noort, 2007).

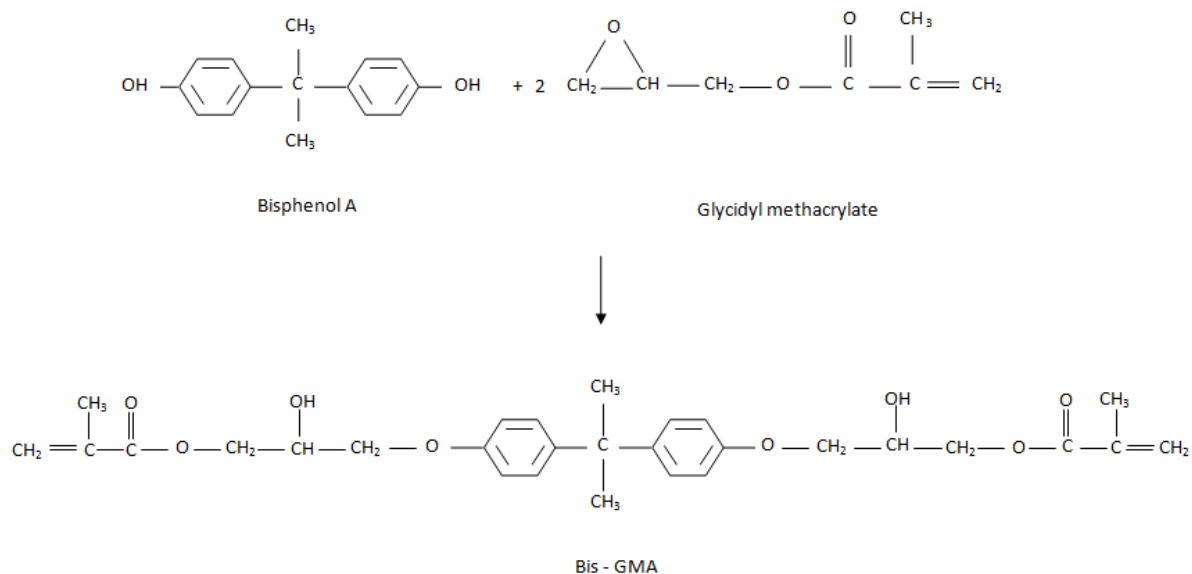


Figure 3 : représentation schématique de la synthèse du Bis-GMA (d'après Van Noort, 2007)

Sur ce monomère, nous notons la présence de :

- deux cycles aromatiques donnant de la rigidité au matériau,
- deux groupements C=CH₂ aux deux extrémités de la molécule permettant la transformation de monomères en polymères en présence de radicaux libres,
- deux groupements OH donnant une viscosité importante à la matrice non polymérisée,
- une liaison ester potentiellement à l'origine de l'hydrolyse de la matrice.

La résine matricielle peut aussi être composée de diméthacrylates d'uréthanes (UDMA) commercialisée à partir des années 70 pour concurrencer le Bis-GMA (Von Noort, 2007).

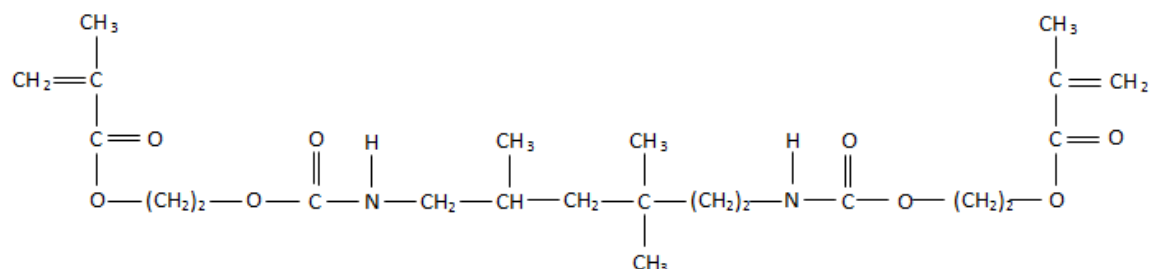


Figure 4 : représentation schématique de la molécule d'UDMA (d'après Van Noort, 2007)

Ce monomère a l'avantage de ne présenter aucune liaison ester ce qui diminue considérablement la dégradation hydrique du matériau placé dans la cavité buccale. D'autre part, son poids moléculaire encore plus élevé que le Bis-GMA réduit sa possible diffusion trans-dentinaire.

Récemment, des dérivés du Bis-GMA comme le Bis-EMA (ethoxylated bisphénol-A diméthacrylate), le Bis-MA (2,2-bis-(4-(méthacryloxy)phényl)propane) ou encore le Bis-PMA (2,2-bis-(4-(3-méthacryloxypropoxy)phényl)propane) ont été utilisés par certains fabricants pour réduire l'absorption d'eau et la sensibilité à l'humidité (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007). Quoi qu'il en soit, tous ces monomères sont beaucoup trop visqueux pour être utilisés seuls en clinique. Il faut donc leur adjoindre des contrôleurs de viscosité.

- Les diluants ou contrôleurs de viscosité

La base oligomérique des composites est constituée de monomères à haut poids moléculaire leur conférant une haute viscosité. En effet, le poids moléculaire des monomères joue un rôle important dans les propriétés à l'écoulement d'un matériau : les frictions des molécules entre elles constituent le principal facteur influençant la fluidité du matériau. Ainsi, afin de rendre le matériau manipulable, il est indispensable

d'introduire des contrôleurs de viscosité dans la phase organique comme le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate) qui est le plus communément employé.

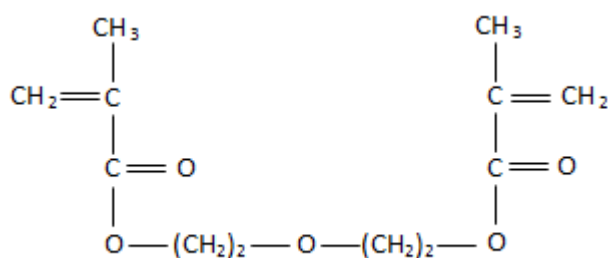


Figure 5 : représentation schématique de la molécule de TEGDMA (d'après Van Noort, 2007)

Le TEGDMA est un monomère de plus petite taille que le Bis-GMA ou que l'UDMA. L'EGDMA (éthylène glycol diméthacrylate) ou l'HEMA (hydroxy ethyl méthacrylate) peuvent aussi être utilisés. Leur poids moléculaire étant moindre, ils permettent d'abaisser la viscosité du matériau et d'augmenter le taux de charges du composite. Cependant, leur présence va aussi induire quelques inconvénients comme l'augmentation du retrait de polymérisation (poids moléculaire plus faible et mobilité moléculaire augmentée), de la flexibilité ou encore du potentiel toxique (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007).

- Les agents de polymérisation

Le passage de la forme monomérique à la forme polymérique d'une résine composite repose sur la production de radicaux libres permettant l'ouverture de la double liaison vinylique du monomère. Toute polymérisation commence donc par une réaction entre une base (ou amorceur ou initiateur) et un catalyseur (ou accélérateur ou activateur) induisant une production de radicaux libres. Pour des résines chémo-polymérisables, les principales bases sont des peroxydes comme le peroxyde de benzoyle. Les principaux catalyseurs sont les amines tertiaires qui vont permettre de décomposer les peroxydes en eau et en radicaux libres initiant la polymérisation. Ces bases et ces catalyseurs sont conditionnés séparément et vont être réunis lors du malaxage. En ce qui concerne les résines photopolymérisables, c'est l'apport de photons délivrés par la lampe (photo-activateur) réagissant avec un

photo-amorceur (diméthylaminoethylméthacrylate : DMAEMA) qui va induire la formation de radicaux libres. Afin d'augmenter l'absorption des photons par le photo-amorceur, on adjoint au composite un photo-sensibilisateur comme la camphoroquinone, la Lucirin TPO ou encore le phényl propanédione.

- Les inhibiteurs de prise

En l'absence d'inhibiteurs de prise, les monomères diméthacryliques pourraient polymériser dès lors qu'ils sont en contact avec des radicaux libres. Or, dans certaines conditions cliniques comme à l'exposition du composite à la lumière du scialytique par exemple, le matériau doit pouvoir être manipulé à l'état plastique, sa polymérisation ne doit pas démarrer inopinément. Pour ce faire, les fabricants adjoignent des inhibiteurs de prise qui vont permettre de bloquer la polymérisation tant que ceux-ci ne seront pas consommés. Les principaux inhibiteurs de prise sont à base d'hydroquinone.

1.1.2.2. La phase inorganique ou phase dispersée

La phase inorganique est composée de charges qui vont renforcer le matériau. Ces charges peuvent être minérales ou organiques ou encore organo-minérales, anguleuses, arrondies ou sphériques et de taille variable d'un composite à l'autre.

- Les charges minérales

Les charges minérales peuvent être formées de silice sous différentes formes et d'autres types de particules comme du dioxyde de silice pyrogénique, du silicate de verre de baryum ou de strontium, de fines particules de quartz, de verre de dioxyde de zirconium, d'yttrium ou ytterbium tri-fluoré (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007). Les métaux lourds comme le baryum, l'aluminium et le strontium assurant la radio-opacité du matériau. Depuis les années 70, le quartz a été la charge la plus fréquemment utilisée car il est très stable chimiquement et a un indice de réfraction

élevé. D'autre part, il est deux fois plus dur et moins sensible à l'érosion que les autres verres. Cependant, il présente les inconvénients de ne pas être radio-opaque et d'avoir un coefficient d'expansion thermique élevé. De plus, sa structure cristalline implique une géométrie de particules avec des arêtes agressives qui confèrent au matériau un pouvoir abrasif et le rend difficile à polir.

- Les charges organiques et organo-minérales

Actuellement, certains fabricants utilisent des charges organiques à base de céramique organiquement modifiée ; ce sont les OrMoCers® (organically modified ceramic). Il s'agit de macromonomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylates. On trouve également des charges organo-organiques de TriMéthylolPropane Triméthacrylate (Van Noort, 2007). Ces charges ont pour but de réduire la rétraction de polymérisation et le coefficient d'expansion thermique, d'améliorer les propriétés optiques et d'augmenter la dureté du matériau.

1.1.2.3. Les agents de couplage

La liaison entre la phase organique et la phase inorganique est assurée par le processus de silanisation des charges sauf pour les composites dont la matrice organique et inorganique sont de même nature (OrMoCers® et organo-organiques). Un simple mélange des deux phases n'entraîne aucune liaison chimique entre les polymères et les charges. Pour obtenir un couplage des différents composants, il faut les lier de manière chimique : il s'agit de l'ensimage. En son absence, les charges se comporteraient comme des défauts ou des concentrateurs de contraintes entraînant l'absence de transfert de contraintes entre la matrice et les charges (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007). Les deux organosilanes les plus fréquemment utilisés sont le MPMA (γ -méthacryloxypropyl-triméthoxysilane) et le APM (γ -acryloxypropyl-triméthoxysilane). Ces molécules bipolaires possèdent à une extrémité un atome de silice lié à trois groupements OH qui interagissent avec les fonctions OH libres de la

surface de la charge. A l'autre extrémité, un groupement méthacrylate réagit avec la résine matricielle pendant la polymérisation.

Ce traitement de surface des particules entraîne ainsi une amélioration des propriétés des composites et s'avère comme étant indispensable pour garantir la pérennité des résines placées en bouche.

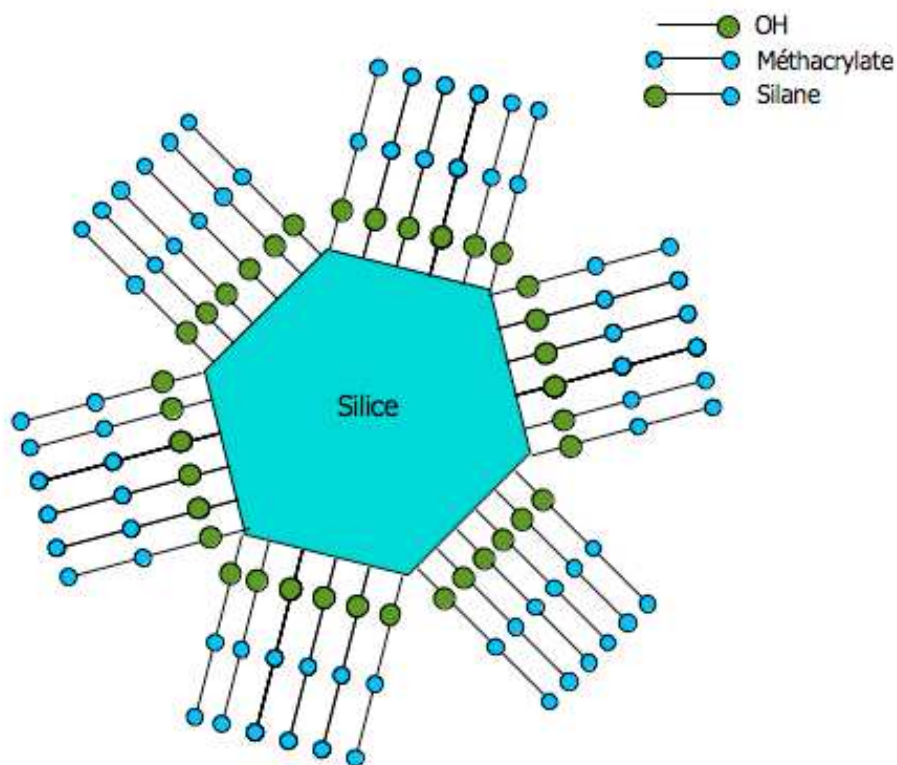


Figure 6 : représentation schématique du silane permettant le lien entre la résine méthacrylate et la surface hydroxylée des charges de silice.

1.1.3. Classification

Même si la composition globale des résines composites reste inchangée depuis leur arrivée sur le marché, les contraintes cliniques ont obligé les fabricants à apporter des modifications au fil des années. Ainsi à l'heure actuelle, nous recensons une multitude de composites qui nécessitent d'être classés afin de guider le praticien dans le choix du matériau pour répondre à une situation clinique donnée. Depuis les années 80, plusieurs classifications basées essentiellement sur la dimension des charges ont été proposées. Les composites peuvent aussi être classés en fonction de leur mode de polymérisation (chémopolymérisable, photopolymérisable ou dual), de leur viscosité (moyenne, fluide, compactable) et de leurs indications cliniques (antérieur, postérieur, « universel ») (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007). Même si toutes ces classifications sont indissociables, il paraît intéressant de s'étendre plus longtemps sur la classification qui prend en compte la dimension des charges car elles vont déterminer de nombreuses propriétés du matériau. De plus elles rendent compte des différentes modifications structurales apportées au fil des années.

Cette classification compte trois familles de composites :

- Les composites macrochargés,
- Les composites microchargés (microchargés et microchargés renforcés),
- Les composites hybrides (hybrides, microhybrides et microhybrides nanochargés).

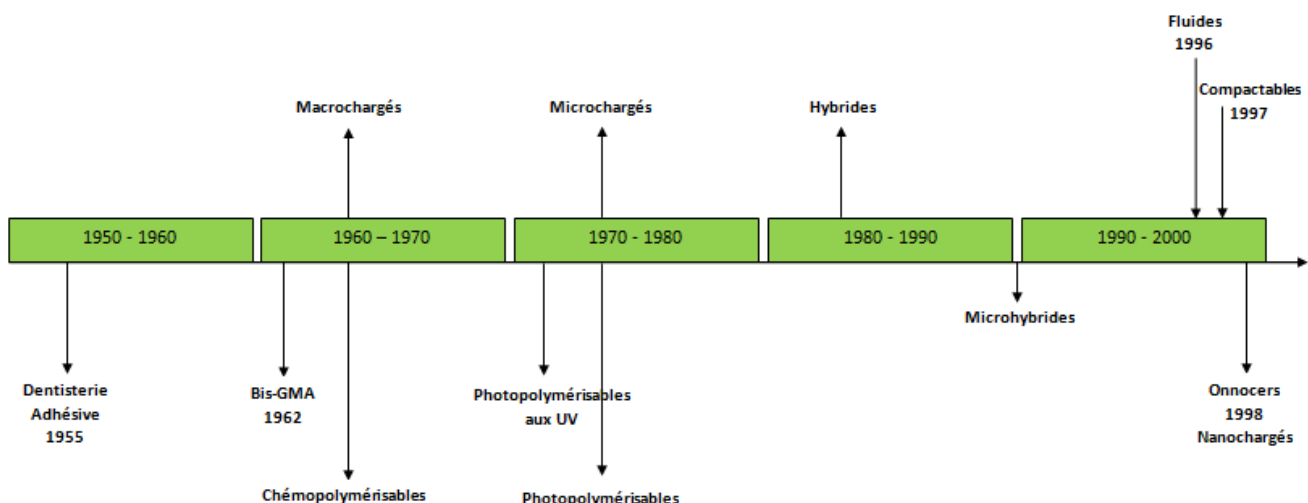


Figure 7 : représentation schématique de l'évolution des résines composites au fil des années (d'après Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007)

1.1.3.1 Classification en fonction des charges

- Les composites macrochargés

Les composites macrochargés ou autrement appelés composites conventionnels sont apparus les premiers dans les années 60 et peuvent être divisés en deux groupes. Il y a tout d'abord les composites macrochargés de première génération dont le grand mérite a été d'être les précurseurs et qui ont ouvert la voie à l'extraordinaire développement dont nous bénéficions actuellement. Leurs charges constituées de macroparticules de quartz pouvant aller jusqu'à 100 μm , représentaient 60 à 80% de la masse totale du matériau (Vermeersch et Vreven, 1989).

Il y a ensuite les composites macrochargés modifiés qui, tout en ayant un pourcentage de charge à peu près semblable à celui de leurs prédécesseurs, possèdent d'une part, des particules de charge un peu plus réduites, aux environ de 8 μm , et d'autre part, un pourcentage de microparticules de silice de 0,04 μm (Vermeersch et Vreven, 1989). Quoi qu'il en soit, la taille de ces particules engendre des problèmes de résistance à l'abrasion et d'état de surface rendant une qualité esthétique insatisfaisante. A l'heure actuelle, seul un composite de cette famille est encore utilisé : le Concise® (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007).

- Les composites microchargés

Afin d'améliorer l'état de surface et l'esthétique des composites, les fabricants ont commercialisé dans les années 70, des composites microchargés contenant des microcharges de silice de 0,01 à 0,05 μm (Vermeersch et Vreven, 1989). La principale caractéristique de ces composites microfins ou encore micronisés est la dimension sub-micronique de leurs particules de charge appelées aérosils. L'obtention de telles charges ne peut être obtenue par broyage traditionnel. De ce fait, elles sont obtenues par hydrolyse et précipitation à haute température de particules d'oxyde de silice d'où leur dénomination parfois utilisée d'oxyde de silice pyrogène ou pyrolitique. Ces particules de dimension inférieure à la longueur d'onde de la lumière visible, deviennent indétectables et se confondent visuellement dans la

masse du composite. Leur principal avantage est donc l'amélioration de l'aspect esthétique du composite. Cependant, la taille de ces particules engendre aussi un rapport surface-volume très élevé. De ce fait, au fur et à mesure de l'ajout de ces particules, on obtient une augmentation considérable de la viscosité du matériau ce qui en limite la quantité (Vermeersch et Vreven, 1989). Ainsi, la part de charge pouvant être incorporée se limite à 20 % du volume (Van Noort, 2007). D'autre part, malgré un avantage esthétique indiscutable, l'augmentation du pourcentage de résine par rapport aux charges entraîne la dégradation de plusieurs propriétés du composite comme une augmentation de l'expansion thermique, de la contraction de prise, de la solubilité et de l'absorption dans l'eau. Ainsi, l'ensemble de ces facteurs limitent la qualité et la longévité des composites ; c'est pourquoi différents groupes de particules ont été développés afin d'optimiser le remplissage de la résine et ainsi modifier les propriétés de ces matériaux. Deux pistes sont alors exploitées : l'une cherche à augmenter le pourcentage volumétrique des particules de charges en modifiant leur mode d'obtention (composites microchargés homogènes) alors que l'autre cherche à incorporer ces particules dans un agrégat de matrice qui sera broyé et de nouveau intégré dans une matrice (composites microchargés hétérogènes) (Vermeersch et Vreven, 1989).

- Les composites microchargés homogènes

Les charges des composites microchargés homogènes sont composées exclusivement de particules de silice pyrolytique obtenues chimiquement à très haute température. Malgré une granulométrie très faible, leur incorporation dans la matrice restait limitée. Ainsi très peu de composites de ce type ont été commercialisés.

- Les composites microchargés hétérogènes

Pour augmenter le pourcentage volumétrique des charges, les laboratoires ont fait appel à d'autres techniques ne cherchant plus cette fois à modifier les étapes d'incorporation des charges dans la résine. En effet, les particules de charge sont dans un premier temps introduites dans une résine de très faible viscosité

(permettant d'optimiser le pourcentage de charges dans la résine), puis l'ensemble est polymérisé. Cette matrice polymérisée et chargée est alors broyée et traitée thermiquement. Nous obtenons alors des agrégats prépolymérisés qui vont se présenter sous deux formes : des grains irréguliers de 1 à 200 μm ou des grains sphériques de 20 à 30 μm qui vont être mélangés à des microcharges de 0,04 μm permettant ainsi d'augmenter de façon significative le pourcentage volumétrique des charges. On passe alors de 30% de charges pour les composites microfins homogènes à 55% pour les hétérogènes. Parmi les composites microfins hétérogènes, nous distinguons encore trois sous groupes : les composites à particules prépolymérisées en forme de copeaux, les composites à particules prépolymérisées sphériques et les composites constitués uniquement de particules d'aérosils agglomérées qui pourraient éventuellement constituer un sous groupe des composites microfins homogènes car nous n'y trouvons pas de particules prépolymérisées (Vermeersch et Vreven, 1989).

Ainsi, tous ces composites microfins présentent une résistance à la compression plus importante que celle des composites conventionnels. Leur résistance à l'usure est très élevée mais leur module d'élasticité est très faible.

- Les composites hybrides

Parmi toutes les familles de composites, celle des composites hybrides est à l'heure actuelle la plus importante. Commercialisés à partir des années 80, ces matériaux contiennent un mélange de particules de différentes tailles et de différentes compositions qui a permis d'augmenter le pourcentage de charges et les propriétés des matériaux. Vu l'importance et la diversité de cette famille, il est nécessaire de la subdiviser en fonction de la taille moyenne des particules de charges et de la présence de nano charges (2 à 70nm) obtenues par la « nanotechnologie » (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007).

Nous avons donc tout d'abord la sous famille des hybrides qui contient des particules de charge très petites de 0,01 à 0,1 μm ainsi que des charges plus grosses de 1 à 40 μm (Van Noort, 2007).

Ensuite nous avons la sous famille des composites microhybrides qui présente des charges de taille moyenne inférieure à 1 μm . Parmi ces microhybrides, nous

trouvons les OrMoCers® qui sont des composites dont la phase inorganique a été modifiée.

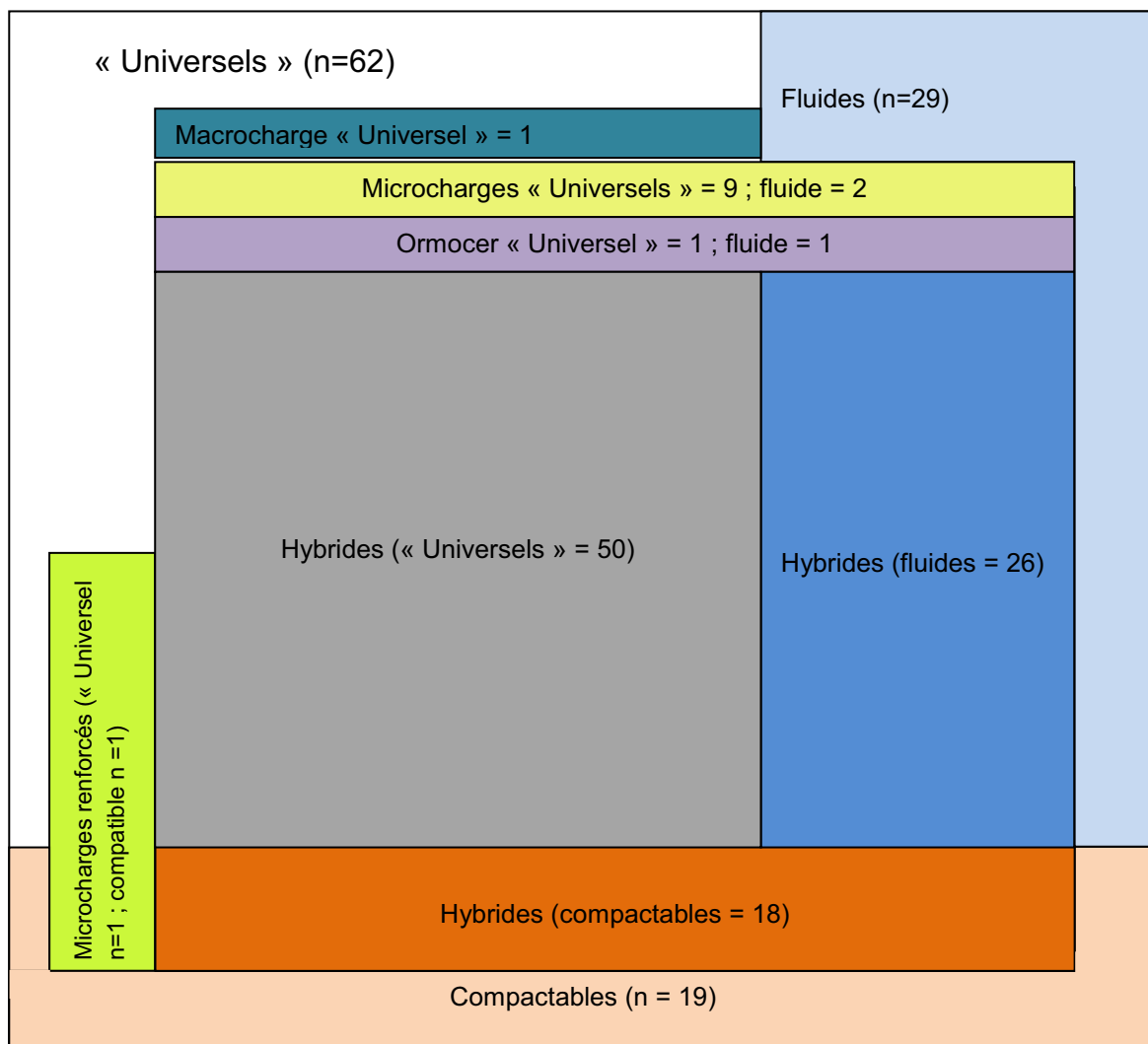
Enfin, la sous famille des microhybrides nanochargés présente des charges de taille moyenne inférieure à 0,4 μm (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007). Ces derniers possèdent l'avantage d'avoir des propriétés mécaniques et physiques identiques aux composites hybrides tout en ayant un potentiel esthétique ainsi qu'une aptitude au polissage similaire à ceux des microchargés. La nanotechnologie permet en effet de fabriquer des charges de dimension inférieure aux longueurs d'ondes visibles permettant d'améliorer le rendu esthétique. De plus, le pourcentage de charges a pu être augmenté sans accroître la rétraction de prise. D'une façon générale, cela a amélioré les propriétés physiques et mécaniques du matériau.

1.1.3.2. Classification en fonction de la viscosité

A l'heure actuelle, nous trouvons trois grandes familles de résines composites présentant des viscosités différentes. Parmi celles-ci, nous trouvons tout d'abord la viscosité dite « moyenne » ou « universelle ». Sur 62 résines composites de viscosités moyennes aujourd'hui commercialisées, nous retrouvons 1 résine composite macrochargée, 9 microchargées, 1 microchargée renforcée, 1 OrMoCer® et 50 hybrides (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007).

En 1996, les fabricants ont développé une « viscosité fluide » pour des indications cliniques spécifiques. Parmi 29 résines fluides aujourd'hui commercialisées, nous retrouvons 2 microchargées, 1 OrMoCer® et 26 hybrides (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007).

En 1997, des composites « *packables* » dits compactables ont été développés comme matériaux alternatifs à l'amalgame. Même si ceux-ci ne peuvent être condensés et malgré leurs résultats cliniques très discutés, certains d'entre eux persistent sur le marché. Parmi 19 matériaux de ce type, nous trouvons 1 microchargé renforcé et 18 hybrides (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007).



* Les composites hybrides dont l'indication clinique est la reconstruction corono radiculaire (RCR) (n = 35) ne sont pas inclus dans le schéma car leur viscosité peut parfois être adaptable.

Figure 8 : représentation schématique, en fonction du nombre de matériaux commercialisés, des différentes familles de composites (d'après Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007)

Nous pouvons donc remarquer que la taille des charges influe finalement peu sur la viscosité d'une résine composite et que l'amalgame ne doit pas être fait entre la dimension des charges et la viscosité d'une résine. Ainsi, une résine composite hybride peut être de viscosité fluide, universelle et compactable.

1.1.4. Les systèmes adhésifs

Contrairement à la dentisterie restauratrice conventionnelle proposée par Black, la dentisterie restauratrice adhésive nécessite la mise en place d'adhésifs amélo-dentaires avant l'obturation. Ces biomatériaux d'interfaces vont en effet contribuer à former un lien adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés et les biomatériaux de restauration. Cependant, après fraisage et élimination de la carie, les surfaces dentaires sont recouvertes par une boue formée de débris d'usinage appelée encore « *smear layer* ». Cette couche poreuse de 1 à 3 mm est formée par un agglomérat d'hydroxyapatite, de protéines et de bactéries ; ce qui va empêcher la mise en place de l'adhésif amélo-dentinaire immédiatement après la taille de la cavité (Degrange, 2007). Toute procédure de collage va donc commencer par un traitement acide afin d'éliminer ou de stabiliser cette boue dentinaire. Nous distinguons deux grandes classes parmi les systèmes adhésifs. Nous trouvons tout d'abord celle des produits qui nécessitent un mordantage suivi d'un rinçage en préalable à leur emploi (M&R) puis nous trouvons la classe des produits où l'acide est directement contenu dans le primaire d'adhésion. Cette famille regroupe les systèmes auto-mordantants (SAM).

1.1.4.1. Les systèmes avec mordantage préalable et rinçage

Dans cette classe d'adhésifs amélo-dentaires, nous distinguons deux sous classes en fonction du nombre de séquences de mise en œuvre. Nous trouvons des systèmes en trois temps (M&R 3) et des systèmes en deux temps (M&R 2).

- Les systèmes en trois temps (M&R 3)

Ces systèmes vont utiliser successivement trois produits pour traiter la surface de la dent et ainsi permettre l'adhésion d'une surface hydrophile (le tissu dentaire) à une surface hydrophobe (la résine composite)

Le mordantage :

Le premier temps consiste à appliquer un gel ou une solution d'acide orthophosphorique à la surface de la dent pendant une durée de 30 secondes au niveau de l'émail et 15 secondes au niveau de la dentine. Ensuite, un rinçage air-eau abondant durant un temps égal au temps d'application est nécessaire pour éliminer l'ensemble de l'acide phosphorique. La concentration de cet acide est habituellement de 37 % afin d'obtenir une efficacité suffisante donnant aux surfaces amélares un aspect blanc mat et crayeux. Ce traitement élimine l'essentiel des boues dentinaires, ouvre les orifices tubulaires et déminéralise superficiellement les zones péri et inter-tubulaires sur une profondeur de un à quelques μm (Degrange, 2007). La dentine mise à nue est constituée d'un réseau de fibrilles de collagène entrelacées et dispersées dans l'eau du rinçage. Cette zone ainsi exposée est hydrophile ce qui pose problème pour y infiltrer une quantité suffisante de monomères méthacryliques hydrophobes nécessaires à l'obtention d'une bonne co-polymérisation avec le biomatériau de restauration (Degrange, 2007). Le rôle du primaire a alors toute son importance.

Le primaire d'adhésion :

Le primaire d'adhésion ou « *primer* » est essentiel dans le collage à la dentine. Il va en effet permettre d'une part de maintenir suffisamment poreux le réseau de collagène et d'autre part permettre sa ré-expansion s'il a été collapsé lors du séchage. Constitué par un mélange d'eau, de monomères hydrophiles comme l'HEMA et de solvants organiques, il va aussi permettre de transformer la surface dentaire à présent hydrophile en une surface hydrophobe permettant la liaison avec la résine adhésive. Après l'application de ce primaire, il est nécessaire de sécher la surface dentaire pour éliminer totalement les solvants et l'eau qui pourraient réduire le taux de conversion des monomères de résines (Jacobson et Söderholm, 1995).

La résine adhésive

La troisième et dernière étape du traitement adhésif consiste à appliquer de la résine adhésive qui doit pénétrer les tubules et s'infiltrer dans les canaux du réseau protéique inter et péri-tubulaire. Après copolymérisation avec le composite, on aboutit à la formation d'une interphase adhérente et étanche entre le composite et la dentine

intacte. Cette interphase est constituée d'une couche hybride inter et péri-tubulaire de brides résineuses intra-tubulaires appelées aussi « *tags* » (Degrange, 2007).

- Les systèmes en deux temps (M&R 2)

Les systèmes adhésifs en deux temps regroupent le primaire et la résine adhésive dans un même flacon. Le mordantage se réalise quant à lui comme dans les systèmes en trois temps à l'aide d'un acide orthophosphorique. Le deuxième flacon contient à la fois les éléments du primaire et de la résine adhésive, c'est-à-dire des monomères hydrophobes, des monomères hydrophiles, des solvants, parfois des charges et bien sûr, des amorceurs de polymérisation (Degrange, 2007). Les solvants organiques qui sont habituellement de l'alcool ou de l'acétone vont faciliter la pénétration de la résine et l'évaporation de l'eau. Ce système est donc plus simple que le précédent. Cependant, l'état d'hydratation de la dentine après le mordantage est d'une extrême importance. Elle ne doit pas en effet être trop saturée en eau sous peine d'une mauvaise formation du joint adhésif continu par phénomène de sur-mouillage. Elle ne doit pas non plus être trop séchée sous peine de provoquer un effondrement du collagène. Même si de nombreuses solutions ont été proposées comme un séchage progressif en se rapprochant de la préparation, une élimination des excès par simple aspiration avec la canule salivaire ou un tamponnement à l'aide de boulettes de coton humide, il reste difficile pour le clinicien de trouver un juste milieu entre ces deux situations.

1.1.4.2. Les systèmes auto-mordançants (SAM)

A la grande différence des systèmes avec mordantage et rinçage vus précédemment, les systèmes auto-mordançants n'éliminent pas la boue dentinaire en totalité. En effet, les monomères acides dont le potentiel d'ionisation est activée par l'eau vont d'abord dissoudre puis infiltrer les résidus minéraux composants la *smear layer*. Ils vont ensuite attaquer superficiellement la dentine sous-jacente. Les groupements carboxyles ou phosphates de certains monomères fonctionnels peuvent former des liaisons chimiques avec les phases d'hydroxyapatites ainsi

dissoutes, contribuant à une meilleure cohésion de la résine infiltrée après polymérisation et, probablement à une meilleure résistance à l'hydrolyse de cette zone (Degrange, 2007). Après polymérisation, les constituants organiques de cette boue sont imprégnés par la résine de l'adhésif, ainsi que les fibres de collagène de la surface dentinaire traitée. La zone hybride contient donc à la fois les protéines de la boue et de la dentine. Elle est généralement de faible épaisseur (inférieure à 2 mm) comparée aux systèmes M&R (Degrange, 2007). Dans cette grande famille, nous pouvons distinguer deux sous classes : les systèmes auto-mordançants en deux temps et les systèmes auto-mordançants en un temps.

- Les systèmes auto-mordançant en deux temps (SAM 2)

Dans les systèmes SAM 2, on applique en premier pendant 20 à 30 secondes sur la surface dentaire un primaire acide aussi appelé « *self etching primer* ». Celui-ci va déminéraliser et infiltrer simultanément les tissus dentaires calcifiés. Après évaporation de l'eau qu'il contient par séchage, on applique une résine adhésive classique comme on peut rencontrer dans les systèmes M&R 3 qui va pénétrer dans les canalicules à la même profondeur que le primaire auto-mordançant en formant une couche hybride fine.

- Les systèmes auto-mordançant en un temps (SAM 1)

Contrairement aux SAM 2, les SAM 1 utilisent un seul flacon qui va combiner les étapes de mordantage, primaire et résine adhésive. Ce système permet de simplifier les protocoles de collage. Il permet une réduction du nombre d'étapes cliniques et donc par conséquent le risque d'erreur de manipulation. Cependant, la combinaison de différents composants comme l'eau, les monomères hydrophiles, les solvants et les monomères hydrophobes dans une même solution peut provoquer des séparations de phase lors de leur procédure d'application surtout si l'évaporation de l'eau qu'ils contiennent n'est pas suffisante (Van Landuyt et coll., 2005).

1.1.4.3. Avantages et inconvénients des différents systèmes adhésifs amélo-dentaires

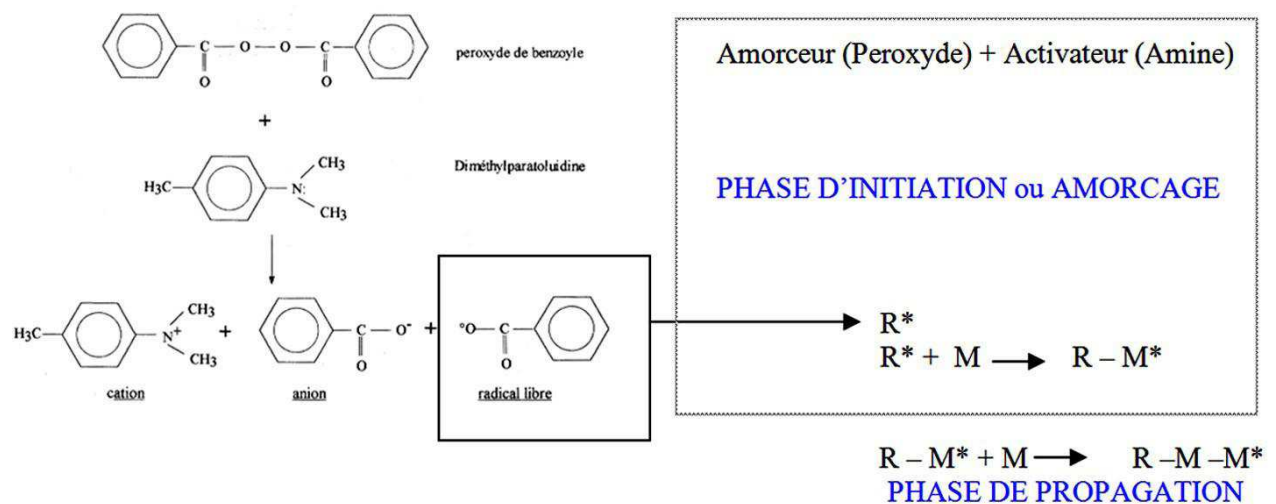
Les systèmes adhésifs auto-mordançants présentent l'avantage de simplifier la procédure de collage et d'éliminer la séquence de rinçage réduisant le risque de contamination salivaire. Le collage s'effectuant sur un émail et une dentine secs, la question de l'humidité ne se pose plus. D'autre part, ces systèmes réduisent considérablement le pourcentage de sensibilités post-opératoires puisque leur application ne peut qu'améliorer la qualité de l'obturation tubulaire procurée par les bouchons de boue dentinaire (Degrange, 2007). Cependant, les systèmes auto-mordançants ne s'avèrent pas encore aussi efficaces que les systèmes utilisant au préalable un mordantage à l'acide phosphorique. De plus, l'évaporation de l'eau qu'ils contiennent est l'étape critique de leur mise en œuvre pouvant affecter la qualité du collage. Aucun système adhésif ne peut donc aujourd'hui être décrit comme plus efficace qu'un autre. Le chirurgien dentiste devra faire son propre choix en fonction des situations cliniques. En secteur antérieur, où la surface d'émail est relativement importante par rapport à la surface dentinaire exposée, le choix d'un système M&R sera plus judicieux car il garantira une meilleure adhésion au tissu dentaire. En revanche, en secteur postérieur, la surface de dentine exposée étant supérieure, le clinicien pourra opter pour un système auto-mordançant afin de réduire les sensibilités post-opératoires. La qualité adhésive des systèmes auto-mordançants à l'émail n'étant pas optimale, il sera alors vivement conseillé de réaliser au préalable un mordantage de l'émail à l'acide phosphorique faisant passer une technique en un ou deux temps à une technique en deux ou trois temps.

1.1.5. Polymérisation

Après avoir traité la surface dentaire pour recevoir le matériau d'obturation, il est nécessaire de polymériser la résine composite pour la faire passer d'une phase plastique à une phase solide. La réaction de polymérisation d'une résine composite dentaire est une réaction dite « radicalaire » ou « en chaîne ». Elle débute par la décomposition d'un amorceur en radicaux libres. Cette activation peut avoir une origine thermique, chimique ou photochimique. Dans les techniques de restaurations dentaires directes nous retrouvons seulement la chémopolymérisation et la photopolymérisation. Dans une réaction de polymérisation radicalaire, nous distinguons trois phases différentes : la phase d'initiation, la phase de propagation puis la phase de terminaison qui va aboutir à la formation d'un réseau tridimensionnel du polymère.

1.1.5.1. Les résines composites chémopolymérisables

Le composite destiné à la polymérisation chimique est généralement conditionné en deux godets et c'est le mélange par malaxage des deux pâtes qui conditionne son durcissement. A l'heure actuelle, peu de fabricants utilisent encore ce mode de polymérisation car le temps de prise n'est pas modulable par le praticien. Dans ce type de polymérisation, la phase d'initiation va débiter lorsque l'amorceur (peroxyde) contenu dans un godet va venir au contact de l'activateur (amine tertiaire) contenu dans un autre godet. Une réaction d'oxydo-réduction peut alors débiter puisque un électron de l'atome d'azote faisant parti de la molécule de l'amine va venir se fixer sur la molécule de peroxyde créant ainsi un radical libre. Ce radical libre va ainsi pouvoir venir activer un monomère qui lui-même pourra ensuite réagir avec un autre monomère et ainsi de suite permettant la croissance d'une chaîne polymérique (phase de propagation). La phase de terminaison qui va arrêter cette propagation peut survenir lorsque deux chaînes de polymères en croissance vont se réunir par leurs extrémités radicalaires (réaction d'addition), lorsqu'un fragment d'amorceur va venir se fixer sur l'extrémité radicalaire ou encore lorsque l'extrémité radicalaire va être saturé par un ion H^+ (dismutation).

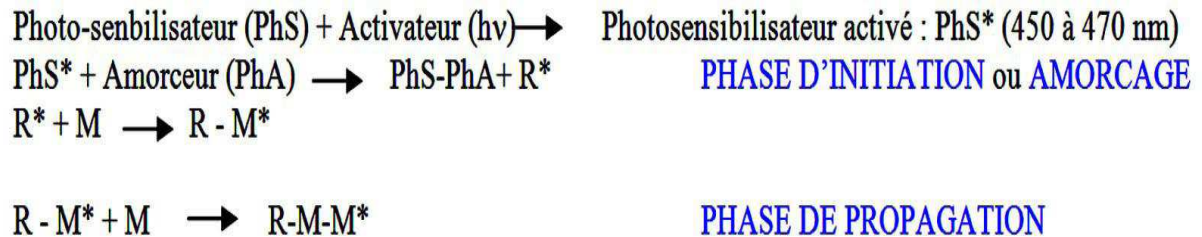


R^* : radical libre, M : Monomère, M^* : Monomère activé

Figure 9 : représentation schématique de la chémpolymérisation des résines composites (d'après Raskin)

1.1.5.2. Les résines composites photopolymérisables

Dans la photopolymérisation, la lampe à polymériser va délivrer une lumière bleue (photoactivateur) qui va pouvoir activer un photosensibilisateur comme la camphoroquinone, la lucirin TPO ou encore le phénylpropanédione. Le photosensibilisateur ainsi activé va ainsi réagir avec un photoamorceur (DMAEMA) qui est une amine tertiaire pour donner un radical libre. Le radical libre va lui réagir avec un monomère puis petit à petit créer une chaîne polymérique. Les phases de propagation et de terminaison sont les mêmes que pour la chémpolymérisation



R* : radical libre, M : Monomère, M* : Monomère activé

Figure 10 : représentation schématique de la photopolymérisation des résines composites (d'après Raskin)

La photopolymérisation est aujourd'hui la méthode la plus utilisée en cabinet dentaire car elle permet un degré de conversion élevé, un temps de polymérisation court, une mise en place successive par stratification, une stabilité colorimétrique et une réduction des porosités de la résine composite. Elle présente cependant quelques inconvénients comme un retrait de polymérisation supérieur aux résines chémozopolymérisables, une sensibilité à la lumière ambiante et une profondeur de polymérisation limitée. Les techniques de mise en place des résines composites photopolymérisables devront donc prendre en compte ces phénomènes afin d'avoir une utilisation optimale de ces matériaux de restauration.

1.1.5.3 Les résines composites « duals »

A l'heure actuelle, il existe des résines composites dont le mode de polymérisation est à la fois chimique et photochimique. En effet, pour les résines de collage des facettes ou des inlays/onlays par exemple, le but est d'avoir un matériau dont le praticien est capable de maîtriser le temps de manipulation tout en ayant une polymérisation complète possible grâce à la chémozopolymérisation.

1.2. Les résines composites fluides

Avec l'arrivée de la micro-dentisterie non invasive et les traitements chirurgicaux *a minima*, les fabricants ont été contraints de fabriquer à partir de 1996 des résines composites de faible viscosité autrement appelées « résines composites fluides ». Celles-ci font désormais partie intégrante d'une nouvelle attitude thérapeutique visant à prévenir d'une part l'apparition des lésions carieuses par une approche préventive et d'autre part à traiter les séquelles par un traitement conservateur qui consiste à préserver au maximum les structures dentaires saines capables de se reminéraliser.

1.2.1. Composition-Particularités

Comme toute résine composite, les résines fluides sont composées d'une phase organique, d'une phase inorganique et d'un agent de couplage. La viscosité fluide est obtenue par une diminution du pourcentage de charges au profit de la matrice résineuse et/ou par une augmentation de la proportion des abaisseurs de viscosité. Le pourcentage moyen en volume de charges des résines composites hybrides fluides est de 45,9 % alors qu'il est respectivement de 60 % et 66,1 % pour les hybrides de viscosité moyenne et compactable (Raskin et coll., 2007). Même si nous trouvons encore à l'heure actuelle quelques résines composites fluides microchargées, la plupart d'entre elles sont maintenant des résines hybrides.

1.2.2 Propriétés

Les propriétés physiques des résines composites dépendant de la résine matricielle et des charges, toute modification de l'une d'entre elles va forcément engendrer des modifications de comportement du matériau. En effet, les propriétés mécaniques et le comportement en général des composites sont largement affectés par la quantité de charges présentes dans la matrice résineuse (Chung et Greener, 1990 ; Sabbagh et coll., 2004). Une diminution de la quantité des charges va donc

diminuer les propriétés mécaniques, va augmenter le coefficient d'expansion thermique et la rétraction de prise du matériau.

1.2.2.1. Le retrait de polymérisation

Le retrait de polymérisation des résines composites à base de matrice résineuse va dépendre de la réaction de polymérisation, de leur composition chimique, de la fraction volumique des charges et du degré de conversion qui n'est jamais total et uniforme (Feizler et Davidson, 1993 ; Leloup et coll., 2002). Les contraintes mécaniques vont s'exercer pendant et après la phase de polymérisation à la fois dans les tissus minéraux, dans le matériau et à l'interface entre les deux. Ce phénomène peut avoir de graves conséquences cliniques allant jusqu'à des fractures des limites amélaire, des sensibilités post-opératoires ou encore la formation de hiatus périphériques. (Raskin et coll., 2007). Les résines fluides étant moins chargées que les autres composites, leur retrait de polymérisation sera plus important. De plus, l'augmentation du pourcentage d'abaisseurs de viscosité ira aussi dans ce sens vu leur poids moléculaire plus faible et leur plus grande mobilité. Cependant, l'élément à prendre en compte, plus que le pourcentage de rétraction est la contrainte qui s'exerce à l'interface dent-matériau qui dépend non seulement du pourcentage de rétraction mais aussi de la cinétique de polymérisation (Raskin et coll., 2007). Les résines fluides étant beaucoup plus souples que les autres résines, la contrainte exercée à l'interface dent-matériau sera potentiellement plus faible et les conséquences cliniques réduites. Cette capacité des résines composites fluides à engendrer moins de contraintes de contraction est encore débattue actuellement dans la littérature.

1.2.2.2 Le module d'élasticité

Le module d'élasticité d'un matériau est sa capacité à se déformer sous une contrainte exercée. Ainsi, plus le module d'élasticité sera élevé, moins le matériau se déformera sous la contrainte et par conséquent plus il sera rigide. Les résines composites fluides ayant par définition un taux de charges diminué et/ou une

augmentation des contrôleurs de viscosité de faible poids moléculaire, elles présentent un faible module d'élasticité comparé aux autres types de résines. Sous la contrainte, elles sont donc capables de se déformer plus que les autres. Le module d'élasticité moyen d'une résine hybride fluide est en effet de 4,5 GPa alors qu'il est respectivement de 9,5 GPa et 9,3 GPa pour les résines hybrides universelles et compactables (Raskin et coll., 2007).

1.2.2.3 La résistance à la flexion

La résistance à la flexion permet de simuler certaines contraintes occlusales exercées sur les restaurations dans la cavité buccale. Dans les zones postérieures, les composites doivent être les plus résistants possibles afin de supporter les forces masticatoires. Pour les résines composites hybrides fluides, nous notons que la moyenne des résistances à la flexion est de 88 MPa alors qu'elle est de 109,8 MPa pour les résines universelles et 112,6 MPa pour les compactables (Raskin et coll., 2007).

1.2.2.4 La dureté Vickers

La dureté Vickers peut être définie comme la résistance qu'un corps opposé à une déformation plastique locale, sous charge. Elle reflète la difficulté de finition et de polissage du matériau (McCabe, 1990) et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion (Van Noort, 2007). La dureté d'un composite est influencée par sa phase organique mais elle est hautement corrélée à son taux de charges (Raskin et coll., 2007). En effet, moins un matériau est chargé et moins la dureté Vickers est élevée. La moyenne des duretés des composites hybrides fluides est de 20,6 Kg.mm⁻² alors qu'elle est de 57 Kg.mm⁻² et de 55,4 Kg.mm⁻² pour les composites hybrides universels et compactables.

1.2.2.5. Le coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique est moins élevé pour les charges que pour la matrice résineuse. Il est donc évident que si le pourcentage de charge diminue au profit de la matrice résineuse comme c'est le cas pour les résines fluides, le coefficient de dilatation thermique va augmenter.

1.2.2.6. Le polissage

L'aptitude au polissage d'une résine composite dépend principalement de la dimension moyenne des particules minérales qui la composent. Les résines composites microchargées, microhybrides et microhybrides nanochargés sont celles qui se polissent le mieux pour un système donné. De plus, à dimension de charges identique, les composites fluides, universels et compactables se polissent d'une façon semblable avec un système de polissage donné (Raskin et coll., 2007). Le polissage d'une résine composite fluide est donc de qualité égale aux autres résines.

1.2.3. Indications cliniques

Vu les propriétés physiques bien particulières énoncées ci-dessus, les résines composites fluides seront utilisées dans des situations bien précises. Possédant en effet un module d'élasticité et une résistance à la flexion relativement faibles, ces matériaux ne remplissent en aucun cas le cahier des charges d'un matériau de restauration postérieur devant résister aux forces masticatoires. Ce faible module d'élasticité va cependant parfaitement convenir pour restaurer les atteintes tissulaires de classe V. Les contraintes masticatoires qui se concentrent dans la région cervicale entraînent en effet des déformations de la dent à ce niveau ; d'où l'extrême importance de posséder un matériau capable de supporter ces micromouvements dentaires. Même si le ciment verre ionomère (CVI) est souvent un matériau de choix pour ses qualités bioactives et son mode d'adhésion chimique aux tissus minéralisés non négligeable dans un environnement peu apte au collage, les résines composites

fluides apparaissent comme étant plus esthétiques en secteur antérieur. De plus ses qualités de résistance à l'usure semblent supérieures aux CVI (Decup, 2007).



Figure 11 et 12 : photographies montrant une lésion cervicale d'usure (doublée d'une restauration mésiale vestibulaire) avant et après obturation à l'aide d'une résine composite fluide (Document : Dr Eric Mortier)

Les résines fluides peuvent aussi être utilisées en base (ou « *liner* ») sous les restaurations de grande étendue. Leur capacité d'étalement et leur faible module d'élasticité aident à l'obtention d'une interface étanche, notamment en limitant les microfissures ou les décollements dus aux fortes contraintes de polymérisation (Decup, 2007).

Elles peuvent aussi être utilisées pour combler les zones de contre-dépouilles rencontrées lors de restaurations par techniques indirectes. Cette technique rentre complètement dans le cadre de l'odontologie restauratrice moderne puisqu'elle va permettre de conserver un maximum de structures dentaires encore saines. Les résines fluides permettent aussi de restaurer des cavités *a minima* si et seulement si elles ne sont pas soumises à des contacts occlusaux. Leur facilité d'étalement ainsi

que leur facilité d'utilisation permet aussi de combler des petits défauts esthétiques et les défauts d'étanchéité des restaurations déjà présentes dans la cavité buccale, ainsi que de personnaliser les prothèses provisoires en composites ou en résine acrylique. Elles peuvent enfin être utilisées dans le scellement des puits et fissures pour prévenir la maladie carieuse.

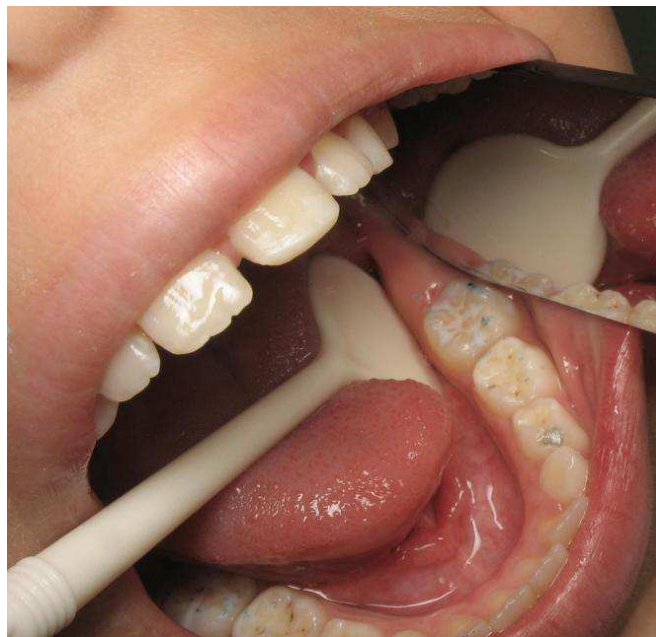


Figure 13 : photographie d'un scellement des puits et fissures sur 36 (Document : Dr Dominique Droz)

1.3. Les résines composites ultra-fluides

1.3.1. Composition

La composition des résines composites ultra-fluides peut être très variable d'un fabricant à l'autre. En effet, dans certains cas nous trouvons des matériaux sans charges comme le ClinPro™ Sealant de 3M ESPE. Dans d'autres cas nous trouvons des matériaux composés d'une matrice organique et d'une matrice inorganique.

Dans le Grandio Seal® de chez VOCO par exemple, nous retrouvons 70 % en poids de charges. Pour obtenir un tel pourcentage de phase inorganique tout en gardant une viscosité ultra-fluide, le fabricant est contraint d'augmenter le pourcentage d'abaisseurs de viscosité. Du fait des secrets de fabrication jalousement gardés par les laboratoires, il est néanmoins malheureusement extrêmement difficile de connaître exactement les composants et les proportions des différents monomères. Par ailleurs, certaines résines vont contenir des pigments afin d'augmenter le contraste entre les sealants et l'émail. Le suivi clinique à terme semble dans ce cas être facilité puisque le matériau est plus facilement identifiable. Certains fabricants vont, quant à eux, introduire des fluorures dans les résines ultra-fluides afin d'inhiber la croissance bactérienne, d'éviter la déminéralisation de l'émail et même d'en permettre la reminéralisation éventuelle.

1.3.2. Propriétés

Peu importe la composition de ces résines ultra-fluides, la faible viscosité de ce type de matériau lui confère des propriétés physiques et mécaniques bien particulières. Tout comme les résines fluides et même plus encore, l'absence ou la diminution du pourcentage de charges ainsi que l'augmentation des contrôleurs de viscosité sont autant de modifications qui vont augmenter le retrait de polymérisation et diminuer la capacité de ce matériau à subir des contraintes occlusales. Nous notons pour ce type de matériau un module d'élasticité pouvant aller de 2,1 à 5,2 GPa (moyenne de 4,5 GPa pour les résines fluides), une dureté Knoop de 20 à 25 Kg/mm² (moyenne de 20,6 Kg/mm² pour les résines fluides), une résistance à la traction allant de 20 à 31 MPa et une résistance à la compression allant de 92 à 150 MPa (Powers et Wataha, 2008). Cependant, ce type de résine présente l'avantage d'avoir un excellent coefficient de pénétration qui dépend de la tension de surface et de la viscosité de la résine d'une part et de l'angle de contact entre la résine et l'émail d'autre part. Sa capacité à s'introduire dans les puits et fissures des dents sera donc parfaite même si l'incorporation de bulle d'air est très fréquente (Powers et Wataha, 2008).

1.3.3. Indications cliniques

Vu leurs propriétés physiques et mécaniques, les résines composites ultra-fluides seront utilisées seulement dans le scellement prophylactique des puits et fissures.

2. Le scellement des puits et fissures

2. Le scellement des puits et fissures

Depuis les années 70, la prévalence de la carie dentaire a fortement diminué dans les pays industrialisés grâce à de nombreuses mesures préventives comme l'amélioration de l'hygiène bucco-dentaire, la mise en place de programmes de fluoruration topique et générale ou encore l'arrivée de nouvelles technologies dentaires. Cependant, cette amélioration de la santé bucco-dentaire ne s'est pas effectuée de manière homogène. En effet, l'accroissement du taux d'enfants indemnes s'est accompagné d'une concentration de caries chez des enfants sévèrement atteints. Ainsi, une étude montrait en 2000 que la moitié des caries était concentrée chez 15 % des enfants de 5, 7 et 12 ans (Vannobergen, Martens et Decklerk, 2001). D'autre part, à l'échelle de la dent, les faces occlusales sont beaucoup plus concernées par la lésion carieuse que les faces lisses (Kaste et coll, 1996 ; MacDonald et Sheiham, 1992). Ceci peut s'expliquer par la moindre efficacité des mesures de prévention au niveau des sillons car leur morphologie plus ou moins anfractueuse et leur dimension peut rendre l'élimination de la plaque dentaire difficile. D'autre part, l'action du fluor est plus efficace au niveau des faces lisses (Waggoner, 1991). De plus, les sillons sont particulièrement exposés au risque carieux pendant la phase post-éruptive du fait de l'immaturité de l'émail. Ainsi, le scellement des puits et fissures fait bien encore partie à l'heure actuelle des dispositifs préventifs visant à réduire l'incidence de la lésion carieuse. D'ailleurs, son inscription à la nomenclature générale des actes professionnels ne date que de 2001 sous le terme « scellement prophylactique des puits, sillons et fissures ».

2.1. Indications cliniques

2.1.1. Evaluation du risque carieux individuel

Vu cette hétérogénéité dans la répartition de la lésion carieuse occlusale, il est nécessaire de classer les individus en fonction de leur risque carieux individuel (RCI). En effet, plus un enfant aura un RCI élevé, plus il sera susceptible de déclarer un phénomène carieux et plus l'indication de sceller les puits et fissures sera justifiée.

Les facteurs de risque de caries susceptibles d'influencer le RCI sont décrits en référence au classique schéma de Keyes.

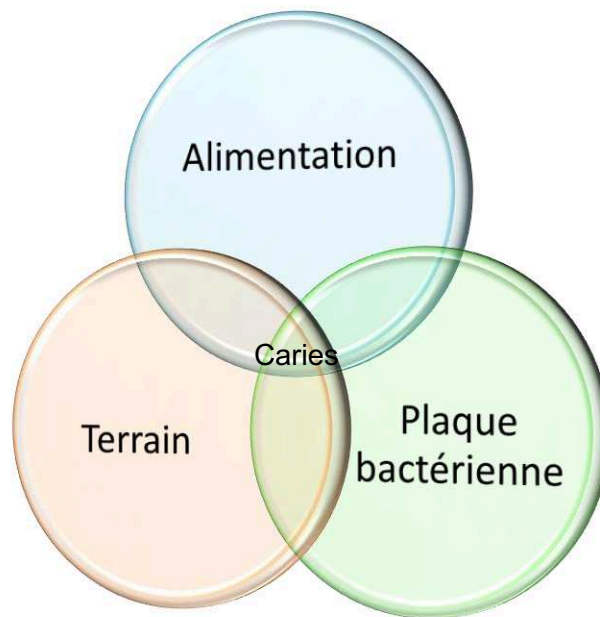


Figure 14 : représentation schématique des facteurs de risque carieux (d'après Keyes)

2.1.1.1. La plaque bactérienne

La quantité de plaque bactérienne joue un rôle capital dans l'apparition de la lésion carieuse. En effet, la présence de bactéries cariogènes comme *Streptococcus mutans* va en présence de glucides provoquer une acidification à la surface de l'émail. Le passage sous le seuil critique ($\text{pH}=5,5$) va engendrer une déminéralisation des structures minérales dentaires provoquant l'apparition de caries dentaires. L'hygiène bucco-dentaire est donc capitale dans l'évaluation du RCI. Pour quantifier la plaque dentaire, plusieurs indices sont décrits dans la littérature comme l'indice de plaque de Silness et Løe sur les faces vestibulaires de 7 dents ou encore l'indice de plaque de Carvahlo sur les faces occlusales des 1ères molaires.

2.1.1.2. Le terrain

- La dent

La morphologie des dents va tout d'abord influencer le RCI (Powell, 1998). En effet, la morphologie des sillons occlusaux va impliquer une plus ou moins grande difficulté à éliminer la plaque bactérienne. Ainsi, un sillon étroit et très anfractueux engendrera un RCI plus élevé. D'autre part, la composition de la dent va aussi jouer son rôle dans l'évaluation du RCI. Une anomalie de l'émail va en effet favoriser l'apparition de caries (Montero, Douglass et Mathieu, 2003 ; Pascoe et Seow, 1994). Le taux de *Streptococcus mutans* serait plus élevé sur ce type d'émail car les irrégularités de surface favoriseraient la colonisation bactérienne (Li, Navia et Caufield, 1994). Enfin, la prise de fluor topique ou générale doit être prise en compte car ceux-ci vont modifier la cario-résistance des tissus dentaires. Un émail constitué d'hydroxyfluoroapatite est en effet plus résistant à l'acide qu'un émail constitué d'hydroxyapatite, le pH critique de déminéralisation se trouvant plus faible.

- Présence d'éléments rétentifs

Dans la détermination du RCI, la recherche d'éléments rétentifs est importante car ceux-ci facilitent l'accumulation de plaque dentaire et favorisent l'apparition de caries. Ainsi, toute restauration iatrogène, toute prothèse ou appareil orthodontique augmentera le RCI (Scottish Intercollegiate Guidelines Network, 2000 ; National Institutes of Health. Consensus Development Conference statement, 2001).

- La salive

Le flux salivaire et le pouvoir tampon sont d'une extrême importance dans la survenue de caries (O'Sullivan et Curzon, 2000). Ainsi, toute diminution de ce flux causée par une maladie ou une médication doit être recherchée et prise en compte.

2.1.1.3. L'alimentation

La consommation de bonbons aux sucres cariogènes (Pienihakkinen, Jokela et Alanen, 2004), de boissons sucrées et/ou acides et toute sorte de grignotage entre les repas (Vanobbergen et coll., 2001 ; Wandera, Bhakta et Barker, 2000) augmente le RCI puisque la fréquence des chutes de pH dans le milieu buccal se trouve augmenté. Un questionnaire précis sur les habitudes alimentaires de l'enfant est donc d'une extrême importance.

2.1.1.4. Autres facteurs de risque

- L'âge

L'âge de l'individu intervient également dans la détermination du RCI. Les dents permanentes ont une susceptibilité accrue à la carie durant les 2 à 4 années suivant leur éruption car l'émail jeune présente une certaine porosité d'une part (Axelsson, 1999) et l'absence d'autonettoyage par les forces masticatoires des dents en éruption favorise l'accumulation de plaque d'autre part (Carvahlo, Ekstrand et Thylstrup, 1989). Ainsi, une dent n'ayant pas été touchée par la maladie carieuse dans les années suivant son éruption aura finalement peu de chance d'être touchée par la suite.

- L'état de santé général

Même si l'état de santé général n'a pas un impact direct sur le risque carieux, il est nécessaire de tenir compte des handicaps et des maladies réduisant l'habileté manuelle (Thibodeau et O'Sullivan, 1999 ; Scottish Intercollegiate Guidelines Network, 2000). Cependant, il faut noter qu'il s'agit d'un risque relatif car l'accumulation de plaque, l'apport de médicaments sucrés ou encore la diminution du flux salivaire auront déjà été pris en compte dans les items précédents.

- L'état de santé bucco-dentaire

Il est tout d'abord important de s'intéresser à l'histoire dentaire de l'entourage ; c'est-à-dire à l'état de santé bucco-dentaire et au passé dentaire des parents ou de la fratrie (Scottish Intercollegiate Guidelines Network, 2000). Cela permet d'identifier des difficultés d'accès aux soins ou d'évaluer la motivation concernant les questions bucco-dentaires. De plus, il est intéressant d'observer l'état bucco-dentaire du sujet lui-même car le passé dentaire de l'enfant est un élément prédictif essentiel (National Institutes of Health, 2001). Enfin la fréquence des visites chez le chirurgien dentiste est aussi essentielle dans l'évaluation du risque carieux (Axelsson, 1999).

- Les facteurs socio-économiques

Le lieu d'habitation, l'ethnie, le niveau social ou d'éducation des parents sont aussi à prendre en compte dans l'évaluation du RCI (Pienihakkinen, Jokela et Alanen, 2004 ; Thibodeau et O'Sullivan, 1999).

2.1.2. Critères de décision pour le scellement des puits et fissures

Face à ces nombreux facteurs de risque augmentant la probabilité de survenue d'une carie dentaire, le clinicien doit être capable de distinguer une situation à risque nécessitant le scellement des puits et fissures. Pour se faire, la HAS (Haute Autorité de Santé) propose de décliner le RCI de façon binaire : risque élevé et risque faible. En effet, elle propose de distinguer des éléments permettant de définir les individus à risque élevé, ce qui a pour conséquence de poser l'indication de scellement des sillons. La présence d'un seul de ces facteurs de risque individuels suffit à classer un individu en RCI élevé. D'autres facteurs sont pertinents à l'échelle collective et permettent d'identifier des groupes à risque. Ces facteurs de risque collectifs doivent être systématiquement recherchés mais ils ne suffisent pas pour déterminer le risque individuel et poser l'indication du scellement des sillons.

2.1.2.1. Facteurs de risques individuels (HAS, 2005)

Les facteurs de risques individuels nécessitant le scellement des puits et fissures sont :

- Absence de brossage régulier avec un dentifrice fluoré
- Ingestions sucrées régulières entre les repas (aliments sucrés, bonbons, boissons, médicaments sucrés)
- Prise au long court de médicaments sucrés ou générant une hyposialie
- Sillons anfractueux au niveau des molaires
- Présence de plaque visible à l'œil nu sans révélation
- Présence de caries (atteinte de la dentine) et/ou de lésions initiales réversibles (atteinte de l'émail)

2.1.2.2. Facteurs de risques collectifs (HAS, 2005)

Les facteurs de risques devant être recherchés mais ne suffisant pas pour déterminer le RCI et la pose de sealants sont :

- Faible niveau socio-économique, faible niveau d'éducation des parents, émigrants, taille de la famille importante
- Mauvais état dentaire des parents ou de la fratrie
- Maladie et handicaps réduisant l'habileté manuelle
- Pathologies traitées par médication au long court
- Présence d'éléments rétentifs

2.2. Matériaux utilisés

Si les premiers scellements de sillons ont été réalisés en 1967 avec des cyanoacrylates très biodégradables (Cueto et Buonocore, 1967) et donc par conséquent peu efficaces en termes de prévention, il existe aujourd'hui d'autres matériaux plus résistants disponibles sur le marché. Ainsi, le clinicien dispose de deux grandes familles de matériaux : les résines composites et les ciments verre ionomères.

2.2.1. Les résines composites

Les matériaux à base de résine sont encore aujourd'hui considérés comme le « *gold standard* » pour le scellement des puits et fissures (Adair, 2003 ; Feigal, 2002 ; Locker, Jokovic et Kay, 2001 ; Simonson, 2002). En effet, leur micro-rétention du fait du clavetage dans l'émail après mordantage à l'acide va contribuer à la protection des sillons des bactéries cariogènes. Ces matériaux peuvent être de viscosité fluide ou ultrafluide et peuvent contenir ou non du fluor incorporé dans la matrice. Ce fluor a pour rôle d'agir sur le métabolisme bactérien, sur le pH de la plaque et sur la reminéralisation de l'émail (Van Loveren, 2001 ; Wiegand, Buchalla et Attin, 2007). Cependant, il a été montré que le fluor relargué par le matériau de scellement perd ses propriétés antibactériennes après 30 jours en milieu buccal (Matalon et coll., 2003). Même si les fabricants certifient que ces matériaux sont capables de se recharger en fluor grâce aux apports topiques réguliers, une étude a montré qu'un rinçage quotidien pendant 30 secondes à l'aide d'un bain de bouche de fluorure de sodium (NaF) à 0,05% pendant 14 jours ne permettait pas à la résine composite de retrouver ses propriétés antibactériennes (Matalon et coll., 2010). Si l'apport quotidien de fluor combiné aux scellements des puits et fissures montrent de meilleurs résultats que les scellements seuls (Ripa, Leske et Forte, 1987), il est encore difficile de prouver l'utilité d'introduire des agents fluorés dans les résines composites. D'autre part, si la plupart des praticiens utilisent des résines ultrafluides pour leur capacité à pénétrer au fond des sillons anfractueux, des études montrent que les résines fluides présenteraient de meilleures qualités rétentes (Corona et

coll., 2005) et notamment lorsqu'elles sont soumises à des conditions acides (Aguilar et coll., 2007). Quoi qu'il en soit, la mise en place de ces matériaux à base de résine nécessite un environnement parfaitement sec. Toute contamination salivaire peut en effet réduire la micro-rétention de la résine ayant pour conséquence la réduction de son efficacité. Il s'agit là du talon d'Achille de ces matériaux puisque ces conditions idéales sont difficiles à obtenir chez des enfants peu coopérants (Yengopal et Mickenautsch, 2010).

2.2.2. Les ciments verre-ionomères (CVI)

Dans les années 1970, des matériaux de scellement à base de verres ionomères sont apparus car ils libèrent du fluor et ils adhèrent spontanément à l'émail sans qu'une étape préliminaire de mordantage acide ne soit nécessaire. Ils supportent donc des conditions d'isolation salivaire moins strictes que les matériaux à base de résine. Cependant ils ont l'inconvénient d'être plus solubles dans la salive et de moins bien résister à l'abrasion que les résines (Karlzen-Reuterving et Van Dijkan, 1995). Pour essayer de pallier ce problème, les fabricants ont mis au point des ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine. A l'heure actuelle, il est admis dans la littérature que ces matériaux doivent être utilisés si les conditions nécessaires à la pose d'un matériau à base de résine sont impossibles à remplir. Il s'agit seulement d'une mesure temporaire (Aranda et Garcia-Godoy, 1995 ; Smallridge, 2000), dès qu'il sera possible une résine composite devra être mise en place. Si cette pratique est communément employée et recommandée par la Haute Autorité de Santé, une étude récente a montré que les nouveaux ciments verre ionomères à haute viscosité présentent de meilleurs résultats dans la prévention de la carie que les matériaux à base de résine (Beirut et coll., 2006) pendant que la revue Cochrane ne peut conclure sur la différence entre un CVI et une résine composite (Ahovuo-Saloranta et coll., 2004). Par ailleurs, une autre étude montre qu'un bain de bouche quotidien pendant 30 secondes et pendant 14 jours avec une solution de NaF à 0,05% suffit pour restaurer les propriétés antibactériennes du verre ionomère (Matalon et coll., 2010) alors que ce n'est pas le cas pour les résines composites. Si ces quelques récentes études tendent à favoriser l'utilisation de ces

nouveaux matériaux, nos grandes instances prônent encore à l'heure actuelle pour l'utilisation de matériaux à base de résine.

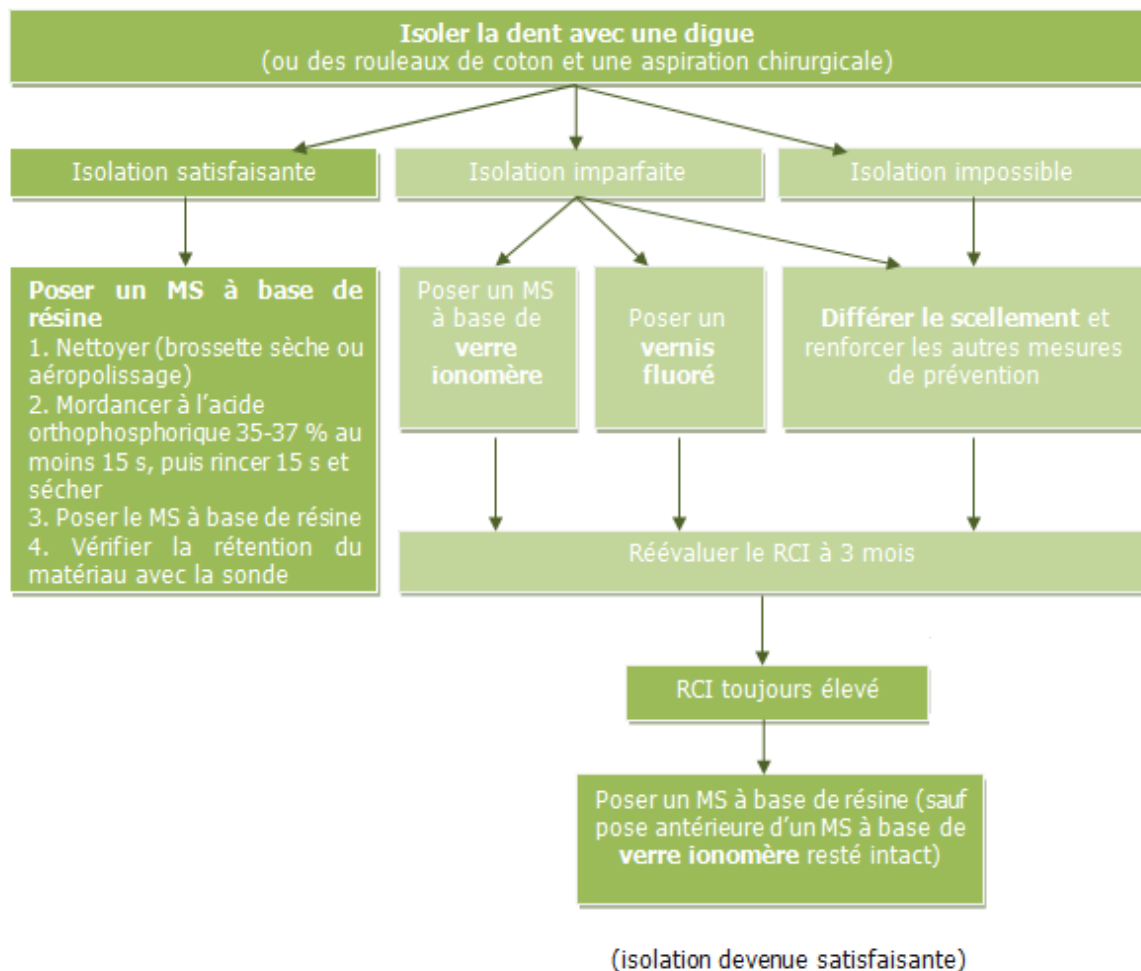


Figure 15 : représentation schématique de l'indication des scellements des puits et fissures avec différents matériaux en fonction de la situation clinique (d'après la HAS 2005)

2.3. Bénéfices du scellement des puits et fissures

En scellant les puits et fissures sur les premières et deuxièmes molaires permanentes des enfants à risque carieux individuel élevé, le but à court terme est de protéger le sillon dentaire si vulnérable à la carie dentaire. En posant un matériau de scellement, le chirurgien dentiste place une barrière mécanique entre le tissu dentaire et les bactéries cariogènes. De plus, en modifiant l'architecture du sillon

dentaire, il permet l'élimination plus aisée de la plaque dentaire au brossage. Il est donc important de sceller les premières et deuxième molaires chez des enfants à RCI élevé. En effet, la réduction du risque carieux après 15 ans est de 36% lorsque les premières molaires seules ont été scellées alors qu'elle est de 54% lorsque les premières et deuxième molaires ont été scellées (Jodkowska, 2008). Pour obtenir une réelle diminution du taux de caries, il est aussi très important de réaliser des contrôles réguliers vérifiant l'intégrité des matériaux d'obturation. En effet, d'après une récente étude, une dent scellée conservant la totalité du matériau d'obturation va avoir 7,4% de chance de développer une carie après 15 ans alors qu'elle aura respectivement 15% et 31% de chance d'en développer une si une partie ou la totalité du scellement est tombée (Jodkowska, 2008). Pour une résine composite, il est démontré que le plus grand critère de succès à long terme est la tenue du matériau (Simonson, 1991). L'utilisation de pigments colorés ira dans ce sens pour faciliter le contrôle de l'intégrité du matériau dans le temps. Quoi qu'il en soit, ces résultats obligent le clinicien à avoir un protocole d'utilisation très rigoureux et à utiliser des matériaux performants pour leur assurer une longévité maximale.

2.4. Protocoles cliniques pour un matériau à base de résine (d'après la Haute Autorité de Santé)

2.4.1. Le nettoyage

D'après la HAS, la littérature ne permet pas de définir le meilleur mode de nettoyage de la face occlusale à sceller. Par accord professionnel, le nettoyage mécanique réalisé à sec et le nettoyage par aéropolissage peuvent être proposés car ils ne laissent pas de débris susceptibles d'altérer le collage de la résine.

2.4.2. L'isolation

Les études *in vitro* ont montré que la contamination salivaire nuisait à l'étanchéité des scellements de sillons (Borem et Feigal, 1994). Pourtant les essais cliniques

n'ont pas montré une meilleure rétention des matériaux de scellement à base de résine lors de l'utilisation d'une digue, en comparaison avec une isolation simple à l'aide de rouleaux de coton (Eidelman, Fuks et Chosack, 1983 ; Wood, Saravia et Farrington, 1989). En revanche, la rétention était meilleure avec utilisation de la digue par rapport aux rouleaux de coton dans le cas de matériaux de scellement à base de résine photopolymérisable contenant des fluorures (Ganss, Klimek et Gleim, 1999).

2.4.3. Préparation et conditionnement de la surface amélaire

Le conditionnement acide de l'émail est réalisé avec de l'acide orthophosphorique. Son temps d'application actuellement préconisé est de 15 à 30 secondes, son temps de rinçage est de 20 à 30 secondes (Manton et Messer, 1995). Une étude *in vitro* a montré que les présentations sous forme de gel ou de liquide étaient équivalentes en ce qui concerne la pénétration dans le sillon (Brown et coll., 1988). En cas de suspicion de carie pouvant intéresser la dentine et non diagnostiquée à l'examen radiographique, la préparation amélaire par ouverture du sillon doit précéder le conditionnement acide : elle permettra d'infirmier ou de confirmer le diagnostic. Elle est classiquement réalisée par améloplastie, c'est-à-dire à la fraise diamantée ou à la fraise boule carbure de tungstène de petit diamètre. D'autres techniques de préparation et de conditionnement de l'émail sont possibles avec l'air abrasion ou encore le laser Er : YAG. Si ces procédés peuvent être utilisés en complément du mordantage acide, ils ne peuvent en aucun cas être utilisés seuls (Lupi-Pégurier et coll., 2004 ; Youssef et coll., 2006).

2.4.4. Mise en place d'un adhésif

La mise en place d'un adhésif entre la surface amélaire mordancée et le matériau de scellement à base de résine ne semble pas augmenter la rétention de la résine (Boksmann et coll., 1993 ; Feigal et Quelhas, 2003 ; Marks, Owens et Johnson, 2009). Cependant, une étude récente montre qu'en présence de salive, il permettrait d'obtenir de meilleurs résultats (Askarizadeh, Norouzi et Nemati, 2008). Nous pouvons donc retenir qu'un adhésif peut éventuellement être employé pour

améliorer la rétention du matériau si la surface amélaire a été contaminée par la salive. Notons toutefois que si le praticien suit à la lettre les recommandations de la HAS, il ne peut poser un matériau à base de résine que si les conditions d'isolation sont parfaites. Dans ce cas, l'utilisation d'un adhésif semble inutile.

2.4.5. Mise en place de la résine de scellement

Le matériau de scellement est déposé dans le fond de sillon préalablement mordancé grâce à une seringue contenant la résine. Le praticien peut ensuite étaler le matériau et éliminer les éventuelles bulles avec une sonde droite. La polymérisation à l'aide d'une lampe à photopolymériser dure 20 secondes (Powers et Wataha, 2008). Une petite boulette de coton peut être passée à la surface de la dent pour retirer la couche de résine qui n'a pas été polymérisée du fait du contact avec l'oxygène de l'air (Powers et Wataha, 2008). La rétention du matériau doit ensuite être vérifiée à l'aide de la sonde droite. Un vernis fluoré peut enfin être déposé sur la surface dentaire pour combiner l'effet du fluor à la mise en place des résines de scellement qui semble donner de meilleurs résultats dans le temps (Ripa, Leske et Forte, 1987).

3. Fluides environnants des résines composites

3. Fluides environnants des résines composites

Une fois mise en place, le but de toute restauration dentaire est de perdurer dans le temps tout en gardant des propriétés mécaniques et physico-chimiques capables d'isoler le tissu dentaire sain des bactéries cariogènes. Malgré des matériaux de plus en plus performants et des protocoles de mise en place très standardisés, toute restauration dentaire va se dégrader dans le temps du fait entre autres de son environnement buccal bien particulier. Tout au long de sa vie, elle va être en contact permanent avec les fluides présents dans la cavité buccale. Nous trouvons en effet des fluides produits par l'organisme appelés fluides intrinsèques et les fluides non produits par l'organisme d'origine externe appelés fluides extrinsèques.

3.1. Les fluides intrinsèques

3.1.1. La salive

Comme nous le savons, la salive est un facteur de régulation primordial de l'écosystème buccal. Elle est la pièce maîtresse du dispositif de défense de l'hôte contre les agressions physico-chimiques, bactériennes et virales. Toute perturbation affectant la sécrétion et les fonctions salivaires est susceptible d'altérer l'homéostasie des tissus mous et durs de la cavité buccale ainsi que les différentes fonctions orales (Epstein et Scully, 1992 ; Nauntofte et coll. ; 2003 ; Dodds et coll. ; 2005 ; Llana-Puy, 2006). Par jour, l'homme sain secrète 600 ml à 1000 ml de salive (Sornin, 1984) ; ce qui représente 219 à 365 litres par an qui vont être amenés à être en contact avec les résines composites.

3.1.1.1. Production

- Les glandes salivaires

Quatre-vingt-dix pour cent du volume salivaire est sécrété par les trois paires de glandes salivaires majeures que sont les parotides, les sous-mandibulaires et les

sublinguales. Les 10% restants sont le produit des glandes salivaires mineures distribuées sur l'ensemble des territoires de la muqueuse buccale (labiale, palatine et linguale) (Lasfargues et Colon, 2010). La parotide est une glande purement séreuse qui produit une salive fluide et riche en amylase, l'enzyme principale de la digestion. Les autres glandes sont pour la plupart mixtes, séreuses et muqueuses, et produisent une salive visqueuse riche en mucines. La structure de base des glandes salivaires consiste en des unités sécrétrices, composées de cellules fonctionnelles appelées les *acini* qui sont regroupées autour d'un conduit excréteur (Nauntofte et coll., 2003). Au repos, le pôle basal de la cellule acineuse laisse entrer le sodium et sortir le potassium. Le potassium et l'hydrogénocarbonate ont en effet une concentration supérieure à celle du plasma alors que le sodium et les chlorures ont une concentration inférieure. Cet échange à travers la membrane cellulaire se fait de façon passive et il est compensé par l'action d'un complexe enzymatique ATPase $\text{Na}^+ \text{K}^+$ dépendant ou pompe sodium-potassium (Sornin, 1984). Lors de la mastication par exemple, la stimulation du système nerveux parasympathique libère de l'acétylcholine qui accroît considérablement les échanges ioniques. La membrane basale de la cellule laisse pénétrer massivement le Na^+ et sortir le K^+ . L'augmentation de la concentration intra-cellulaire en Na^+ active ainsi le complexe ATPase Na^+ et K^+ dépendant du pôle apical et on observe un transport actif de Na^+ dans la lumière de l'*acinus* (Sornin, 1984). Lorsque la stimulation nerveuse cesse, la pénétration du Na^+ au niveau du pôle basal diminue et il y a arrêt de l'activité de la pompe sodium-potassium du pôle apical. Le Na^+ restant dans la cellule acineuse est expulsé par l'ATPase $\text{Na}^+ \text{K}^+$ située dans la membrane basale de la cellule acineuse. L'afflux ionique dans la lumière de l'*acinus* crée une augmentation de la pression osmotique ; ce qui entraîne un appel d'eau provenant du liquide interstitiel. L'eau passe à travers les cellules de l'*acinus* et les cellules du canal intercanalaire. En même temps, il y a sécrétion des protéines contenues dans les vacuoles des cellules acineuses. L'expulsion des composants salivaires contenus dans les cellules sécrétoires est facilitée par la contraction des cellules myoépithéliales qui entourent les *acini*. L'ensemble de ces mécanismes aboutit à la formation d'une salive primaire isotonique par rapport au plasma (Sornin, 1984). La salive primaire chemine ensuite dans le système canalaire où elle subit une réabsorption de son sodium. Cette réabsorption par les cellules canalaire est cependant limitée quantitativement. Si le débit salivaire augmente, la concentration salivaire en sodium augmente par rapport

à un débit moyen car le sodium réabsorbé est moindre. Inversement, si le débit diminue, la concentration en sodium reste faible. Le potassium est quant à lui excrété par les cellules canalaire. La quantité de potassium susceptible d'être secrétée est elle aussi limitée quantitativement donc la concentration en potassium sera moins importante pour une salive stimulée que pour une salive au repos. Les hydrogénocarbonates sont eux secrétés au niveau canalaire et leur concentration augmente dans la salive stimulée avec un temps de latence après le début de la stimulation (Sornin, 1984).

- Régulation du flux salivaire

Le débit salivaire est le résultat d'une activité chronobiologique et réflexe (Sornin, 1984). La production de salive augmente au cours de la mastication et sur les 600 à 1000 ml qui sont secrétés par 24 heures, la moitié est utilisée pendant les repas (Sornin, 1984). Ainsi, le flux salivaire moyen se situe aux environs de 0,4 ml/min au repos, pouvant diminuer jusqu'à 0 ml/min pendant le sommeil et augmenter entre 1 et 3 ml/min après stimulation (Lasfargues et Colon, 2010). Pour obtenir une telle variation de la sécrétion, les glandes salivaires présentent un système de régulation bien spécifique. La sécrétion salivaire est en effet déclenchée par un arc réflexe, impliquant (Lasfargues et Colon, 2010) :

-un signal afférent capté par les mécanorécepteurs et les récepteurs gustatifs buccaux (réflexes chimio salivaires) et/ou par les propriocepteurs situés dans les muscles masticateurs, les ATM et le parodonte (réflexes trigéminaux) et/ou par les barorécepteurs et les nocicepteurs intra glandulaires (auto régulation) ; et/ou par la vision et l'audition (réflexes conditionnés de Pavlov) ;

-la stimulation des noyaux salivaires au niveau central par l'intermédiaire des nerfs afférents ;

-un influx efférent produisant la libération de neurotransmetteurs par les terminaisons nerveuses situés au contact des membranes cellulaires des cellules acineuses et enclenchant la cascade des réactions aboutissant à la formation de la salive primaire.

La synthèse, le transport et la composition finale en eau, électrolytes et protéines de la salive sont sous la dépendance de mécanismes complexes de filtration et réabsorption cellulaire, activés par :

- la vasodilatation et l'augmentation du débit sanguin local ;

- l'intervention de neurotransmetteurs cholinergiques (acétylcholine) et adrénergiques (norépinéphrine) ;

- l'intervention de neuromédiateurs ou de substances vasoactives tels que la substance P, le peptide vasoactif intestinal (*vasoactive intestinal peptide*).

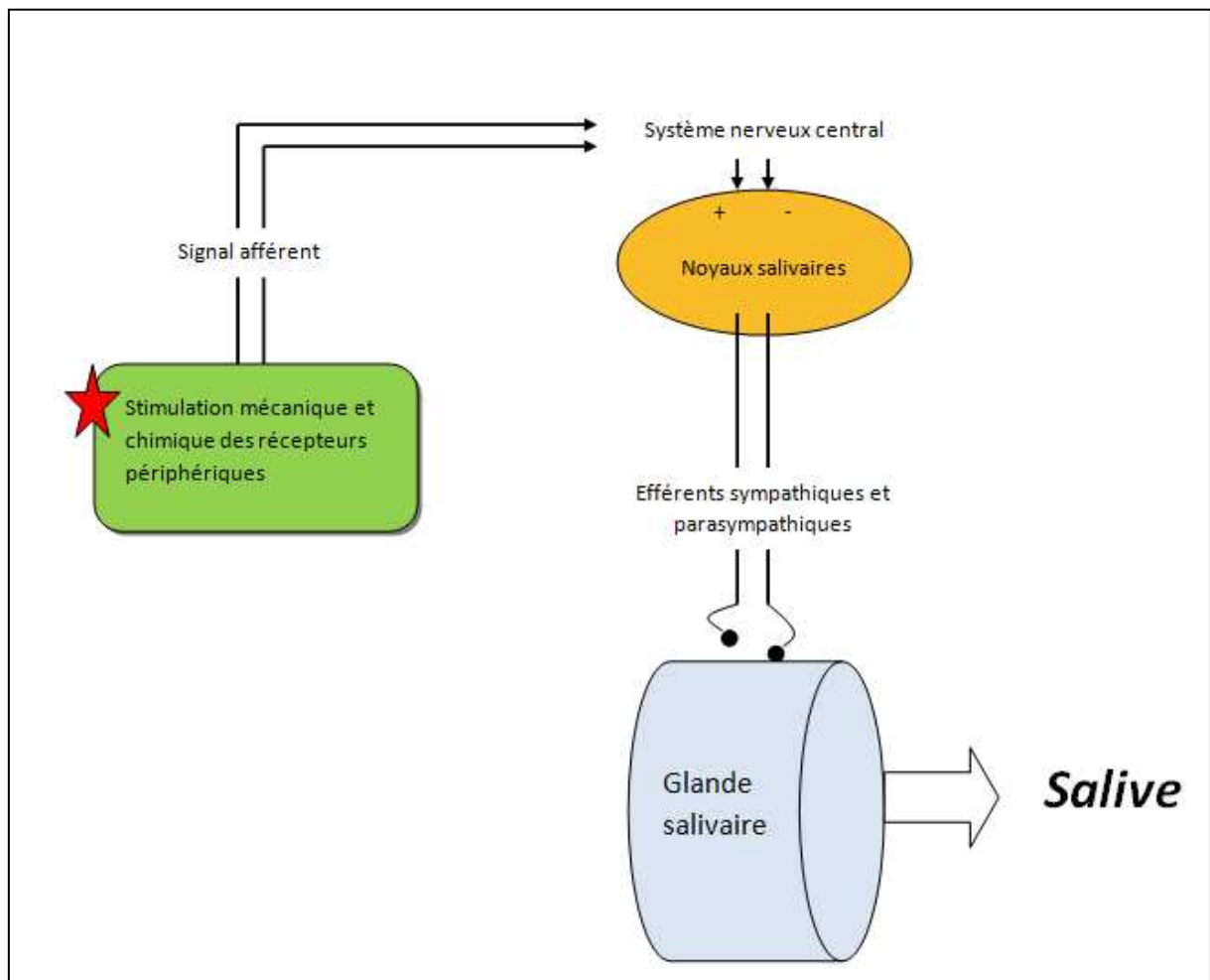


Figure 16 : schématisation du réflexe de salivation (d'après Nauntofte et coll., 2003)

Bien que l'activité sécrétrice des glandes salivaires soit en majorité sous la dépendance du système nerveux autonome, diverses études ont mis en évidence une influence hormonale faisant intervenir les androgènes, les oestrogènes, les hormones thyroïdiennes et les corticoïdes (Vidailhet et coll., 2000).

3.1.1.2. Composition (d'après Bousquet et coll., 1984)

La composition de la salive est très variée et peut être différente selon la glande sécrétrice. Ainsi il est intéressant de décrire la composition de la salive totale car c'est elle qui va constituer l'environnement direct des restaurations composites.

- Les glucides

Les glucides sont présents dans la salive sous trois formes : glucides libres dialysables, glucides libres non dialysables, glucides liés à des protéines et leurs dérivés comme le lactate, le pyruvate ou l'acide sialique.

- L'urée

L'urée est produite en fonction du catabolisme azoté de l'organisme. Son accumulation dans le plasma est un indice d'insuffisance rénale. Le taux d'urée salivaire est proportionnel au taux plasmatique. Cependant, la concentration en urée varie inversement avec le débit de salive.

- L'acide urique

L'augmentation de la concentration plasmatique permet de diagnostiquer la goutte, les lithiases urinaires et les néphropathies. Le taux d'acide urique salivaire est très proche du taux plasmatique. Ce taux varie inversement avec le débit salivaire.

- La créatinine

L'augmentation du taux sérique de créatinine est un signe d'insuffisance rénale et il existe une corrélation entre les taux salivaires et sérique.

- Les composants ioniques

La salive contient de nombreux composants ioniques tels que de l'oxygène, de l'azote, du dioxyde de carbone, du calcium, du chlore, du magnésium, des phosphates et du phosphore, du potassium et du sodium, des thiocyanates ou encore des fluorures.

- Les lipides

Les lipides sont présents sous différentes formes comme les lipides neutres, les phospholipides ou les glycolipides.

- Les stéroïdes

Les stéroïdes peuvent se présenter sous la forme de cortisol, d'œstrogènes ou de testostérone.

- Les protides

Les mucines sont des glycoprotéines qui donnent le caractère visqueux à la salive. Elles sont produites par toutes les glandes salivaires exceptées les parotides. Elles présentent une activité de groupe sanguin due à leur composition en acides aminés, elles inhibent l'hémmagglutination des virus, elles fixent les immunoglobulines (IgA) sécrétoires salivaires pour former un film protecteur des surfaces dentaires et muqueuses.

Nous retrouvons d'autre part les immunoglobulines IgAs qui assurent la neutralisation des toxines et des virus. Elles inhibent les protéases bactériennes et arrêtent la formation des fragments peptidiques toxiques. Les IgAs et la lactoferrine empêchent l'adhésion des bactéries sur les muqueuses en bloquant le système de reconnaissance des membranes cellulaires.

Enfin nous retrouvons des acides aminés qui sont indispensables à certaines bactéries. Les acides aspartique et glutamique, la thréonine, la sérine, la glycine, l'alanine, la phénylalanine, la leucine et l'isoleucine sont présents à des taux stables dans la salive alors qu'il existe de grandes variations pour la proline, la cystine, la valine, la méthionine, la thyrosine, le tryptophane, l'histidine, la lysine et l'arginine.

- Les enzymes

Les enzymes salivaires participent au premier stade de la digestion et elles interviennent contre l'agression bactérienne.

Nous retrouvons tout d'abord les amylases qui sont des enzymes du groupe des hydrolases. Elles débutent la digestion des polysides de l'alimentation. Elles continuent d'exercer leur activité dans l'estomac et leur destruction par l'acidité gastrique se fait progressivement.

D'autre part, nous trouvons le lysozyme qui est aussi un enzyme du groupe des hydrolases. Il coupe des liaisons présentes dans la paroi des bactéries Gram +. On aboutit donc à une dislocation de la paroi puis à une rupture de la membrane

bactérienne par des phénomènes osmotiques. De plus, le lysozyme s'agrège aux micro-organismes et inhibe leur colonisation sur les surfaces muqueuses.

Ensuite, nous trouvons des peroxydases lactoperoxydases qui sont des enzymes du groupe des oxydo réductases. La lactoperoxydase salivaire comprend l'enzyme, l'ion thiocyanate (SCN^-) et le peroxyde d'hydrogène. L'enzyme catalyse l'oxydation de SCN^- pour donner des groupements thiols (SH). Il en résulte une inhibition de la croissance et de la production d'acides par de nombreux microorganismes.

On trouve également la lactoferrine qui est une glycoprotéine ayant une grande affinité pour le fer. Elle provoque l'arrêt de la croissance des microorganismes pour lesquels ce métal est indispensable.

Les kallicréines, elles, sont des enzymes protéolytiques qui catalysent la formation d'un décapeptide. Le produit de dégradation obtenu est la kallidine II qui a une activité vaso dilatatrice qui interviendrait dans la régulation de la sécrétion salivaire.

Enfin, la lactico-déshydrogénase (LDH) est un enzyme glycolytique présent dans tous les tissus de l'organisme. Il catalyse à la fin du cycle d'Embden Meyerhoff la réaction d'oxydo réduction réversible transformant le pyruvate en lactate. Cette formation d'acide peut être reliée aux mécanismes d'initiation de la lésion carieuse.

- Autres

Dans la salive, nous pouvons aussi retrouver des cellules comme des leucocytes, des hématies et des cellules épithéliales diverses comme des grandes cellules de l'épithélium bucco pharyngé, des cellules bronchiques, des cellules à bordure ciliée, des cellules pulmonaires macrophagiques voire des cellules alvéolaires. Ces trois dernières sont le reflet d'une contamination bronchique. La salive contient aussi une flore bactérienne très importante et très diversifiée qui reflète toute la complexité de l'écosystème buccal ainsi que des résidus alimentaires. Elle contient aussi des facteurs de croissance comme le *nerve growth factor* (NGF) ou encore l'*epithelial growth factor* (EGF) dont la sécrétion augmente lors des maladies parodontales. Enfin, elle peut véhiculer des virus comme l'herpès, les oreillons ou encore l'hépatite.

3.1.1.2. Rôles (d'après Vidailhet et coll., 2000)

Grâce à ces nombreux composants, la salive joue de nombreux rôles dans l'équilibre de l'écosystème buccal. Elle possède quatre fonctions principales : digestive, protectrice, excrétrice et endocrinienne. La salive facilite la formation du bol alimentaire ainsi que la déglutition grâce aux substances lubrifiantes mucilagineuses qu'elle contient. Elle joue également un rôle dans la gustation en solubilisant les substances sapides, étape indispensable à leur fixation sur les récepteurs gustatifs situés dans les bourgeons du goût. La fonction digestive proprement dite est assurée par l'amylase sécrétée par les glandes parotides et submandibulaires, et par les protéases et lipases sécrétées principalement par les glandes linguales séreuses. La salive assure également la protection de la muqueuse buccale et des dents grâce en particulier aux mucines salivaires, résistantes à la dégradation protéolytique, protégeant la muqueuse buccale contre le dessèchement, les substances toxiques et irritantes présentes dans les aliments et les enzymes bactériennes. Elles assurent également la lubrification des muqueuses, indispensable aux fonctions de déglutition et de phonation. Les peroxydases complètent l'action des mucines grâce à leur pouvoir antibactérien. L'EGF salivaire renforce le potentiel de cicatrisation des tissus muqueux. Quant à la protection des dents, elle résulte de l'influence de la salive sur les phénomènes de minéralisation de l'émail. D'une part, la salive inhibe les phénomènes de déminéralisation, grâce aux ions phosphates et bicarbonates qui contrôlent la neutralité du pH salivaire. D'autre part, elle renforce la charge minérale de surface par diffusion d'éléments tels que le calcium, les phosphates, le fluor, augmentant ainsi la dureté de l'émail. Enfin, le flux salivaire assure un nettoyage mécanique des surfaces muqueuses et dentaires, éliminant en partie la flore pathogène. Ce phénomène est amplifié par les mouvements des lèvres et de la langue. Les glandes salivaires, en sécrétant de 0,6 à 1,5 L d'eau par jour, participent au maintien du degré d'hydratation de l'organisme à un niveau satisfaisant. De nombreuses substances sont excrétées dans la salive, puis réabsorbées ou catabolisées, comme l'iode, les graisses, les hormones sexuelles et les anticorps. Leur taux salivaire dépend de leur concentration plasmatique et du débit. De plus, plusieurs médicaments, dont certains antibiotiques, ont une excrétion salivaire importante. Des études récentes ont révélé la présence d'hormones actives et d'autres médiateurs chimiques, dits *hormone-like*, dans des

extraits de glandes salivaires, principalement submandibulaires. Le NGF, l'EGF, l'insuline, la kallikréine et la rénine ont été plus précisément isolés au niveau des cellules canalaire des canaux striés. L'origine des hormones salivaires reste discutée. On admet en général qu'elles proviennent de la circulation sanguine. Cependant, une synthèse locale au sein des glandes salivaires est probable pour les stéroïdes et pourrait concerner d'autres types d'hormones et de substances telles que l'insuline et la parotide, cette dernière ayant été isolée initialement au niveau des glandes parotides.

3.1.2. Le fluide gingival

Parmi les fluides intrinsèques, nous trouvons également le fluide gingival appelé encore fluide sulculaire ou fluide crévulaire. Même s'il ne représente que 0,1% du volume salivaire (Lasfargues et Colon, 2010), il est lui aussi amené à être en contact avec les restaurations dentaires, notamment celles placées dans la zone cervicale de la dent. De plus, il est de plus en plus utilisé pour établir le diagnostic et le pronostic des maladies parodontales puisque sa quantité semble augmenter en présence d'inflammation gingivale (Perozini et coll. ; 2010).

3.1.2.1. Production (d'après Alfano et coll, 1974 ; Pashley, 1976)

En l'absence d'inflammation, il existe un flot de fluide gingival qui est uniquement obtenu par osmose. C'est le fluide gingival préinflammatoire (Alfano, 1974). En effet, dans le sillon gingivo-dentaire d'une gencive saine, il existe toujours une faible quantité de plaque sous gingivale qui produit des macromolécules en faible quantité comme de l'albumine. Celles-ci sont détruites par phagocytose ou balayées avec les cellules desquamantes de l'épithélium. Cependant, si toutefois la quantité de macromolécules produites par la plaque est légèrement supérieure à ce qui peut être neutralisé, celles-ci vont diffuser entre les cellules épithéliales et vont se retrouver retenues par le complexe basal qui est une barrière morphologique de l'épithélium. L'accumulation de ces molécules au niveau de la basale induit un gradient osmotique qui provoque de la part du chorion sous-jacent une réponse sous la forme

de libération de liquide interstitiel vers le sulcus. Le liquide préinflammatoire est ainsi généré. A cet instant, il ne s'agit pas encore d'un exsudat inflammatoire mais il sera transformé en fluide inflammatoire lorsque les conditions de santé du sulcus seront modifiées.

Pour comprendre le mécanisme de production du fluide gingival, Pashley a construit en 1976 un modèle mathématique ressemblant à ceux développés en physiologie cardiovasculaire et dans l'étude des fluides tissulaires. La composition du fluide gingival apparaît suffisamment proche de celle du sérum pour pouvoir utiliser l'équation de Starling utilisée habituellement pour la dynamique des fluides. La distribution se fait en quatre compartiments :

- le compartiment capillaire,
- le compartiment lymphatique,
- le compartiment interstitiel,
- le compartiment sulculaire.

Si :

Jc est le débit de fluide au travers des capillaires sous gingivaux dans le liquide interstitiel,

Jl est le débit de fluide vers les lymphatiques depuis le liquide interstitiel,

Js est le débit de fluide au travers de l'épithélium sulculaire depuis le liquide interstitiel,

Kc, Kl et Ks sont les coefficients de filtration des différents compartiments,

Pc, Pt et Pl sont les pressions hydrostatiques des différents compartiments,

Ps est la pression ambiante du sulcus soit la pression atmosphérique,

Nc, Nt, NI et Ns sont les pressions oncotiques des différents compartiments,

On retrouve alors :

$$(1) Jc = Kc[(Pt - Pc) - (Nc - Nt)]$$

$$(2) Js = Ks[(Pt - Ps) - (Nt - Ns)]$$

$$(3) Jl = Kl[(Pt - Pl) - (Nt - NI)]$$

L'important dans ces équations est la différence entre le fluide qui va être expulsé par les capillaires et le fluide qui va être réabsorbé par les lymphatiques. En effet, c'est cette quantité de fluide qui va donc stagner dans le milieu interstitiel qui va être

capable de passer à travers la barrière épithéliale pour donner naissance au fluide gingival.

- La filtration capillaire

Le flot de fluide transsudé au travers des capillaires situés sous l'épithélium de jonction vers le milieu interstitiel (J_c) est donc déterminé par trois variables : K_c , coefficient de filtration des capillaires, $P_c - P_t$, différence entre les pressions hydrostatiques internes et externes des capillaires endothéliaux, et la différence entre les pressions oncotiques internes et externes des capillaires soit $N_c - N_t$.

Au cours de l'inflammation, le coefficient de perméabilité vasculaire va augmenter car l'efficacité des jonctions intercellulaires va être diminuée d'une part et l'épaisseur de la basale des capillaires va être réduite d'autre part. Le coefficient de la pression hydrostatique va lui être affecté par la dilatation des artérioles et par la constriction des veinules post capillaires qui vont entraîner une augmentation de la pression capillaire. Enfin, le coefficient affecté aux différences de pressions oncotiques va être diminué car le passage des protéines des capillaires vers les tissus avoisinants va augmenter et la récupération de ces protéines par le système lymphatique va être diminuée. En résumé, Pashley pense que la transsudation capillaire est augmentée lors de l'inflammation mais qu'elle existe de façon continue dans les capillaires situés sous l'épithélium sulculaire. Elle ne conduit pas toujours à une production de fluide gingival car cette production dépend aussi comme nous l'avons vu de la capacité du système lymphatique à récupérer ce transsudat.

- Le drainage lymphatique

Le drainage lymphatique qui est représenté par l'équation (3) va dépendre du coefficient de filtration des capillaires lymphatiques. Celui-ci représente la facilité avec laquelle le fluide interstitiel produit par la filtration capillaire peut être récupéré dans les capillaires lymphatiques à pression constante. Lorsque la production de transsudat excède cette capacité de filtration, on assiste dans le tissu à une augmentation de liquide interstitiel provoquant un œdème local. Lors de l'inflammation, cette capacité de drainage lymphatique va se trouver altérée car les

médiateurs de l'inflammation ont une action sur l'activité des lymphatiques, leur structure et leur fonction.

- Le compartiment interstitiel

A ce niveau, c'est le coefficient de compliance tissulaire (c'est-à-dire le changement de volume/unité de changement de pression) qui règle l'augmentation de la pression tissulaire. Ainsi, lors de l'inflammation, des enzymes comme la hyaluronidase ou certaines autres protéases affectent la compliance tissulaire qui est déjà considérée comme faible dans les tissus sulculaires. Il semble donc que ce soit la faible compliance du tissu parodontal particulièrement en cas d'inflammation qui est à l'origine de la production de fluide gingival.

- La perméabilité des épithéliums sulculaires

Dans le compartiment sulculaire comme dans les autres compartiments, le mouvement de fluide va dépendre de la différence des pressions oncotiques tissulaires et sulculaires ($N_t - N_s$), de la différence de pression hydrostatique ($P_t - P_s$) et du coefficient de filtration de l'épithélium sulculaire (K_s). Lors de l'inflammation, ce coefficient se trouve augmenté ; ce qui augmente la production du fluide gingival. En effet, lors de l'inflammation, la basale est altérée, affinée et même détruite partiellement. De plus, l'absence de couche cornée et l'organisation lâche des couches cellulaires favorisant l'existence d'espaces intercellulaires explique en partie sa relative perméabilité. Ces espaces se trouvent augmentés en présence d'inflammation. D'autre part, le passage des polymorphonucléaires du tissu conjonctif vers le sillon gingivodentaire est aussi un phénomène qui augmente le coefficient de perméabilité de l'épithélium. Ces cellules se dirigent au travers de l'épithélium par les espaces interdentaires et contribuent à la distension du tissu. Lors de l'inflammation, la présence d'enzymes vont élargir d'autant plus ces espaces intercellulaires et vont augmenter le coefficient de perméabilité. En cas d'inflammation sévères, les PMN émigrent en masse au travers de l'épithélium permettant ainsi à des produits bactériens de venir alimenter les zones d'inflammation et de provoquer une vasodilatation qui va conduire à une augmentation de la pression intracapillaire

aboutissant à une augmentation de la pression tissulaire. De ce fait, la production de fluide gingival va augmenter et va maintenir la dilatation des espaces intercellulaires facilitant ainsi la rencontre entre les produits bactériens et les antigènes. Ainsi, l'inflammation est auto-entretenu et la production de fluide continue. Enfin, il faut aussi tenir compte de l'augmentation de la surface de l'épithélium sulculaire au fur et à mesure de l'approfondissement de la poche parodontale car elle va engendrer une augmentation globale du coefficient de perméabilité de l'épithélium sulculaire et jonctionnel.

En plus de l'inflammation, certains autres facteurs semblent réguler la production de fluide gingival comme les hormones par exemple. En effet, cette production semble augmentée au moment de l'ovulation. L'âge peut aussi être un facteur déterminant dans la production du fluide. En effet, les fibroblastes des sujets âgés produisent des protéoglycannes différents de ceux qui sont produits chez les sujets jeunes. La capacité de la matrice extracellulaire du tissu conjonctif à emprisonner des molécules d'eau serait alors diminuée et la production de fluide réduite.

3.1.2.2. Composition

La composition du fluide gingival est très complexe. En plus des composants habituels d'un exsudat sérique, il véhicule des produits qui peuvent avoir trois origines essentielles comme les substances libérées par les bactéries, celles résultant de la dégradation des tissus de l'hôte et celles impliquées dans les réactions de défense. Ainsi, dans le fluide gingival, nous retrouvons des leucocytes (neutrophiles, lymphocytes et monocytes), des bactéries venant de la plaque dentaire, des électrolytes (sodium, potassium, calcium, phosphates, magnésium et fluorides), des composés organiques (glucose, protéines totales, IgG, IgA, IgM, urée, lactate, acides aminés, glycosaminoglycannes, hydroxyprolines, prostaglandines, interleukines, complément, alpha 2 macroglobuline, alpha 1 antitrypsine), et des enzymes (phosphatase acide, bêta-glucuronidase, lysosyme, hyaluronidase, phosphatase alcaline, cathépsine G, élastase, collagénase, lacticoxydase, arylsulfatase, neuraminidase, aspartate aminotransférase, myéloperoxydase) (Boissonnat-Pelsy, 1992). Ainsi, à l'heure actuelle, ces nombreux marqueurs

biologiques peuvent être utilisés pour diagnostiquer une maladie parodontale précoce ou encore pour suivre son évolution (Perozini et coll., 2010).

3.1.2.3. Rôle

Le rôle principal du fluide gingival est donc un rôle de protection et de défense face à l'inflammation gingivale. Sa quantité étant en corrélation directe avec l'intensité de l'inflammation (Cimasoni, 1974 ; Golub et Kleinberg, 1976), il existe des dispositifs de mesure précise du flux crévicaire comme le Periotron® même si leur coût en interdit encore l'exploitation pour l'étude d'un grand nombre d'individus (Charon, 2010). De récentes études ont aussi montré l'augmentation du flux gingival lors des traitements orthodontiques (Dudic et coll., 2006). Ces données semblent tout à fait cohérentes et montrent encore une fois toute l'importance du fluide lors des inflammations gingivales.

3.1.3. Le fluide dentinaire

Comme nous l'avons vu précédemment, il est clairement admis que le gradient hydrique de la dentine influe sur le collage des matériaux à base de résine (Lasfargues et Colon, 2010). La question se pose donc de savoir si ce même gradient hydrique a une influence sur la pérennité de ces matériaux de restauration. Rappelons tout d'abord que la dentine est très perméable. Ce degré de perméabilité dentinaire est fonction du degré de minéralisation des canalicules, des changements tissulaires survenus, de la zone dentinaire concernée et du rapport canalicule/dentine intercanaliculaire (Lasfargues et Colon, 2010). La dentine profonde est plus perméable que la dentine périphérique. Au niveau de la jonction amélo-dentinaire, la surface occupée par les canalicules représente seulement 4% et la surface minéralisée 96% tandis qu'au niveau juxtapulpaire, la surface développée par les canalicules peut aller jusque 80% (Garberoglio et Brännström, 1976). Ce degré de perméabilité dentinaire affecte la diffusion des fluides à l'intérieur des canalicules dentinaires. Ces fluides servent de véhicule pour le transport des particules de matière et des agents moléculaires, dans les deux sens (de la dentine externe vers la pulpe et inversement) (Lasfargues et Colon, 2010). Pendant les

préparations impliquant pression et élévation de température, la surface dentinaire est asséchée, provoquant une accélération du flux dentinaire sortant et une stimulation nerveuse entraînant des symptômes douloureux. (Lasfargues et Colon, 2010). Il s'ensuit ensuite une augmentation du débit sanguin dans la pulpe : les vaisseaux sanguins se remplissent et se dilatent, déclenchant une fuite des liquides et des macromolécules sériques dans le milieu interstitiel. Cela provoque une augmentation de la pression intrapulpaire pouvant atteindre le double de celle d'une pulpe normale du fait de la limitation de l'espace disponible (Lasfargues et Colon, 2010). Cette brusque élévation de pression provoque une forte exsudation dentinaire (Olgart et Bergenholtz, 2003). Si ce phénomène apparaît lors des préparations, nous pouvons supposer qu'à tout moment, la moindre inflammation pulpaire va engendrer ce même phénomène entraînant une augmentation du fluide dentinaire et donc une augmentation du potentiel de solubilisation de la résine adhésive. La théorie hydrodynamique de la sensibilité dentinaire semble aussi aller dans ce sens. Même si les techniques de collage actuelles vues précédemment peuvent laisser penser que seul l'adhésif amélo-dentinaire peut être amené à être en contact avec le fluide dentinaire, une récente étude montre que même dans les conditions de collage recommandées par les fabricants, l'augmentation de la pression intrapulpaire peut laisser apparaître des gouttelettes d'eau à l'interface adhésif/composite (Grégoire, Guignes et Nasr, 2009). Les biomatériaux ne permettent pas toujours en effet de garantir un scellement dentinaire complet et définitif (Lasfargues et Colon, 2010). Dans ce cas, l'interface adhésif/matériau semble bien être soumise à un environnement humide tout au long de sa vie. Notons toutefois que l'importance du fluide dentinaire dans la dégradation des résines composites est différente en fonction de la profondeur de la restauration puisque la perméabilité dentinaire y est différente. Les résines composites placées dans le cadre du scellement des sillons sans élimination de matériau dentaire ne sont donc pas soumises à ce fluide puisque l'interface dent/matériau ne se situe pas dans la dentine mais dans l'émail.

3.1.4. Le fluide gastrique

En plus des fluides venant de l'environnement proche des restaurations, on note chez certains patients la présence dans la cavité buccale de fluides d'origine gastrique. Le rôle de la sécrétion gastrique est de solubiliser les aliments grâce à l'acide chlorhydrique, de débiter la digestion protéique grâce à la pepsine, et de fournir le facteur intrinsèque qui est indispensable à l'absorption de la vitamine B12 dans l'iléon. La sécrétion gastrique est une solution isotonique composée d'eau, de chlorure de potassium (KCL), de chlorure de sodium (NaCl) et d'acide chlorhydrique (HCl), auxquels s'ajoutent différentes protéines et glycoprotéines qui constituent le mucus. Son volume est compris entre 2 et 3 litres par 24 heures, avec des pics de sécrétion au moment des repas. En dehors de la période postprandiale, la sécrétion est estimée à 10 % de sa sécrétion maximale et elle suit des variations nyctémérales, avec un minimum au cours de la nuit (Lemann, Jian et Matuchansky, 2001). Toutefois, du fait de l'absence d'aliments jouant le rôle de tampon dans l'estomac, l'acidité intragastrique à jeun est élevée, avec un pH proche de 2, atteignant à certains moments 1 (Lemann, Jian et Matuchansky, 2001).

3.1.4.1 Le reflux gastro-oesophagien

Chez le sujet sain, ces sécrétions gastriques sont maintenues dans l'estomac grâce au sphincter inférieur de l'œsophage. Toutefois, chez le sujet atteint de reflux gastro-oesophagien, l'incompétence de ce sphincter permet aux acidités gastriques de remonter le long de l'œsophage, ce qui provoque certaines lésions et irritations des muqueuses. Le reflux gastro-oesophagien se traduit par un pyrosis qui dans sa forme typique associe des brûlures ascendantes rétrostrénales et l'arrivée dans la bouche d'un liquide brûlant et acide (Barbier, Cellier et Landi, 1997). Ces régurgitations provoquent alors une chute du pH des muqueuses buccales (Aframian, Ofir et Benoliel, 2010), une acidification de la salive et de tout l'environnement des résines composites.

3.1.4.2. L'anorexie et la boulimie

Par ailleurs, les sujets atteints d'anorexie ou de boulimie présentent eux aussi une acidification de l'environnement buccal causée par des liquides d'origine gastrique. Les larges plages d'érosions dentaires chez ces patients en sont la preuve. Si ces acidités sont néfastes pour les dents, il serait tout à fait intéressant d'observer leurs effets sur les restaurations dentaires utilisant des résines composites.

3.2. Les fluides extrinsèques

En plus des fluides produits par l'organisme, il existe des fluides d'origine extrinsèque qui vont eux aussi être amenés à côtoyer les résines composites.

3.2.1. L'alimentation

Comme nous le savons, l'alimentation joue un rôle capital dans l'apparition des lésions carieuses. En effet, l'apport de carbohydrates fermentescibles va entraîner en présence de bactéries cariogènes une acidification du milieu. Les bactéries cariogènes comme *Streptococcus mutans* ont la particularité d'être acido-tolérantes (survivant en milieu acide), aciduriques (se développant préférentiellement en milieu acide) et acidogènes (produisant des acides) (Lasfargues et Colon, 2010). Elles présentent une capacité à transporter les sucres fermentables dans leur cytoplasme et à les convertir en acides, y compris lorsque ces sucres sont en faible concentration. C'est le cas des *S. mutans* qui possèdent plusieurs systèmes enzymatiques ayant une haute affinité pour les sucres, dont en particulier le PEP-PTS (phospho-énol-pyruvate phospho-transférase système) (Loesche, 1986). Même dans des conditions environnementales extrêmes comme un pH très acide, ces bactéries ont la capacité à entretenir le métabolisme des sucres. Ainsi, les streptocoques et les lactobacilles non seulement sont viables pendant de très longues périodes à des pH bas mais préfèrent même, pour leur croissance et leur

métabolisme, un environnement acide. Ce comportement est dû au fait que ces bactéries disposent d'une pompe à protons qui maintient un environnement intracellulaire favorable en milieu acide, au fait qu'elles possèdent des enzymes préférentiellement activables à pH acide, et qu'elles ont la capacité de production de protéines en réponse au « stress acide » (Loesche, 1986). Ainsi, nous comprenons très facilement pourquoi l'apport de sucres par l'alimentation va engendrer une acidification cyclique du milieu en présence de bactéries cariogènes.

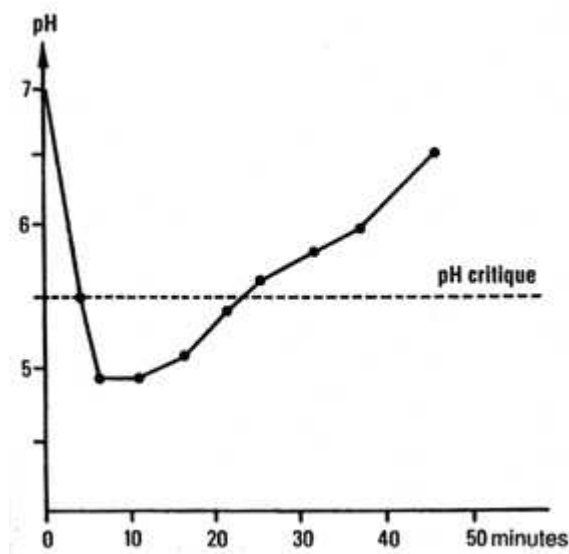


Figure 17 : représentation de la baisse de pH après rinçage buccal avec une solution de glucose à 10 % (d'après Stephan, source : [www.ohdg.com/Sante/Problemes Buccodentaires/Carie.aspx](http://www.ohdg.com/Sante/ProblemesBuccodentaires/Carie.aspx))

D'après cette courbe, immédiatement après un rinçage buccal de quelques minutes avec une solution de glucose à 10%, le pH de la plaque, dont la valeur initiale est de 6,5-7, tombe brutalement, en deux à trois minutes à la valeur de 5, c'est-à-dire en dessous de la valeur du pH critique de déminéralisation de l'hydroxyapatite qui est de 5,5. Cette baisse du pH dure environ 30 minutes et il faut attendre 40 minutes pour qu'il remonte à sa valeur initiale grâce au pouvoir tampon de la salive. Cette chute de pH est notamment expliquée par la production d'acide lactique par fermentation des hydrates de carbone comme le saccharose qui est le plus cariogène suivi par le glucose, le fructose, le galactose, le lactose et le maltose (Kaqueler et Le May, 1998). Le saccharose est, comme le lactose et le maltose, un disaccharide constitué de deux monosaccharides : le glucose et le fructose. Son poids moléculaire est faible ; ce qui le rend facilement et rapidement fermentescible

par les bactéries contrairement aux sucres lents qui présentent un fort poids moléculaire (Kaqueler et Le May, 1998). Cette production d'acides va certes engendrer une déminéralisation des structures dentaires mais elle va aussi conduire les résines composites à côtoyer un milieu bien particulier qui semble influencer sur la solubilité des matériaux de restauration (Nicholson et coll., 2003).

D'autre part, l'alimentation va jouer un rôle important de par sa nature même, sans impliquer la flore bactérienne. En effet, à chaque apport alimentaire et notamment à chaque boisson ingurgitée, les résines composites vont entrer en contact et vont être baignées par ce liquide. La nature et l'acidité de ces liquides vont là aussi importer sur le vieillissement des résines composites. Si l'effet néfaste dû à l'acidité de certains sodas est clairement démontré sur les tissus dentaires, peu d'études s'intéressent à leur action sur les résines composites. Or, les colorations des interfaces matériau/dent lors des prises répétées de café ou de thé sont bien la preuve de l'impact qu'ont les boissons sur le vieillissement des résines composites.

4. Etude de l'absorption et de la solubilité de résines composites fluides et ultrafluides

4. Etude expérimentale du comportement de différentes résines fluides et ultrafluides en milieu hydrique

4.1. Introduction-Problématique

Depuis 1996, date d'arrivée sur le marché des matériaux dentaires des résines composites fluides, leur utilisation n'a cessé de croître. De par leur nature, ces résines de nouvelle génération sont indiquées dans les restaurations cervicales de classe V, dans la mise en place de *liners* en fond de cavité (substituts dentinaires), dans l'obturation de très petites cavités dans le cadre de la microdentisterie, dans le comblement de contre dépouilles, dans le collage de brackets orthodontiques ou encore dans le scellement des puits et fissures. Pour remplir pleinement leur cahier des charges, ces matériaux sont amenés à rester en place un maximum de temps afin de protéger et isoler les tissus dentaires minéralisés sous-jacents. Le taux de réussite en termes de prévention de la carie dentaire des scellements des puits et fissures va en effet dépendre de la rétention et de la pérennité du matériau (Aguilar et coll., 2007). Cependant, une fois déposés à la surface de la dent, ces matériaux vont être soumis à de nombreuses contraintes mécaniques, chimiques et physiques (Lasfargues et Colon, 2010). Dans l'environnement oral, les matériaux de restaurations dentaires vont être amenés à côtoyer constamment de nombreux fluides de diverses origines comme la salive, le fluide gingival, le fluide dentinaire, les fluides d'origine alimentaire ou encore le fluide gastrique dans certaines situations pathologiques. Face à cet environnement très complexe, les résines composites de même que les systèmes adhésifs sont susceptibles de se dégrader par hydrolyse. Cette dégradation va se traduire par une diminution de la résistance mécanique du matériau, une baisse des valeurs d'adhésion pour les systèmes adhésifs ainsi que par la libération de différentes espèces chimiques potentiellement nocives. L'absorption d'eau pourrait induire en théorie une expansion volumétrique allant dans le sens de la compensation de la contraction initiale de prise et donc de l'augmentation de l'étanchéité à l'interface (Feilzer et coll, 1990 ; Kanchanasavita et coll., 1997 ; Huang et coll., 2002). Or, une expansion trop importante dépassant en valeur absolue la variation dimensionnelle engendrée par le retrait de polymérisation peut aboutir à une contrainte d'expansion nuisible au matériau et aux tissus

dentaires adjacents (Feilzer et coll., 1995). De plus, l'absorption d'eau affecte les propriétés mécaniques du matériau en diminuant notamment sa résistance à l'usure, à la flexion et son module d'élasticité (Oysaed et Ruyter, 1986b ; Ferracane et coll., 1987 ; Cattani-Lorente et coll., 1999 ; Ortengren et coll., 2000) pouvant entraver ainsi la qualité du joint marginal.

Par ailleurs, la conversion des monomères en réseau de polymères n'est jamais totale. Les conditions de polymérisation telles que la pression atmosphérique, la température buccale ou encore la courte durée de polymérisation ne permettent pas de dépasser des taux de conversion d'environ 60 % (Schneider et coll., 2008). Cela sous-entend que des espèces chimiques sont susceptibles d'être libérées par le matériau dans son environnement soulevant le problème de la biocompatibilité des produits d'obturation dentaires (Oysaed et coll., 1986a ; Ferracane, 1994 ; Geurtsen, 1998 ; Hamid et coll., 1998 ; Geurtsen et coll., 1998 ; Polydorou et coll., 2007). Des monomères résiduels (Tanaka et coll., 1991 ; Palmer et coll., 1999 ; Ortengren et coll., 2000 ; Sideriou et coll., 2003), des charges (Söderholm, 1990), des activateurs et des inhibiteurs de polymérisation (Rathburn et coll., 1991) ou encore des produits de dégradation tel que du formaldéhyde (Oysaed et coll., 1986) ou de l'acide méthacrylique (Munksgaard et Freund, 1990) ont été identifiés comme pouvant filtrer à partir de matériaux à base de résine. Ces divers composants sont potentiellement agressifs pour les tissus environnants : leur cytotoxicité sur des fibroblastes (Geurtsen, 1998 ; Moharamzadeh et coll., 2007) ou sur des odontoblastes (Mac Dougall, 1997) ainsi que leurs effets allergènes, mutagènes ou génotoxiques ont été rapportés dans la littérature (Stanley, 1992 ; Heil et coll., 1996 ; Söderholm et coll., 1999 ; Darmani et coll., 2006 ; Samuelsen, 2008 ; Knezevic et coll., 2008). Ainsi les monomères résiduels sont mis en cause dans l'apparition des lésions lichénoïdes, de phénomènes inflammatoires au niveau pulpaire et gingival ainsi que dans des phénomènes d'allergie (Schmalz et coll., 2008). Si ces données sont vérifiées au niveau des composites de viscosité moyenne, elles semblent être encore plus vraies en ce qui concerne les résines fluides et ultrafluides. La fluidité de ces matériaux n'est en effet pas obtenue sans modification de leur composition. Ainsi ces résines présentent soit un taux de charge diminué soit une augmentation des contrôleurs de viscosité, voire les deux. Ces caractéristiques pourraient affecter leur capacité à absorber et à se solubiliser en milieu hydrique.

D'autre part, l'environnement buccal est sans cesse soumis à des variations de pH. En présence de carbohydrates, les bactéries cariogènes vont en effet produire des acides tel que l'acide lactique et vont provoquer une acidification du milieu tout comme certains aliments de par leur caractère naturellement acide. De plus, certaines pathologies comme les reflux gastro-oesophagiens ou encore l'anorexie-boulimie vont elles aussi amener les restaurations composites à côtoyer un milieu très acide. Or d'après la littérature, les propriétés de certains matériaux dentaires à base de résine semblent être influencées par l'acidité de leur milieu environnant, notamment en ce qui concerne leur absorption d'eau et leur solubilité (Nicholson et coll., 2003 ; Prakki et coll., 2004).

Ainsi le but de cette étude est tout d'abord d'évaluer l'absorption et la solubilité par mesure des différentiels de masse après un séjour dans l'eau distillée pour différents matériaux d'obturation [deux résines fluides « flow » et deux résines de scellements de puits et fissures (sealants)]. Pour se faire, le protocole ISO 4049, s'il n'est pas exempt de critiques (Mortier et coll., 2005), apparaît comme un protocole permettant par la suite des comparaisons inter-études. Parallèlement à ce travail, la même expérimentation est menée en milieu acide (acide lactique à 0,01M) avec pour objectif de rapprocher les conditions expérimentales de celles de la clinique. Ainsi pour quantifier l'effet de différents acides sur la résine, nous plaçons en immersion les échantillons dans des solutions de pH différents pouvant être rencontrées dans le milieu buccal comme l'acide lactique, l'acide citrique, le Coca Cola® et la salive artificielle. Néanmoins, d'après Nicholson, l'acidité des solutions d'immersion serait rapidement tamponnée en présence d'un échantillon de matériau. Ainsi, pour éviter cet éventuel biais, nous changerons le milieu d'immersion chaque jour pour garantir la constance des pH de ces solutions. Si ce dernier protocole s'écarte légèrement du protocole ISO 4049, il nous permettra cependant d'analyser plus justement l'effet de l'acide sur les résines composites. Ainsi grâce à ces résultats, nous pourrons tenter d'évaluer la plus ou moins bonne aptitude de ces différents matériaux à remplir le cahier des charges pour lequel ils sont prévus en termes d'absorption et de solubilité.

4.2. Matériels et méthodes

□ Le matériel utilisé est :

- Un moule en poly-tétra-fluoro-éthylène (PTFE) dont les dimensions internes sont de 15 ± 1 mm de diamètre et $1 \pm 0,1$ mm d'épaisseur (fabriqué sur mesure par Loraplast®, Essey lès Nancy, France) (cf. figure1)
- Une plaque en polyméthacrylate (Plexiglas®) d'environ 0,5 mm d'épaisseur
- Deux plaques métalliques de dimensions supérieures à celle du moule
- Un serre-joint
- Une lampe à photopolymériser (lampe LED 3M Elipar Freelight 2 de 1000 mW.cm^{-2})
- Une étuve (Firlabo®, France)
- Du gel de silice (granulés de 2 à 5 mm avec indicateur de saturation, Silicagel®, Prolabo, Rhône Poulenc, France) conservé dans un four à 150°C
- Une balance électronique d'une précision au $10^{\text{ème}}$ de milligramme (Denver Instrument M-120®, Denver Instr. Co., USA)
- Un pied à coulisse électronique précis au $100^{\text{ème}}$ de millimètre (FACOM® 1300, norme DIN 862, identification 281747)
- Un pH-mètre servant à vérifier le pH des différentes solutions (HANNA instruments pHel, modèle HI 98201, Tannerie, France)
- De l'eau distillée (eau distillée 5 fois, lot 51670 Stalabo Coopération Pharmaceutique Française®, pH=5,9)
- Solution d'acide lactique 0,01 M (Préparation du Docteur Gilles Chabrier, Bruyères, France, lot n°10003, pH=2,95)
- Solution d'acide citrique (40% acide citrique et 60% eau, Klar-AlmanaWin GmbH, Winterbach, Allemagne, lot n°102322, pH=1,1)
- Salive artificielle d'après la formule de Fusayama (Pharmacie Flak, PARIS, lot n°119193, pH=5,3)
- Coca Cola®, The Coca Cola company (lot n°355DK404 : 28, pH=2,3)

- Cinq matériaux d'obturation dont les compositions ci-dessous sont issues des notices d'utilisations :

Tableau 1 : description des matériaux utilisés

Matériaux utilisés*				
Nom commercial	Laboratoire	Composition	Teinte	Lot
Filtek Suprem XTE® (FLO)	3M ESPE™ (St.Paul, U.S.A)	Monomères : BisGMA, TEGDMA, résines procrylates Charges : (65 % du poids, 46 % du volume) trifluorure d'ytterbium (0,1 à 5,0 µm), silice à surface modifiée non agglomérée/non agrégée (20 nm et 75 nm), agrégat zircone/silice (0,6 à 10 µm)	A3	191173
Clinpro Sealant® (CLI)	3M ESPE™ (St.Paul, U.S.A)	Monomères : BisGMA, TEGDMA Non chargé Libère des ions fluorures	-	193843
Grandio Flow® (GRF)	VOCO™ (Cuxhaven, Germany)	Monomères : BisGMA, TEGDMA, HEDMA Charges : (80 % du poids, 65 % du volume) charges inorganiques	A3	0940049
Grandio Seal® (GRS)	VOCO™ (Cuxhaven, Germany)	Monomères : BisGMA, TEGDMA Charges : (70 % de la masse) charges inorganiques Libère des ions fluorures	-	0937405
Bis-GMA=Bis phénol A-Glycidyl Méthacrylate HEDMA= hydroxyethyl diméthacrylate TEGDMA= triéthylène glycol diméthacrylate				

*les compositions sont issues des notices d'utilisation des laboratoires 3M ESPE™ et VOCO™

□ Cinq lots de 5 disques de chaque matériau chacun sont confectionnés selon le protocole suivant : (cf. figure 16)

- Le moule est rempli de matériau légèrement en excès
- La plaque de polyméthacrylate est positionnée sur le moule au contact du matériau
- Une plaque métallique est placée sur la plaque de polyméthacrylate, l'autre sous la face inférieure du moule
- L'ensemble est serré à l'aide du serre-joint afin de faire fuser l'excédent
- Les plaques métalliques sont ôtées, une première polymérisation de 40 secondes est effectuée au centre du disque
- La plaque de polyméthacrylate est enlevée, une polymérisation de 160 secondes en 8 points différents (soit 8 x 20 secondes) est effectuée (cf. figure 17)
- Le disque de matériau est démoulé, la face non exposée à l'irradiation lumineuse est polymérisée selon le même protocole
- Les excédents de matériaux sont supprimés délicatement à l'aide d'une lame n°15 puis les bords du disque sont légèrement polis à la main avec un papier abrasif d'une granulométrie de 15µm (P1200 ISO 6344)

□ Les disques sont soumis à une dessiccation afin de déterminer leur masse **M1** selon le protocole suivant :

- Les disques sont placés dans un dessiccateur accompagnés de gel de silice préalablement sorti du four
- Le tout est stocké dans une étuve à $37 \pm 1^\circ\text{C}$
- Tous les 7 jours, les disques sont pesés : pour cela ils sont préalablement sortis de l'étuve et placés dans un second dessiccateur avec des grains de silice dans une étuve à $23 \pm 1^\circ\text{C}$ deux heures avant la pesée
- Cette procédure est menée tous les 7 jours jusqu'à ce que la masse demeure constante d'une semaine sur l'autre à $\pm 1\mu\text{g}$ près
- Au 35^{ème} jour de dessiccation (5 semaines), la masse demeurant constante est notée **M1**

- Les disques sont mesurés avec le pied à coulisse électronique ; le diamètre estimé (DIAM M) est la moyenne de deux diamètres mesurés en deux directions différentes (midi / 6 heures et 9 heures / 3 heures) ; l'épaisseur estimée (EP M) est la moyenne de 5 mesures en cinq points différents (au centre du disque, à midi, à 3, 6 et 9 heures) (cf. figure 17) ; le volume **V** en mm³ de chaque disque est déterminé par la formule $[(\text{DIAM M})/2]^2 \times \pi \times (\text{EP M})$

□ Cinq disques de chacun des matériaux sont placés dans l'eau distillée, une deuxième série est placée dans la salive artificielle, une troisième dans l'acide lactique, une quatrième dans l'acide citrique et enfin une cinquième dans le Coca Cola®. Le pH de ces solutions est vérifié auparavant avec le pH-mètre. Le milieu d'immersion est changé chaque jour pour garantir la constance du pH. Cette immersion dure une semaine dans l'étuve à 37°C. Au bout d'une semaine, leur masse **M2** peut être déterminée selon le protocole suivant :

- Les disques sont immergés dans l'eau distillée, dans la salive artificielle, dans l'acide lactique, dans l'acide citrique ou encore dans le Coca Cola® dans des cubes d'immersion de 30/30/20 mm (l/L/h)
- Après 7 jours, les disques sont sortis des différents milieux d'immersion, rincés brièvement à l'eau, légèrement tamponnés avec du papier absorbant et agités 15 secondes dans l'air puis immédiatement pesés
- A l'issue des 7 jours, la masse **M2** est déterminée

□ Les disques sont à nouveau soumis à dessiccation selon le même protocole que celui utilisé pour déterminer M1. Au bout de 35 jours, la masse constante **M3** est relevée

□ L'absorption est calculée pour chacun des disques en µg.mm⁻³ avec la formule :

$$\text{Absorption} = (\mathbf{M2} - \mathbf{M3}) / \mathbf{V}$$

□ La solubilité de chaque disque est calculée en µg.mm⁻³ avec la formule :

$$\text{Solubilité} = (\mathbf{M1} - \mathbf{M3}) / \mathbf{V}$$

□ Les résultats sont analysés statistiquement à l'aide du test non paramétrique de Kruskal- Wallis suivi de tests *t* de comparaison multiple ajustés par Bonferroni.

Figure 18 : moule en PTFE (Téflon®) de 50mm de diamètre au total, en son centre un cylindre creusé de 15mm de diamètre et de 1mm de profondeur

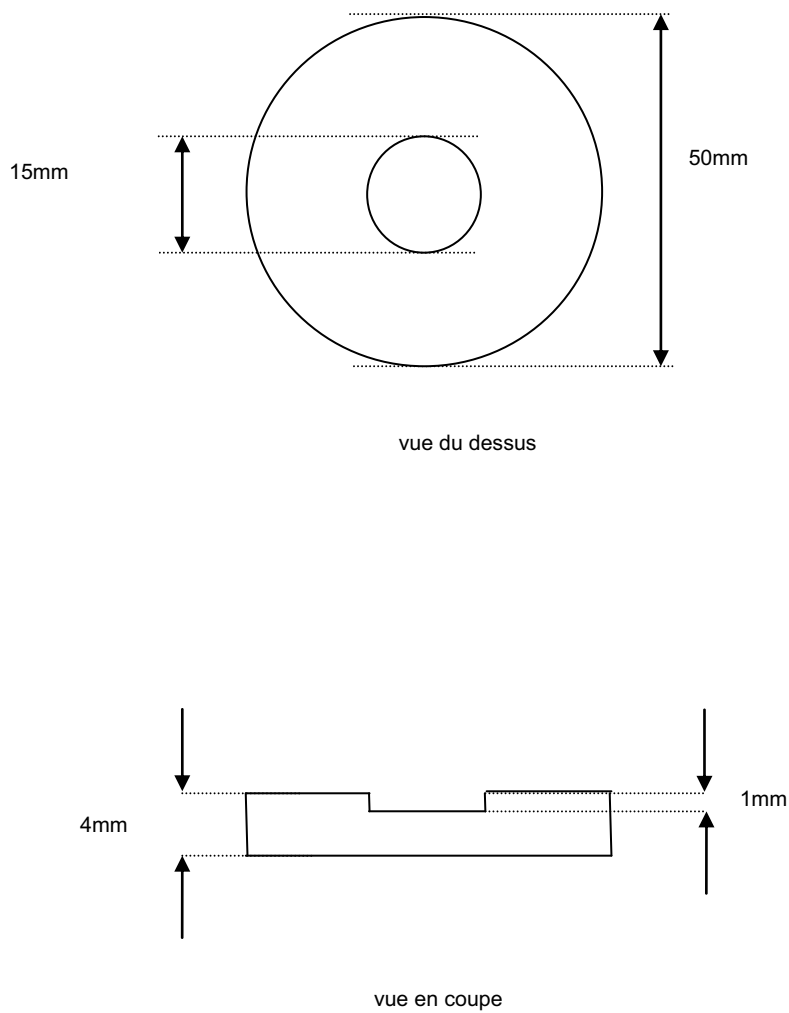


Figure 19 : représentation schématique du matériel utilisé pour la réalisation des disques de matériaux (2) à l'aide du moule en PTFE (1) surmonté d'une plaque en polyméthacrylate (3) et entouré de deux plaques métalliques (4), le tout serré grâce à un serre-joint (5) permettant de faire fuser l'excédent de matériau.

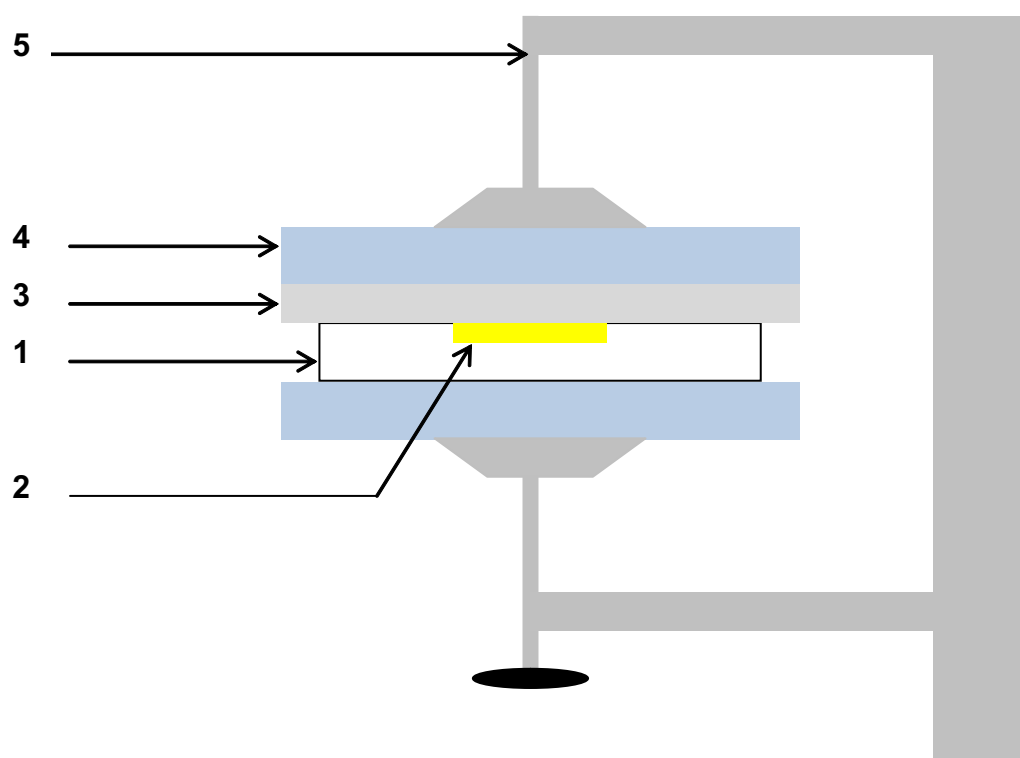
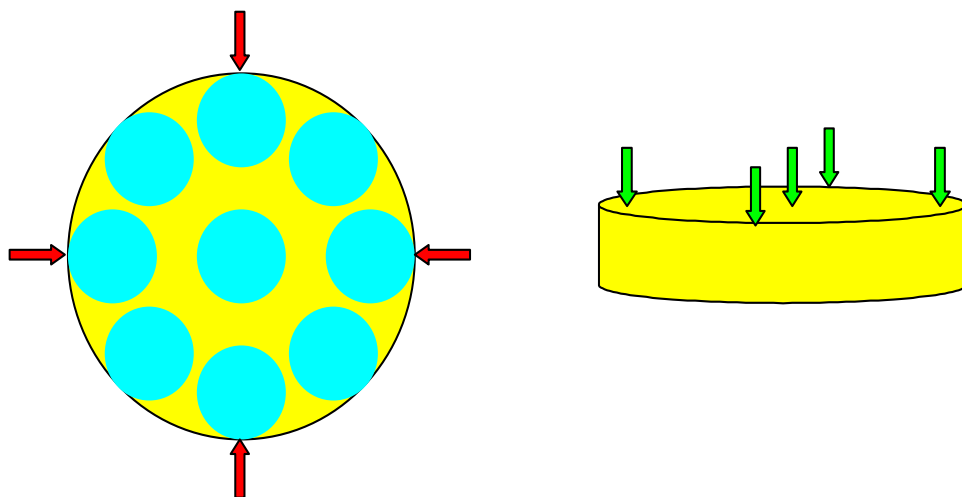


Figure 20 : les zones bleues correspondent aux 9 zones de polymérisation par face, les flèches rouges montrent les 2 mesures du diamètre du disque et les flèches vertes les 5 localisations des mesures d'épaisseur



4.3. Résultats

Les résultats de nos mesures sont présentés dans les tableaux ci-dessous.

En bleu clair correspondent les tableaux des échantillons qui seront en immersion dans l'eau.

En bleu foncé correspondent les tableaux des échantillons qui seront en immersion dans la salive.

En jaune correspondent les tableaux des échantillons qui seront en immersion dans l'acide lactique.

En vert correspondent les tableaux des échantillons qui seront en immersion dans l'acide citrique.

En rouge correspondent les tableaux des échantillons qui seront en immersion dans le Coca Cola®.

Tableau 2 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans l'eau distillée)

Matériau	1 ^{ère} dessiccation à 37°C (g) eau					
	30/11/2010	07/12/2010	14/12/2010	21/12/2010	28/12/2010	05/01/2011
	J0	J7	J14	J21	J28	J35
FLO1	0,32420	0,32328	0,32317	0,32319	0,32311	0,32312
FLO2	0,31440	0,31369	0,31358	0,31364	0,31354	0,31355
FLO3	0,31277	0,31177	0,31157	0,31161	0,31115	0,31148
FLO4	0,31823	0,31760	0,31738	0,31740	0,31728	0,31735
FLO5	0,31381	0,31281	0,31264	0,31264	0,31249	0,31246
CLI1	0,21272	0,21168	0,21153	0,21164	0,21115	0,21143
CLI2	0,21348	0,21249	0,21233	0,21236	0,21224	0,21213
CLI3	0,20079	0,19977	0,19963	0,19965	0,19956	0,19959
CLI4	0,21600	0,21512	0,21493	0,21494	0,21483	0,21489
CLI5	0,20284	0,20191	0,20176	0,20175	0,20164	0,20168
GRF1	0,35884	0,35794	0,35788	0,35770	0,35778	0,35770
GRF2	0,36438	0,36343	0,36341	0,36327	0,36330	0,36318
GRF3	0,35668	0,35546	0,35534	0,35508	0,33515	0,35498
GRF4	0,35718	0,35632	0,35627	0,35607	0,35615	0,35601
GRF5	0,35079	0,34988	0,34981	0,34958	0,34963	0,34942
GRS1	0,32680	0,32587	0,32582	0,32569	0,32568	0,32555
GRS2	0,32028	0,30975	0,30969	0,30955	0,30946	0,30946
GRS3	0,33067	0,33227	0,33213	0,33196	0,33184	0,33180
GRS4	0,31940	0,31800	0,31789	0,31780	0,31767	0,31760
GRS5	0,32704	0,32599	0,32590	0,32574	0,32563	0,32552

Tableau 3 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans la salive)

Matériau	1 ^{ère} dessiccation à 37°C (g) salive					
	30/11/2010	07/12/2010	14/12/2010	21/12/2010	28/12/2010	05/01/2011
	J0	J7	J14	J21	J28	J35
FLO1	0,32754	0,32702	0,32691	0,32705	0,32677	0,32655
FLO2	0,31320	0,31254	0,31249	0,31267	0,31242	0,31230
FLO3	0,30814	0,30761	0,30757	0,30767	0,30743	0,30721
FLO4	0,31979	0,31903	0,31891	0,31898	0,31876	0,31858
FLO5	0,32757	0,32692	0,32685	0,32694	0,32673	0,32651
CLI1	0,21593	0,21490	0,21480	0,21487	0,21465	0,21474
CLI2	0,21064	0,20692	0,20951	0,20962	0,20950	0,20953
CLI3	0,21636	0,21545	0,21537	0,21531	0,21509	0,21514
CLI4	0,21353	0,21210	0,21198	0,21205	0,21190	0,21198
CLI5	0,21770	0,21605	0,21583	0,21585	0,21553	0,21568
GRF1	0,35574	0,35502	0,35484	0,35473	0,3546	0,35465
GRF2	0,36839	0,36747	0,36731	0,36713	0,36698	0,36702
GRF3	0,35855	0,35786	0,35773	0,35761	0,31760	0,35758
GRF4	0,35723	0,35650	0,35638	0,35618	0,35606	0,35615
GRF5	0,34702	0,34622	0,34607	0,34592	0,34575	0,34595
GRS1	0,30948	0,30853	0,30853	0,30853	0,30843	0,30814
GRS2	0,31025	0,30923	0,30918	0,30920	0,30917	0,30876
GRS3	0,31468	0,31382	0,31377	0,31377	0,31359	0,31328
GRS4	0,32717	0,32598	0,32596	0,32596	0,32584	0,32552
GRS5	0,31962	0,31849	0,31848	0,31848	0,31828	0,31807

Tableau 4 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans l'acide lactique)

Matériau	1 ^{ère} dessiccation à 37°C (g) acide lactique					
	30/11/2010	07/12/2010	14/12/2010	21/12/2010	28/12/2010	05/01/2011
	J0	J7	J14	J21	J28	J35
FLO1	0,31381	0,31338	0,31309	0,31330	0,31320	0,31321
FLO2	0,32120	0,32376	0,32349	0,32370	0,32354	0,32353
FLO3	0,31465	0,31426	0,31400	0,31412	0,31395	0,31394
FLO4	0,32451	0,32408	0,32382	0,32394	0,32379	0,32374
FLO5	0,30305	0,30273	0,30247	0,30255	0,30238	0,30238
CLI1	0,21456	0,21385	0,21365	0,21372	0,21367	0,21351
CLI2	0,21037	0,20965	0,20938	0,20939	0,20936	0,20924
CLI3	0,21648	0,21563	0,21536	0,21556	0,21536	0,21527
CLI4	0,21687	0,21613	0,21587	0,21615	0,21599	0,21588
CLI5	0,21061	0,20999	0,20975	0,20989	0,20965	0,20949
GRF1	0,34444	0,34381	0,34376	0,34365	0,34350	0,34339
GRF2	0,36152	0,36100	0,36095	0,36089	0,36078	0,36063
GRF3	0,36872	0,36808	0,36800	0,36792	0,36782	0,36762
GRF4	0,36990	0,36898	0,36886	0,36875	0,36859	0,36837
GRF5	0,36414	0,36351	0,36347	0,36340	0,36330	0,36315
GRS1	0,32406	0,32316	0,30898	0,32300	0,32290	0,32276
GRS2	0,31072	0,30995	0,31894	0,30984	0,30975	0,30972
GRS3	0,32524	0,32454	0,32394	0,32437	0,32417	0,32414
GRS4	0,32777	0,32703	0,32050	0,32682	0,32660	0,32654
GRS5	0,30729	0,30648	0,30940	0,30624	0,30610	0,30602

Tableau 5 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
(échantillons destinés à une immersion dans l'acide citrique)

Matériau	1 ^{ère} dessiccation à 37°C (g) acide citrique					
	30/11/2010	07/12/2010	14/12/2010	21/12/2010	28/12/2010	05/01/2011
	J0	J7	J14	J21	J28	J35
FLO1	0,30410	0,30373	0,30343	0,30357	0,3035	0,30339
FLO2	0,31155	0,31085	0,31056	0,31078	0,31062	0,31062
FLO3	0,30848	0,30820	0,30793	0,30808	0,30793	0,30793
FLO4	0,31643	0,31607	0,31575	0,31590	0,31580	0,31571
FLO5	0,30629	0,30595	0,30574	0,30590	0,30580	0,30570
CLI1	0,21477	0,21394	0,21374	0,21378	0,21359	0,21351
CLI2	0,20528	0,20393	0,20367	0,2038	0,20363	0,20357
CLI3	0,21509	0,21431	0,21410	0,21418	0,21409	0,21400
CLI4	0,21830	0,21758	0,21730	0,21742	0,21728	0,21716
CLI5	0,20923	0,20858	0,20830	0,20838	0,20825	0,20812
GRF1	0,36205	0,36124	0,36104	0,36086	0,36070	0,36049
GRF2	0,35644	0,35573	0,35553	0,35528	0,35510	0,35480
GRF3	0,37177	0,37103	0,37006	0,37088	0,37075	0,37061
GRF4	0,36260	0,36192	0,36182	0,36170	0,36155	0,36126
GRF5	0,36062	0,35988	0,35977	0,35960	0,35944	0,35925
GRS1	0,30828	0,30754	0,30741	0,30741	0,30717	0,30717
GRS2	0,30936	0,30848	0,30832	0,30832	0,30811	0,30810
GRS3	0,32380	0,32290	0,32276	0,32276	0,32256	0,32254
GRS4	0,31442	0,31348	0,31324	0,31327	0,31306	0,31302
GRS5	0,30909	0,30855	0,30839	0,30843	0,30826	0,30826

Tableau 6 : masses relevées au cours de la première dessiccation (g)
 (échantillons destinés à une immersion dans le Coca Cola®)

Matériau	1 ^{ère} dessiccation à 37°C (g) Coca Cola®					
	30/11/2010	07/12/2010	14/12/2010	21/12/2010	28/12/2010	05/01/2011
	J0	J7	J14	J21	J28	J35
FLO1	0,32597	0,32474	0,32503	0,32507	0,32497	0,32476
FLO2	0,30230	0,30143	0,30175	0,3018	0,30162	0,30141
FLO3	0,32874	0,32772	0,32790	0,32795	0,32778	0,32756
FLO4	0,32385	0,32309	0,32330	0,32338	0,32320	0,32301
FLO5	0,32129	0,32019	0,32040	0,32043	0,32025	0,31997
CLI1	0,20403	0,20325	0,20317	0,2032	0,20306	0,20284
CLI2	0,20200	0,20133	0,20124	0,20126	0,20116	0,20100
CLI3	0,19796	0,19678	0,19666	0,19669	0,19650	0,19636
CLI4	0,20628	0,20544	0,20538	0,20554	0,20515	0,20503
CLI5	0,21673	0,21589	0,21582	0,21598	0,21571	0,21552
GRF1	0,35790	0,35708	0,35693	0,35687	0,35660	0,35621
GRF2	0,34456	0,34387	0,34379	0,34374	0,34347	0,34328
GRF3	0,35564	0,35490	0,35488	0,35478	0,35454	0,35433
GRF4	0,34715	0,34646	0,3464	0,34628	0,34609	0,34594
GRF5	0,35318	0,35220	0,35201	0,35185	0,35160	0,35127
GRS1	0,30972	0,30876	0,30898	0,309	0,30886	0,30864
GRS2	0,32015	0,31879	0,31894	0,31894	0,31890	0,31856
GRS3	0,32470	0,32374	0,32394	0,32391	0,32377	0,32343
GRS4	0,32156	0,32042	0,3205	0,32046	0,32026	0,31999
GRS5	0,31018	0,30919	0,3094	0,30935	0,30922	0,30896

Tableau 7 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion dans l'eau distillée (mm³)

Matériau	Mesures des échantillons (mm) eau distillée									
	DIAM1	DIAM2	DIAM M	EP1	EP2	EP3	EP4	EP5	EP M	VOLUME
FLO1	15,01	15,06	15,04	1,12	1,16	1,13	1,00	1,05	1,09	193,87
FLO2	14,90	14,93	14,92	1,06	1,04	1,04	1,10	1,07	1,06	185,55
FLO3	15,12	15,05	15,09	1,03	1,08	1,18	1,05	1,08	1,08	193,74
FLO4	15,05	15,08	15,07	1,08	1,09	1,03	1,08	1,02	1,06	188,94
FLO5	15,00	15,03	15,02	1,05	1,12	1,02	1,06	1,11	1,07	189,82
CLI1	14,98	15,00	14,99	1,04	1,03	1,00	1,07	1,04	1,04	182,83
CLI2	14,91	14,95	14,93	1,03	1,01	1,02	1,04	1,02	1,02	179,27
CLI3	14,96	14,94	14,95	1,00	0,98	1,01	1,01	1,00	1,00	175,54
CLI4	14,96	14,99	14,98	0,99	0,97	1,13	1,01	1,08	1,04	182,47
CLI5	14,94	14,96	14,95	1,00	1,01	1,02	0,99	1,03	1,01	177,29
GRF1	15,00	15,03	15,02	1,15	1,05	1,08	1,04	1,05	1,07	190,17
GRF2	15,02	15,06	15,04	1,08	1,13	1,16	1,02	1,09	1,10	194,71
GRF3	14,98	14,94	14,96	1,08	1,07	1,06	1,12	1,09	1,08	190,54
GRF4	15,06	15,00	15,03	1,04	1,03	1,02	1,03	1,02	1,03	182,39
GRF5	15,05	15,04	15,05	1,08	1,03	1,01	1,08	1,09	1,06	188,09
GRS1	14,94	14,92	14,93	1,05	1,06	1,07	1,09	1,09	1,07	187,67
GRS2	14,97	14,90	14,94	0,95	0,98	0,98	0,99	0,98	0,98	170,98
GRS3	15,08	15,06	15,07	1,04	1,06	1,03	1,05	1,06	1,05	186,93
GRS4	14,94	14,98	14,96	1,07	1,02	1,05	1,01	1,01	1,03	181,40
GRS5	14,89	14,94	14,92	1,08	1,04	1,06	1,07	1,06	1,06	185,550

Tableau 8 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion dans la salive artificielle (mm³)

Matériau	Mesures des échantillons (mm) salive artificielle									
	DIAM1	DIAM2	DIAM M	EP1	EP2	EP3	EP4	EP5	EP M	VOLUME
FLO1	15,01	15,04	15,03	1,07	1,20	1,14	1,03	1,11	1,11	196,81
FLO2	14,96	14,97	14,97	1,21	1,05	1,05	1,02	1,26	1,12	196,65
FLO3	15,00	15,08	15,04	1,01	1,07	1,10	1,10	1,02	1,06	188,32
FLO4	15,00	15,08	15,04	1,06	1,09	1,06	1,14	1,07	1,08	192,58
FLO5	15,08	15,08	15,08	1,11	1,15	1,11	1,04	1,05	1,09	195,04
CLI1	14,88	14,88	14,88	1,07	1,05	1,04	1,03	1,04	1,05	181,90
CLI2	14,92	15,04	14,98	1,12	1,11	1,04	1,09	1,02	1,08	189,64
CLI3	14,87	14,89	14,88	1,12	1,07	1,07	1,05	1,05	1,07	186,42
CLI4	14,82	14,80	14,81	1,05	1,07	1,04	1,04	1,01	1,04	179,50
CLI5	14,88	14,90	14,89	1,12	1,11	1,08	1,04	1,02	1,07	187,02
GRF1	15,05	15,07	15,06	1,10	1,08	1,06	1,01	1,10	1,07	190,60
GRF2	15,11	15,13	15,12	1,10	1,06	1,06	1,06	1,08	1,07	192,48
GRF3	14,94	14,95	14,95	1,04	1,09	1,11	1,01	1,03	1,06	185,24
GRF4	15,04	15,00	15,02	1,12	1,16	1,15	1,00	1,11	1,11	196,32
GRF5	15,04	14,97	15,01	1,01	1,05	1,03	1,01	1,04	1,03	181,78
GRS1	14,99	15,02	15,01	1,03	1,05	1,02	1,00	1,03	1,03	181,43
GRS2	14,95	15,07	15,01	1,02	1,09	1,07	1,10	1,08	1,07	189,69
GRS3	15,02	14,99	15,01	1,04	1,06	1,07	1,03	1,02	1,04	184,61
GRS4	14,86	14,90	14,88	1,10	1,09	1,09	1,04	1,08	1,08	187,81
GRS5	15,02	15,10	15,06	1,12	1,11	1,10	1,12	1,01	1,09	194,52

Tableau 9 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion dans l'acide lactique (mm³)

Matériau	Mesures des échantillons (mm) acide lactique									
	DIAM1	DIAM2	DIAM M	EP1	EP2	EP3	EP4	EP5	EP M	VOLUME
FLO1	14,96	15,02	14,99	1,04	1,10	1,06	1,03	1,07	1,06	187,07
FLO2	15,05	15,07	15,06	1,15	1,20	1,13	1,15	1,14	1,15	205,56
FLO3	15,08	14,96	15,02	1,13	1,00	1,03	1,14	1,06	1,07	189,94
FLO4	15,07	15,11	15,09	1,02	1,13	1,12	1,04	1,08	1,08	192,79
FLO5	15,11	15,06	15,09	1,06	1,05	1,09	1,06	1,10	1,07	191,59
CLI1	14,85	14,85	14,85	1,05	1,05	1,04	1,04	1,05	1,05	181,17
CLI2	14,95	14,98	14,97	1,05	1,05	1,05	1,04	1,05	1,05	184,33
CLI3	14,96	14,97	14,97	1,16	1,13	1,03	1,05	1,12	1,10	193,13
CLI4	14,93	14,92	14,93	1,24	1,21	1,13	1,12	0,96	1,13	198,05
CLI5	15,11	15,05	15,08	1,03	1,04	1,04	1,05	1,02	1,04	185,03
GRF1	15,07	15,04	15,06	1,07	1,07	1,04	1,05	1,04	1,05	187,63
GRF2	15,02	15,03	15,03	1,08	1,12	1,12	1,13	1,11	1,11	197,16
GRF3	14,96	14,97	14,97	1,11	1,08	1,17	1,12	1,10	1,12	196,29
GRF4	15,01	14,97	14,99	1,13	1,13	1,09	1,12	1,09	1,11	196,24
GRF5	15,07	15,05	15,06	1,05	1,11	1,07	1,13	1,12	1,10	195,23
GRS1	14,97	14,95	14,96	1,07	1,06	1,05	1,10	1,07	1,07	188,08
GRS2	14,97	15,01	14,99	0,97	0,99	0,96	0,97	0,94	0,97	170,48
GRS3	15,07	15,03	15,05	1,07	1,07	1,05	1,06	1,06	1,06	188,92
GRS4	14,94	14,99	14,97	1,08	1,13	1,10	1,09	1,10	1,10	193,48
GRS5	14,96	14,97	14,97	1,06	1,04	1,08	1,08	1,07	1,07	187,50

Tableau 10 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion dans l'acide citrique (mm³)

Matériau	Mesures des échantillons (mm) acide citrique									
	DIAM1	DIAM2	DIAM M	EP1	EP2	EP3	EP4	EP5	EP M	VOLUME
FLO1	15,05	15,06	15,06	1,07	1,02	1,07	1,03	1,04	1,05	186,20
FLO2	15,04	15,02	15,03	1,04	1,09	1,12	1,06	1,09	1,08	191,62
FLO3	15,01	15,11	15,06	1,00	1,10	1,07	1,08	0,99	1,05	186,68
FLO4	14,99	15,11	15,05	1,02	1,13	1,07	1,06	1,05	1,07	189,64
FLO5	15,07	15,06	15,07	1,02	1,05	1,04	1,06	1,05	1,04	186,09
CLI1	14,95	15,01	14,98	1,06	1,08	1,07	1,05	1,07	1,07	187,88
CLI2	14,96	14,96	14,96	1,06	1,04	1,04	1,06	1,06	1,05	184,91
CLI3	14,96	14,94	14,95	1,03	1,11	1,10	1,16	1,14	1,11	194,50
CLI4	15,01	14,97	14,99	1,07	1,08	1,06	1,07	1,08	1,07	189,19
CLI5	14,90	14,94	14,92	1,05	1,02	1,04	1,06	1,05	1,04	182,53
GRF1	15,03	15,03	15,03	1,07	1,09	1,06	1,10	1,10	1,08	192,33
GRF2	15,00	15,03	15,02	1,12	1,09	1,10	1,10	1,10	1,10	195,13
GRF3	14,97	15,01	14,99	1,12	1,14	1,16	1,08	1,08	1,12	196,95
GRF4	15,01	15,00	15,01	1,07	1,11	1,12	1,07	1,06	1,09	192,04
GRF5	15,09	15,03	15,06	1,12	1,13	1,15	1,14	1,14	1,14	202,36
GRS1	15,04	14,99	15,02	1,05	1,02	1,06	1,07	1,02	1,04	184,86
GRS2	14,97	15,04	15,01	1,03	1,05	1,01	1,04	1,01	1,03	181,78
GRS3	14,95	14,94	14,95	1,06	1,05	1,02	1,03	1,06	1,04	183,14
GRS4	14,86	14,88	14,87	1,05	1,03	1,07	1,03	1,04	1,04	181,31
GRS5	15,05	15,02	15,04	1,02	1,02	1,01	1,02	1,04	1,02	181,45

Tableau 11 : détermination du volume des échantillons destinés à une immersion dans le Coca Cola® (mm³)

Matériau	Mesures des échantillons (mm) Coca Cola®									
	DIAM1	DIAM2	DIAM M	EP1	EP2	EP3	EP4	EP5	EP M	VOLUME
FLO1	15,06	15,06	15,06	1,08	1,13	1,17	1,06	1,19	1,13	200,58
FLO2	15,08	15,06	15,07	1,03	1,05	1,12	1,00	1,13	1,07	190,14
FLO3	15,13	15,17	15,15	1,23	1,18	1,22	1,00	1,22	1,17	210,91
FLO4	15,17	15,05	15,11	1,19	1,21	1,09	1,04	1,15	1,14	203,70
FLO5	14,98	14,95	14,97	1,10	1,08	1,05	1,08	1,06	1,07	188,91
CLI1	14,98	15,00	14,99	1,01	1,02	1,02	1,02	0,99	1,01	178,60
CLI2	14,97	14,96	14,97	1,01	1,01	1,01	0,98	1,02	1,01	176,95
CLI3	14,89	14,91	14,90	1,02	1,02	1,03	1,00	1,02	1,02	177,50
CLI4	15,00	15,00	15,00	1,02	1,00	1,03	1,03	0,99	1,01	179,19
CLI5	14,89	14,95	14,92	1,06	1,07	1,14	1,05	1,01	1,07	186,37
GRF1	14,97	15,01	14,99	1,09	1,03	1,03	1,03	1,06	1,05	184,95
GRF2	15,10	15,11	15,11	1,03	1,03	0,97	1,03	0,96	1,00	179,91
GRF3	15,05	15,03	15,04	1,05	1,10	1,11	1,01	1,08	1,07	190,09
GRF4	15,05	15,04	15,05	1,06	1,06	1,06	0,95	1,06	1,04	184,53
GRF5	15,00	15,02	15,01	1,10	1,03	1,03	1,01	1,07	1,05	185,44
GRS1	14,99	14,98	14,99	1,04	1,02	1,01	1,03	1,01	1,02	180,24
GRS2	14,98	14,94	14,96	1,04	1,04	1,05	1,02	1,04	1,04	182,45
GRS3	14,98	15,00	14,99	1,04	1,06	1,09	1,02	1,05	1,05	185,66
GRS4	15,00	14,95	14,98	1,06	1,05	1,04	1,01	1,04	1,04	183,17
GRS5	15,05	15,03	15,04	1,02	1,01	1,03	1,01	1,00	1,01	180,15

Tableau 12 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans l'eau distillée (g)

Matériau	Immersion dans l'eau (g)
	19/01/2011
	J7
FLO1	0,32677
FLO2	0,31707
FLO3	0,31493
FLO4	0,32122
FLO5	0,31584
CLI1	0,21856
CLI2	0,21817
CLI3	0,20565
CLI4	0,22152
CLI5	0,20785
GRF1	0,35925
GRF2	0,36480
GRF3	0,35638
GRF4	0,35771
GRF5	0,35092
GRS1	0,32874
GRS2	0,31278
GRS3	0,33471
GRS4	0,32075
GRS5	0,32865

Tableau 13 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans la salive artificielle (g)

Matériau	Immersion dans la salive (g)
	19/01/2011
	J7
FLO1	0,33094
FLO2	0,31629
FLO3	0,31097
FLO4	0,32259
FLO5	0,33075
CLI1	0,22167
CLI2	0,21666
CLI3	0,22192
CLI4	0,21851
CLI5	0,22242
GRF1	0,35624
GRF2	0,36849
GRF3	0,35926
GRF4	0,35766
GRF5	0,34745
GRS1	0,31075
GRS2	0,31177
GRS3	0,31655
GRS4	0,32888
GRS5	0,32181

Tableau 14 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans l'acide lactique (g)

Matériau	Immersion dans l'acide lactique (g)
	19/01/2011
	J7
FLO1	0,31688
FLO2	0,32707
FLO3	0,31762
FLO4	0,32751
FLO5	0,30583
CLI1	0,21911
CLI2	0,21535
CLI3	0,22204
CLI4	0,22297
CLI5	0,21491
GRF1	0,34533
GRF2	0,36213
GRF3	0,36889
GRF4	0,36936
GRF5	0,36463
GRS1	0,32589
GRS2	0,31278
GRS3	0,32738
GRS4	0,32931
GRS5	0,30772

Tableau 15 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans l'acide citrique (g)

Matériau	Immersion dans l'acide citrique (g)
	19/01/2011
	J7
FLO1	0,30620
FLO2	0,31395
FLO3	0,31125
FLO4	0,31864
FLO5	0,30885
CLI1	0,21867
CLI2	0,20923
CLI3	0,22070
CLI4	0,22239
CLI5	0,21376
GRF1	0,35608
GRF2	0,35038
GRF3	0,36976
GRF4	0,35904
GRF5	0,35653
GRS1	0,31033
GRS2	0,31055
GRS3	0,32246
GRS4	0,31525
GRS5	0,31153

Tableau 16 : masses relevées après la phase d'immersion de 7 jours dans le Coca Cola® (g)

Matériau	Immersion dans le Coca Cola (g)
	19/01/2011
	J7
FLO1	0,32854
FLO2	0,30478
FLO3	0,33096
FLO4	0,32664
FLO5	0,32362
CLI1	0,20896
CLI2	0,20663
CLI3	0,20157
CLI4	0,21068
CLI5	0,22215
GRF1	0,35703
GRF2	0,34415
GRF3	0,35560
GRF4	0,34690
GRF5	0,35190
GRS1	0,31205
GRS2	0,32143
GRS3	0,32664
GRS4	0,32229
GRS5	0,31198

Tableau 17 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g)
(échantillons ayant été placés dans l'eau distillée)

Matériau	2ème dessiccation à 37°C (g) eau distillée			
	26/01/2011	02/02/2011	09/02/2011	16/02/2011
	J7	J21	J28	J35
FLO1	0,32275	0,32244	0,32243	0,32250
FLO2	0,31330	0,31297	0,31299	0,31305
FLO3	0,31113	0,31085	0,31086	0,31094
FLO4	0,31736	0,31706	0,31704	0,31711
FLO5	0,31209	0,31180	0,31178	0,31187
CLI1	0,21055	0,21041	0,21058	0,21062
CLI2	0,21057	0,21041	0,21056	0,21062
CLI3	0,19857	0,19838	0,19857	0,19864
CLI4	0,21396	0,21379	0,21395	0,21400
CLI5	0,20074	0,20060	0,20079	0,20082
GRF1	0,35682	0,35671	0,35680	0,35676
GRF2	0,36251	0,36237	0,36244	0,36246
GRF3	0,35395	0,35382	0,35390	0,35395
GRF4	0,35537	0,35528	0,35539	0,35539
GRF5	0,34854	0,34846	0,34852	0,34854
GRS1	0,32368	0,32368	0,32359	0,32364
GRS2	0,30817	0,30810	0,30804	0,30812
GRS3	0,32985	0,32077	0,32976	0,32979
GRS4	0,31600	0,31593	0,31592	0,31595
GRS5	0,32376	0,32370	0,32366	0,32368

Tableau 18 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g)
(échantillons ayant été placés dans la salive artificielle)

Matériau	2ème dessiccation à 37°C (g) salive artificielle			
	26/01/2011	02/02/2011	09/02/2011	16/02/2011
	J7	J21	J28	J35
FLO1	0,32691	0,32658	0,32670	0,32670
FLO2	0,31250	0,31227	0,31237	0,31237
FLO3	0,30723	0,30699	0,30718	0,30715
FLO4	0,31865	0,31839	0,31852	0,31852
FLO5	0,32658	0,32639	0,32651	0,32655
CLI1	0,21402	0,21388	0,21404	0,21409
CLI2	0,20903	0,20887	0,20907	0,20910
CLI3	0,21429	0,21415	0,21438	0,21437
CLI4	0,21116	0,21098	0,21116	0,21120
CLI5	0,21475	0,21458	0,21478	0,21482
GRF1	0,35389	0,35383	0,35390	0,35387
GRF2	0,36594	0,36591	0,36601	0,36594
GRF3	0,35702	0,35694	0,35703	0,35701
GRF4	0,35551	0,54400	0,35552	0,35551
GRF5	0,34523	0,34518	0,34518	0,34516
GRS1	0,30584	0,30573	0,30572	0,30585
GRS2	0,30716	0,30700	0,30701	0,30713
GRS3	0,31180	0,31170	0,31170	0,31184
GRS4	0,32384	0,32371	0,32373	0,32387
GRS5	0,31682	0,31688	0,31672	0,31690

Tableau 19 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g)
(échantillons ayant été placés dans l'acide lactique)

Matériau	2ème dessiccation à 37°C (g) acide lactique			
	26/01/2011	02/02/2011	09/02/2011	16/02/2011
	J7	J21	J28	J35
FLO1	0,31323	0,31276	0,31285	0,31298
FLO2	0,32335	0,32288	0,32302	0,32310
FLO3	0,31379	0,31337	0,31347	0,31359
FLO4	0,32338	0,32295	0,32307	0,32320
FLO5	0,30233	0,30188	0,30201	0,30214
CLI1	0,21165	0,21160	0,21173	0,21171
CLI2	0,20813	0,20804	0,20809	0,20812
CLI3	0,21443	0,21436	0,21443	0,21449
CLI4	0,21524	0,21500	0,21507	0,21514
CLI5	0,20752	0,20746	0,20748	0,20757
GRF1	0,34220	0,34217	0,34215	0,34216
GRF2	0,36002	0,36002	0,35996	0,35999
GRF3	0,36660	0,36654	0,36649	0,36652
GRF4	0,36706	0,36707	0,36702	0,36702
GRF5	0,36231	0,36231	0,36229	0,36229
GRS1	0,32084	0,32076	0,32085	0,32097
GRS2	0,30805	0,30801	0,30803	0,30817
GRS3	0,32255	0,32240	0,32248	0,32260
GRS4	0,32463	0,32442	0,32307	0,32473
GRS5	0,30280	0,30258	0,30201	0,30280

Tableau 20 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g)
(échantillons ayant été placés dans l'acide citrique)

Matériau	2ème dessiccation à 37°C (g) acide citrique			
	26/01/2011	02/02/2011	09/02/2011	16/02/2011
	J7	J21	J28	J35
FLO1	0,30272	0,30225	0,30240	0,30253
FLO2	0,31042	0,30989	0,31008	0,31015
FLO3	0,30785	0,30735	0,30756	0,30761
FLO4	0,30524	0,31472	0,31495	0,31500
FLO5	0,30568	0,30523	0,30540	0,30546
CLI1	0,21230	0,21210	0,21228	0,21246
CLI2	0,20307	0,20288	0,20306	0,20326
CLI3	0,21367	0,21353	0,21367	0,21388
CLI4	0,21602	0,21577	0,21598	0,21619
CLI5	0,20755	0,20735	0,20758	0,20777
GRF1	0,35313	0,35292	0,35302	0,35312
GRF2	0,34660	0,34637	0,34654	0,34665
GRF3	0,36760	0,36744	0,36759	0,36771
GRF4	0,35676	0,35663	0,35675	0,35686
GRF5	0,35443	0,35426	0,35438	0,35448
GRS1	0,30660	0,30648	0,30663	0,30673
GRS2	0,30619	0,30599	0,30624	0,30625
GRS3	0,31813	0,31798	0,31823	0,31823
GRS4	0,31083	0,31064	0,31083	0,31088
GRS5	0,30735	0,30718	0,30736	0,30742

Tableau 21 : masses relevées au cours de la seconde dessiccation (g)
(échantillons ayant été placés dans le Coca Cola®)

Matériau	2ème dessiccation à 37°C (g) Coca Cola®			
	26/01/2011	02/02/2011	09/02/2011	16/02/2011
	J7	J21	J28	J35
FLO1	0,32482	0,32448	0,32456	0,32451
FLO2	0,30114	0,30080	0,30093	0,30086
FLO3	0,32710	0,32677	0,32687	0,32682
FLO4	0,32281	0,32247	0,32255	0,32251
FLO5	0,31986	0,31953	0,31960	0,31956
CLI1	0,20218	0,20202	0,20223	0,20211
CLI2	0,19997	0,19981	0,10003	0,19989
CLI3	0,19505	0,19489	0,19514	0,19496
CLI4	0,20375	0,20356	0,20382	0,20368
CLI5	0,21390	0,21368	0,21395	0,21381
GRF1	0,35481	0,35469	0,35481	0,35464
GRF2	0,34204	0,34194	0,34204	0,34190
GRF3	0,35316	0,35307	0,35314	0,35298
GRF4	0,34473	0,34463	0,34481	0,34462
GRF5	0,34967	0,34956	0,34974	0,34949
GRS1	0,30730	0,30719	0,30722	0,30724
GRS2	0,31681	0,31670	0,31675	0,31675
GRS3	0,32194	0,32180	0,32190	0,32187
GRS4	0,31735	0,31726	0,31736	0,31731
GRS5	0,30744	0,30739	0,30740	0,30739

Dans les tableaux 22 et 23 sont récapitulées les valeurs moyennes ($\pm$ écart-type) de l'absorption des différents matériaux dans les différents milieux.

Le test non paramétrique de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) indique des valeurs d'absorption selon le matériau significativement différentes dans leur ensemble.

Le test non paramétrique de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) indique des valeurs d'absorption selon le milieu significativement différentes dans leur ensemble.

Selon le matériau, les tests t multiples de comparaison ajustés par Bonferroni indiquent :

- pour CLI et GRS, l'absorption est significativement inférieure dans l'acide citrique sans différence significative dans les autres milieux ;
- pour GRF, il n'y a pas de différence significative d'absorption dans les différents milieux ;
- pour FLO, l'absorption est significativement supérieure dans l'eau que dans l'acide citrique sans différence significative dans les autres milieux.

Selon le milieu, les tests t multiples de comparaison ajustés par Bonferroni indiquent :

- dans l'acide citrique, il n'existe pas de différence significative d'absorption entre FLO et GRS, CLI absorbe significativement plus que tous les autres matériaux, GRF absorbe significativement moins que tous les autres matériaux ;
- dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée, dans la salive artificielle, CLI absorbe significativement plus que GRS qui absorbe significativement plus que FLO qui absorbe significativement plus que GRF.

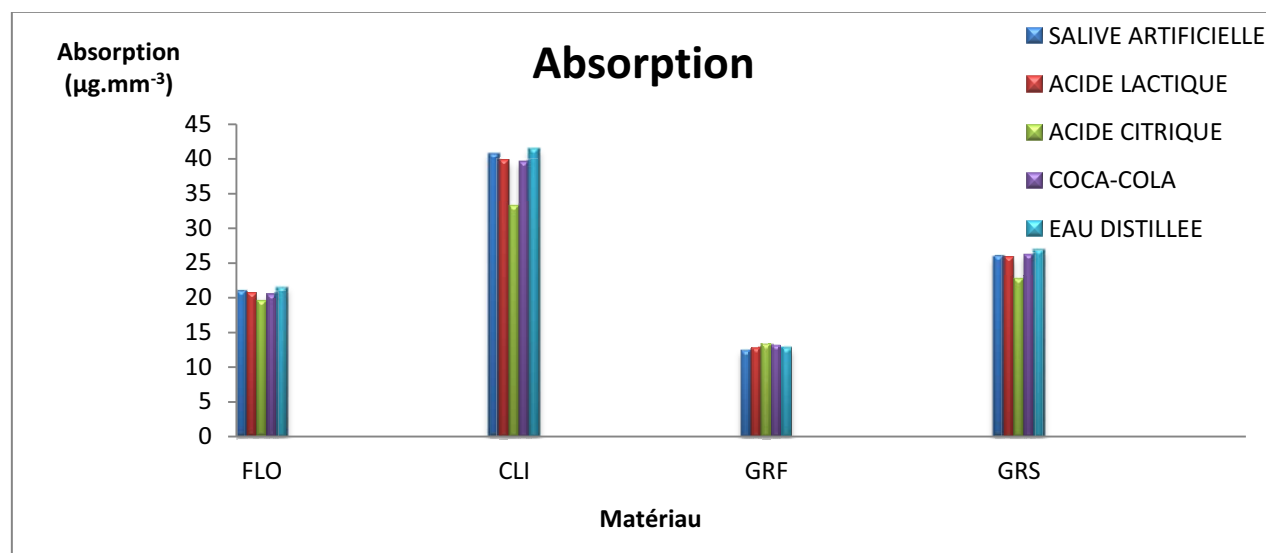
Tableau 22 : absorption moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents milieux pour un matériau donné

absorption moyenne en $\mu\text{g}.\text{mm}^{-3}$ ($\pm$ écart-type) des matériaux conservés dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle				
<i>Milieux</i>	CLI	FLO	GRF	GRS
Acide citrique	33,20 $\pm$ 1,08 ^a	19,29 $\pm$ 0,65 ^a	13,28 $\pm$ 3,88 ^a	22,60 $\pm$ 1,85 ^a
Acide lactique	39,67 $\pm$ 0,70 ^b	20,60 $\pm$ 1,32 ^{a,b}	12,75 $\pm$ 2,37 ^a	25,68 $\pm$ 1,28 ^b
Coca-Cola®	39,50 $\pm$ 3,01 ^b	20,42 $\pm$ 0,70 ^{a,b}	12,91 $\pm$ 0,56 ^a	26,14 $\pm$ 0,75 ^b
Eau distillée	41,27 $\pm$ 1,56 ^b	21,39 $\pm$ 0,61 ^b	12,65 $\pm$ 0,39 ^a	26,80 $\pm$ 0,42 ^b
Salive artificielle	40,68 $\pm$ 0,65 ^b	20,89 $\pm$ 0,74 ^{a,b}	12,28 $\pm$ 0,84 ^a	25,78 $\pm$ 1,05 ^b
dans <u>chaque colonne</u> les résultats avec le même exposant ne sont pas statistiquement différents				

Tableau 23 : absorption moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents matériaux pour un milieu donné

absorption moyenne en $\mu\text{g}.\text{mm}^{-3}$ ($\pm$ écart-type) des matériaux conservés dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle					
<i>Matériaux</i>	Acide citrique	Acide lactique	Coca-Cola®	Eau distillée	Salive artificielle
CLI	33,20 $\pm$ 1,08 ^a	39,67 $\pm$ 6,70 ^a	39,50 $\pm$ 3,01 ^a	41,27 $\pm$ 1,56 ^a	40,68 $\pm$ 0,65 ^a
FLO	19,29 $\pm$ 0,65 ^b	20,60 $\pm$ 1,32 ^b	20,42 $\pm$ 0,70 ^b	21,39 $\pm$ 0,61 ^b	20,89 $\pm$ 0,74 ^b
GRF	13,28 $\pm$ 3,88 ^c	12,75 $\pm$ 2,37 ^c	12,91 $\pm$ 0,56 ^c	12,65 $\pm$ 0,39 ^c	12,28 $\pm$ 0,84 ^c
GRS	22,60 $\pm$ 1,83 ^b	25,68 $\pm$ 1,28 ^d	26,14 $\pm$ 0,75 ^d	26,80 $\pm$ 0,42 ^d	25,78 $\pm$ 1,05 ^d
dans <u>chaque colonne</u> les résultats avec le même exposant ne sont pas statistiquement différents					

Figure 21 : histogramme de l'absorption dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle



Dans les tableaux 24 et 25 sont récapitulées les valeurs moyennes ($\pm$ écart-type) de la solubilité des différents matériaux dans les différents milieux.

Le tests non paramétrique de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) indique des valeurs de solubilité selon le matériau significativement différentes dans leur ensemble.

Le test non paramétrique de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) indique des valeurs d'absorption selon le milieu significativement différentes dans leur ensemble.

Selon le matériau, les tests t multiples de comparaison ajustés par Bonferroni indiquent :

- pour CLI et GRS, il n'y a pas de différence significative de solubilité dans les différents milieux ;
- pour FLO, la solubilité est significativement inférieure dans la salive artificielle sans différence significative dans les autres milieux ;
- pour GRF, la solubilité est significativement supérieure dans l'acide citrique sans différence significative dans les autres milieux.

Selon le milieu, les tests t multiples de comparaison ajustés par Bonferroni indiquent :

- dans l'acide citrique, GRF se solubilise significativement plus que tous les autres matériaux qui ne présentent pas de solubilité significativement différentes entre eux ;
- dans l'acide lactique,
 - GRS se solubilise significativement plus que FLO et GRF
 - CLI se solubilise significativement plus que FLO,
 - FLO se solubilise significativement moins que GRS et CLI,
 - GRF se solubilise significativement moins que GRS ;

- dans le Coca-Cola®, FLO se solubilise significativement moins que tous les autres matériaux qui ne présentent pas de solubilité significativement différentes entre eux ;
- dans l'eau distillée,
 - GRS se solubilise significativement plus que tous les autres matériaux,
 - FLO se solubilise significativement moins que GRS et CLI,
 - il n'existe pas de différence significative entre CLI et GRF ;
- dans la salive,
 - GRS se solubilise significativement plus que tous les autres matériaux,
 - FLO se solubilise significativement moins que tous les autres matériaux,
 - il n'existe pas de différence significative de solubilité entre GRF et CLI.

Tableau 24 : solubilité moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents milieux pour un matériau donné

solubilité moyenne en $\mu\text{g}.\text{mm}^{-3}$ ($\pm$ écart-type) des matériaux conservés dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle				
<i>Milieux</i>	CLI	FLO	GRF	GRS
Acide citrique	2,99 $\pm$ 2,23 ^a	2,76 $\pm$ 1,39 ^a	27,23 $\pm$ 10,00 ^a	10,50 $\pm$ 8,25 ^a
Acide lactique	6,89 $\pm$ 3,17 ^a	1,84 $\pm$ 0,65 ^a	5,38 $\pm$ 1,57 ^b	10,66 $\pm$ 3,68 ^a
Coca-Cola®	6,99 $\pm$ 1,92 ^a	2,45 $\pm$ 0,84 ^a	8,00 $\pm$ 1,05 ^b	9,89 $\pm$ 2,76 ^a
Eau distillée	5,60 $\pm$ 1,62 ^a	2,61 $\pm$ 0,78 ^a	4,42 $\pm$ 0,85 ^b	9,56 $\pm$ 1,13 ^a
Salive artificielle	3,78 $\pm$ 0,93 ^a	-0,14 $\pm$ 0,46 ^b	4,08 $\pm$ 1,01 ^b	8,76 $\pm$ 2,42 ^a
dans <u>chaque colonne</u> les résultats avec le même exposant ne sont pas statistiquement différents				

Tableau 25 : solubilité moyenne (écart-type) des matériaux dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle, analyse de l'influence des différents matériaux pour un milieu donné

solubilité moyenne en $\mu\text{g}.\text{mm}^{-3}$ ($\pm$ écart-type) des matériaux conservés dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle					
<i>Matériaux</i>	Acide citrique	Acide lactique	Coca-Cola®	Eau distillée	Salive artificielle
CLI	2,99 $\pm$ 2,23 ^a	6,83 $\pm$ 3,17 ^{a,c}	6,99 $\pm$ 1,92 ^a	5,60 $\pm$ 1,62 ^a	3,78 $\pm$ 0,93 ^a
FLO	2,76 $\pm$ 1,39 ^a	1,84 $\pm$ 0,65 ^b	2,45 $\pm$ 0,84 ^b	2,61 $\pm$ 0,78 ^b	-0,14 $\pm$ 0,46 ^b
GRF	27,23 $\pm$ 10,00 ^b	5,38 $\pm$ 1,51 ^{b,c}	8,00 $\pm$ 1,05 ^{b,c}	4,42 $\pm$ 0,85 ^{a,b}	4,08 $\pm$ 1,01 ^{b,c}
GRS	10,50 $\pm$ 8,25 ^a	10,66 $\pm$ 3,68 ^a	9,89 $\pm$ 2,76 ^a	9,56 $\pm$ 1,13 ^c	8,76 $\pm$ 2,42 ^c
dans <u>chaque colonne</u> les résultats avec le même exposant ne sont pas statistiquement différents					

Figure 22 : histogramme de la solubilité dans l'acide citrique, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola®, dans l'eau distillée et dans la salive artificielle

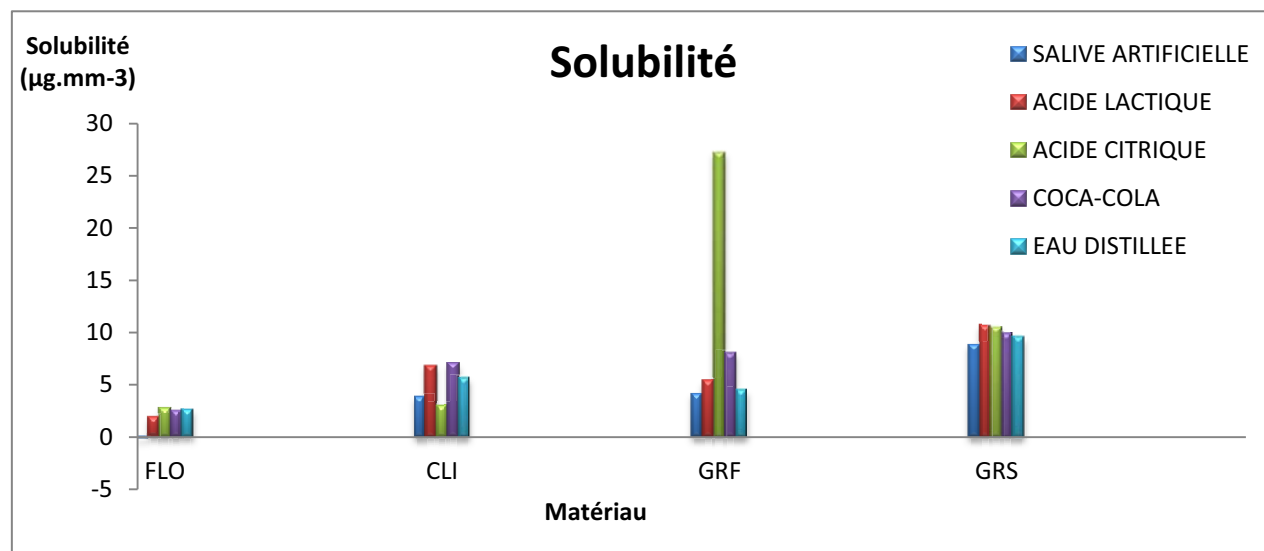


Figure 23 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans l'acide lactique

Dans les graphiques ci-dessous, M1m représente la moyenne des masses M1 des différents échantillons, M2m la moyenne des masses M2 et M3m la moyenne des masses M3

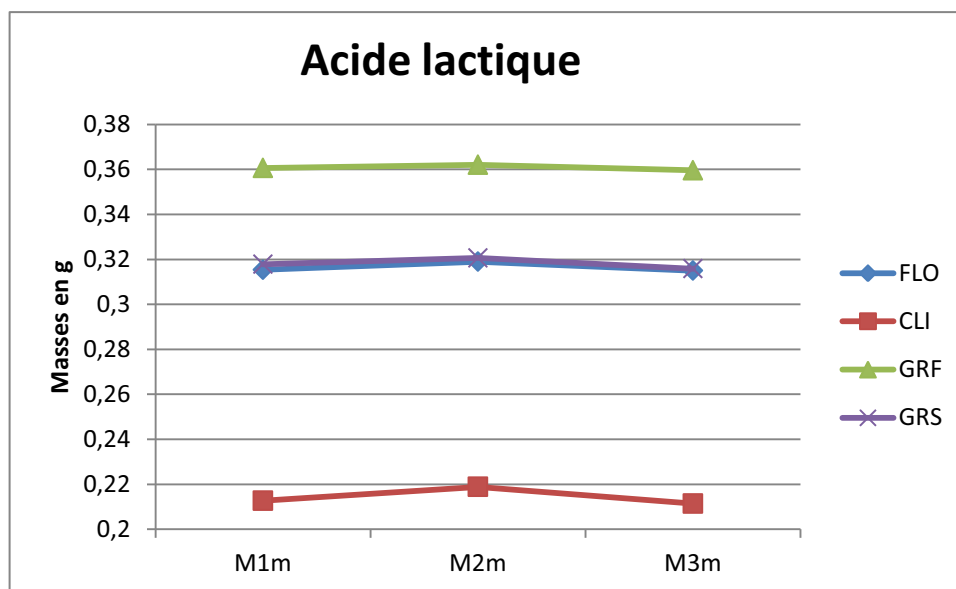


Figure 24 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans l'acide citrique

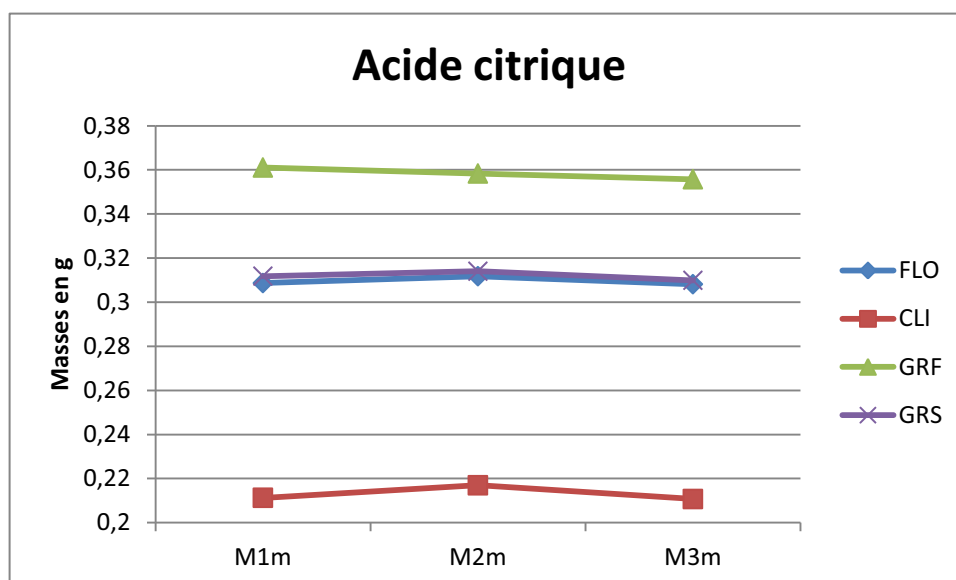


Figure 25 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans la salive artificielle

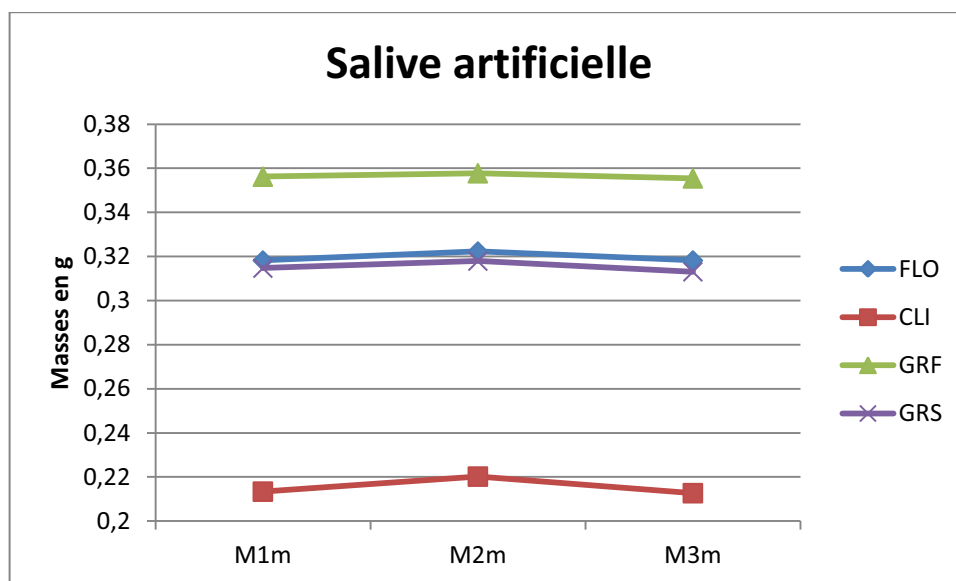


Figure 26 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans le Coca Cola®

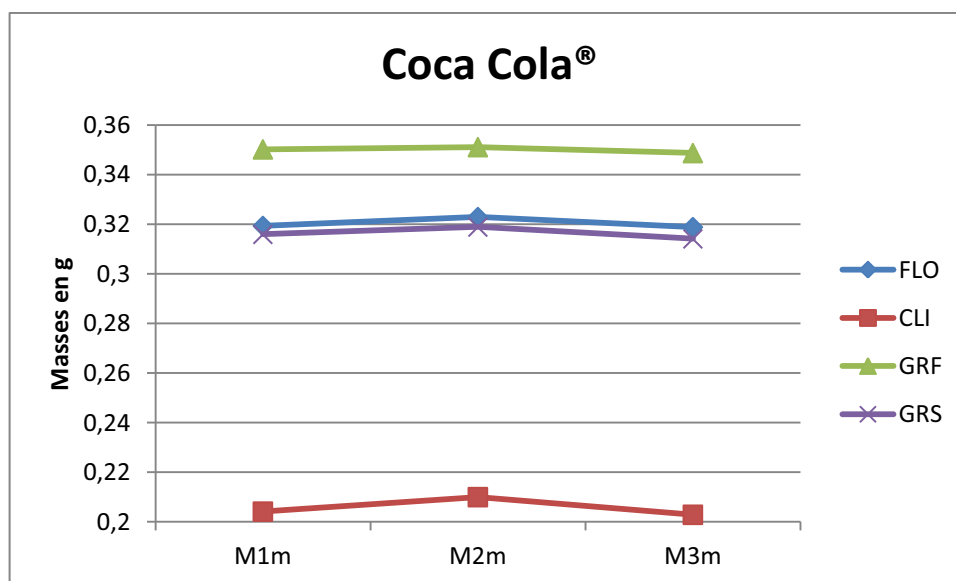


Figure 27 : représentation de la variation de masse des différents matériaux placés dans l'eau distillée

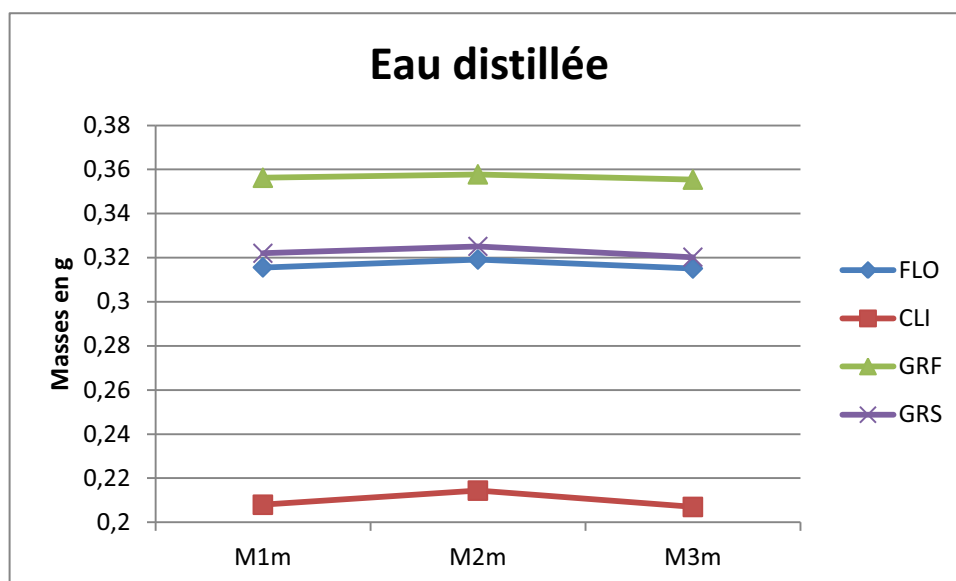


Figure 28 : représentation de la variation de masse de FLO placé dans des milieux d'immersion différents

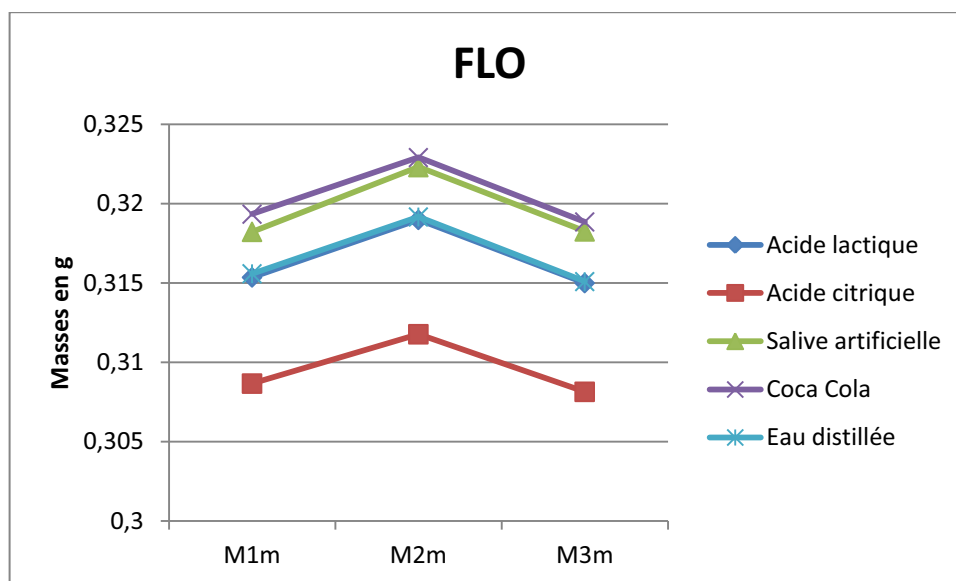


Figure 29 : représentation de la variation de masse de CLI placé dans des milieux d'immersion différents

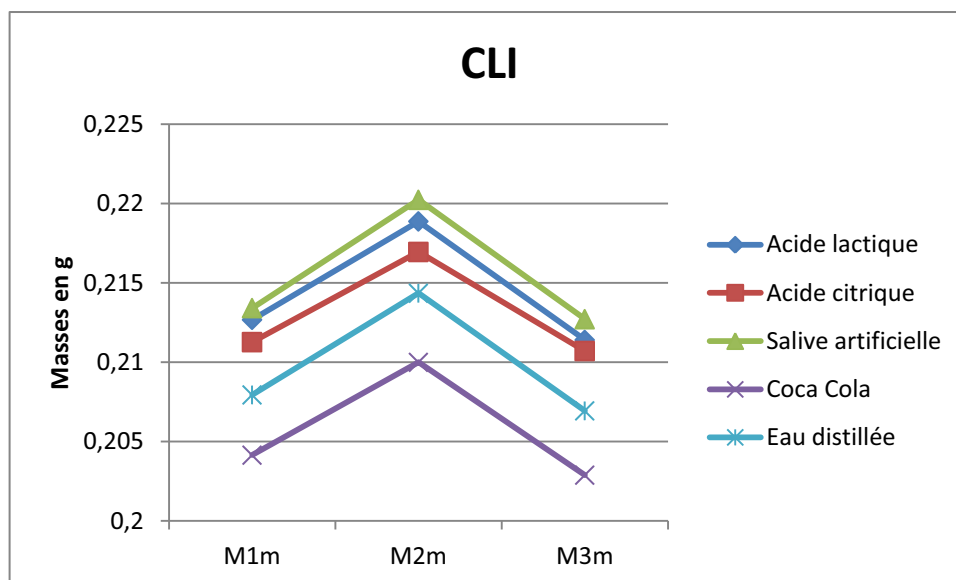


Figure 30 : représentation de la variation de masse de GRF placé dans des milieux d'immersion différents

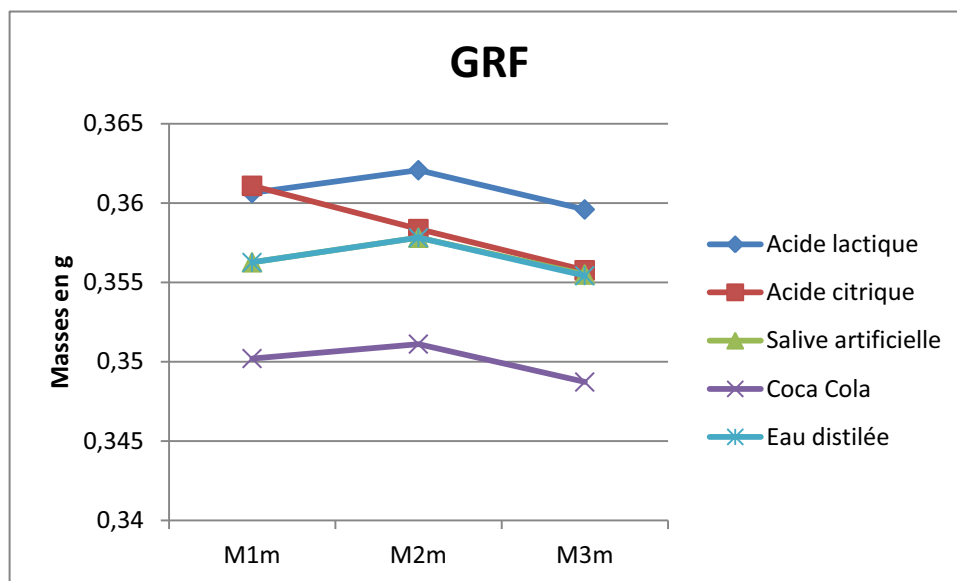
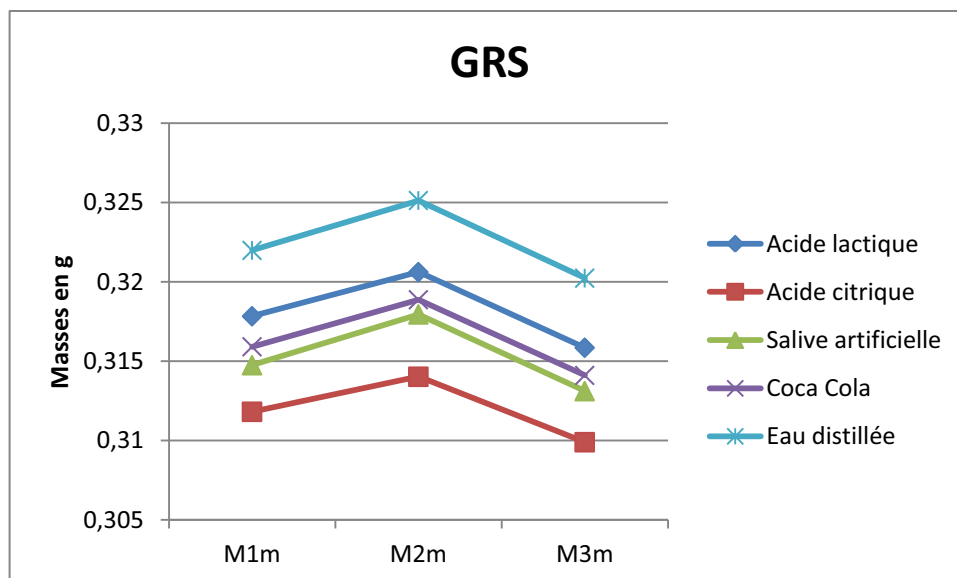


Figure 31 : représentation de la variation de masse de GRS placé dans des milieux d'immersion différents



4.4. Discussion

L'absorption d'eau et la solubilité sont des caractéristiques des matériaux d'obturation à usage dentaire que l'on ne peut négliger. La solubilité intervient dans la dégradation des restaurations et dans leur biocompatibilité du fait de la libération de différentes espèces chimiques. L'absorption d'eau engendre des variations dimensionnelles et des colorations internes. Aussi ces propriétés sont-elles intéressantes à quantifier puisqu'elles participent pleinement à l'évaluation de l'aptitude clinique du matériau.

Avec un rayon d'environ 0,158nm, les molécules d'eau sont capables de diffuser au travers des polymères du fait de leur taille inférieure à la distance existant entre les chaînes desdits polymères de la matrice résineuse (Tamai et coll., 1995). Du point de vue moléculaire, les mécanismes de diffusion sont une migration par étapes des atomes de site en site (Callister, 1994). En réalité, deux approches sont mentionnées dans la littérature pour expliquer la diffusion d'eau dans un réseau de polymères. Dans la théorie du volume disponible (*free volumetric theory*), la concentration d'eau à l'équilibre est liée aux micro-vides ou à d'autres défauts morphologiques dans lesquels l'eau diffuse sans aucun lien chimique avec la structure du matériau. Une autre théorie (*interaction theory*) propose d'expliquer la diffusion d'eau par la formation de proche en proche de liaisons entre les molécules d'eau et des groupements polaires des chaînes de polymères, principalement celles pouvant former des liaisons hydrogènes et en particulier les groupements hydroxyles. Les deux théories sont actuellement acceptées (Bellenger et coll., 1989), les deux mécanismes pouvant se produire simultanément. Toutefois, les polymères absorbent l'eau à des degrés divers selon leurs microstructures et leurs particularités moléculaires (Venz et coll., 1991) : ainsi la polarité de la structure moléculaire, la présence de groupements hydroxyles disponibles, la longueur et la structure tridimensionnelle des chaînes de la matrice, la présence d'espèces chimiques résiduelles hydrophiles, la nature du silane ou encore la taille, le volume et le type de charges incorporées dans la matrice sont susceptibles d'influencer la capacité d'absorption des matériaux (Marcovich et coll., 1999).

Dans notre étude, quelque soit le milieu, CLI absorbe significativement plus que les autres matériaux. Son absence de charges est sûrement à l'origine de ce

phénomène : à volume équivalent, moins un matériau est chargé, plus grand est son volume matriciel et plus il peut absorber (Oysaed et coll., 1986b). L'absorption semble en effet dépendre principalement de la teneur en résine du composite (Van Noort, 2007). La charge de verre ne peut absorber de l'eau dans sa matière. Elle peut seulement en adsorber à sa surface (Van Noort, 2007). Nous trouvons en seconde position le GRS qui ne possède que 70% de charges (en poids) puis le FLO qui en possède 65% (en poids). Enfin, le GRF, matériau composé à 80% de charges (en poids) présente lui l'absorption significativement la plus faible quelque soit le milieu d'immersion. Notons qu'ici, malgré le taux de charges supérieur de GRS par rapport à FLO, GRS absorbe davantage que FLO. Cela signifie donc que d'autres facteurs interviennent dans l'absorption d'une résine composite.

La nature des monomères constituant la matrice résineuse est également un facteur prédominant dans la capacité d'absorption. Les secrets de fabrication des différents matériaux nous empêchent d'avoir ici des certitudes. Mais l'on sait du Bis-GMA qu'avec ses deux groupements hydroxyles par molécule, il peut engendrer des liaisons hydrogènes pour se lier à l'eau. Il semble que la structure physique et chimique du réseau polymère joue un rôle majeur : la capacité d'absorption du Bis-GMA est liée à son caractère relativement moins hydrophobe que d'autres monomères connus tel que le Bis-EMA, monomères où les groupements hydroxyles ont été substitués. Ces groupements hydroxyles sont susceptibles de former de fortes liaisons hydrogènes avec l'eau avec une énergie cohésive des groupements OH de 2980 J/cm^3 (Sideriou et coll., 2003). Il est regrettable de noter que le fabricant ne donne pas d'indication sur la présence et la proportion de TEGDMA dans ses produits. En effet, le TEGDMA présent en général pour abaisser la viscosité du Bis-GMA est une molécule aliphatique de bas poids moléculaire. Le réseau polymère engendré par les molécules de TEGDMA est plus dense que celui engendré par le Bis-GMA : il a été montré que les réseaux plus denses sont aussi de structure plus hétérogène (Rey et coll., 2002) et que cette hétérogénéité tend à augmenter la capacité d'absorption du fait des microporosités existant entre les grappes (*clusters*) de polymères. Or une résine à sealant étant plus fluide qu'une résine « flow », à taux de charges égal, on peut imaginer que la quantité de TEGDMA y est supérieure. Ceci va donc dans le sens de nos observations ; c'est-à-dire que les résines ultrafluides présentent une absorption supérieure aux résines fluides. Il apparaît dès lors que la proportion des différents monomères constituant est une donnée

essentielle pour expliquer la capacité d'absorption d'un matériau. En théorie, plus un matériau contient de TEGDMA plus il va pouvoir absorber de l'eau : nous ne pouvons pas ici malheureusement, du fait du manque d'information quant à la composition des produits, utiliser pleinement les connaissances acquises dans la littérature pour éclairer nos résultats.

D'autre part, la nature et la qualité des liens entre charges et matrices est aussi à prendre en compte. Une éventuelle adhésion limitée entre ces éléments peut déterminer des voies de pénétration capillaires acheminant et logeant l'eau (Kalachandra, 1989 ; Oysaed et coll., 1986b) influençant ainsi la capacité d'absorption. Ainsi, Venz et Dickens, en 1991, décrivent une absorption d'eau plus importante rapportée à un volume matriciel équivalent pour des résines expérimentales à base de Bis-GMA et TEGDMA chargées que pour les mêmes résines expérimentales non chargées. L'intrusion d'eau serait alors susceptible d'engendrer une hydrolyse du silane, une décohésion charges/matrice et d'aggraver le phénomène en promouvant des microfissures (Santos et coll., 2002). Deux études récentes montrent que le silane est, en milieu hydrique, secondairement susceptible d'être hydrolysé, majorant ainsi la capacité à loger de l'eau dans le matériau du fait de la décohésion en résultant entre éléments minéraux et composés organiques (Monticelli et coll., 2006 ; Karabela et Sidériou, 2008). Les composites utilisant des UDMS (uréthane diméthacrylate silane) comme moyen de silanisation semblent montrer, à cause de leur groupe uréthane relativement hydrophile, la plus grande quantité d'eau adsorbée à la surface de la charge. Les composites utilisant les MPS (méthacryloxypropyltriméthoxysilane) montrent quant à eux le niveau d'adsorption le plus faible (Karabela et Sidéridiou, 2008).

A cette théorie s'ajoute la nature très fluide de nos matériaux qui ne peuvent pas être compactés. Certains travaux indiquent en effet l'influence de bulles accidentellement incluses dans l'obturation comme libérant un volume potentiel d'absorption (Oysaed et Ruyter, 1986b). Dans notre étude, CLI et GRS qui sont deux résines ultrafluides absorbent en effet plus que FLO et GRF qui sont deux résines fluides. Nous pouvons supposer que l'incorporation de bulles est supérieure pour les résines ultrafluides provoquant une absorption d'eau majorée. Pendant la fabrication des échantillons, nous avons pu observer une quantité de bulles apparemment supérieure pour les résines ultrafluides que pour les résines fluides.

La solubilité des différents matériaux est mesurée quant à elle après l'absorption, après une seconde dessiccation. On comprend aisément cette nécessité expérimentale ayant pour objectif la détermination de l'absorption «vraie» d'une part et de la solubilité «vraie» d'autre part, mais elle ne doit pas laisser penser que ces deux phénomènes ne peuvent avoir lieu concomitamment. Certaines études ne montrent aucune corrélation apparente entre absorption et solubilité (Yap et Lee, 1997) tandis que d'autres auteurs pensent que le matériau, une fois placé dans un liquide, libère des charges et des composés solubles formant des «micro-vides» permettant la diffusion rapide de ce même liquide au travers de sa structure (Akashi et coll., 1999).

La solubilité d'une résine composite peut tout d'abord être liée à la dégradation de la matrice résineuse. Au sein de la matrice, les molécules du milieu d'immersion vont diffuser à travers le réseau de polymère. Celles-ci vont engendrer une augmentation de la distance entre les chaînes polymériques et vont induire une rupture des liaisons polaires constituant la rigidité de la résine composite (Söderholm, 2003). L'immersion d'une résine composite dans un milieu aqueux va donc provoquer un effet plastifiant sur le matériau diminuant ainsi ses qualités mécaniques. La solubilité est en grande partie due à la libération de monomères résiduels non polymérisés. Ici donc, à volume équivalent, moins un matériau est chargé, plus la matrice résineuse est importante et peut potentiellement libérer des monomères non convertis. Cela signifie aussi qu'un autre facteur de la solubilité d'une résine composite est le taux de conversion des monomères : un taux plus faible favorise la solubilité (Pearson et Longman, 1989 ; Yap et Lee, 1997). Pour explorer plus, avant cette piste, une analyse en spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR) pour juger du taux de conversion pourrait s'avérer intéressante. Cela étant, au vu du temps de photopolymérisation extrêmement long (400s par échantillon), on peut penser que la conversion a été optimisée pour chaque matériau, tout en n'excluant pas les différences de taux de conversion en fonction de la nature et de la proportion des mélanges de monomères (Ferracane, 1994 ; Yap et Lee, 1997). Dans ce même ordre d'idée, nous savons que l'oxygène inhibe la prise d'une résine composite. En présence d'oxygène, les groupements méthacrylates produisent des formaldéhydes qui vont potentiellement pouvoir être solubilisés (Söderholm, 2003). Dans notre protocole, ce phénomène semble diminué grâce à l'utilisation des plaques de polyméthacrylate limitant tout contact avec

l'oxygène. Cependant, la présence de bulles dans le matériau pourrait également jouer un rôle : en effet, une bulle dans le matériau emprisonne de l'oxygène qui inhibe la polymérisation diminuant ainsi le taux de conversion et favoriserait la solubilité (Oysaed et Ruyter, 1986). Aussi la facilité de manipulation du matériau et la possibilité de son insertion en minimisant l'inclusion de bulles paraissent importantes. Il est à noter qu'en clinique, la surchauffe de la résine au-delà de 200°C lors du polissage, peut provoquer quant à elle une dépolymérisation du réseau, formant des segments monomériques (Söderholm, 2003). Ceux-ci vont encore une fois potentiellement pouvoir augmenter la solubilisation du matériau.

D'autres paramètres entrent en ligne de compte et notamment la composition en monomères. Plusieurs études indiquent que plus un matériau est riche en TEGDMA, plus il est potentiellement soluble (Braden et coll., 1981 ; Inoue et coll., 1982 ; Tanaka et coll., 1991 ; Geurtsen, 1998 ; Vaubert et coll., 1999 ; Ortengren et coll., 2001). Ceci pourrait être expliqué par la plus petite taille du monomère de TEGDMA, plus mobile et donc plus facilement libéré qu'un monomère de poids moléculaire plus important (Gedde, 1995). Certains travaux indiquent également la possibilité d'hydrolyse des liaisons esters de certaines résines par des estérases présentes dans l'environnement oral. Ainsi, d'après Munksgaard et Freund, le DEGDMA serait plus sensible à ce genre de dégradation que le TEGDMA qui lui-même serait plus sensible que le Bis-GMA. Ici encore, l'absence d'informations précises sur la composition des matériaux nous empêche d'expliquer plus clairement nos résultats. D'autre part, certaines résines ultrafluides peuvent contenir des ions fluorures comme CLI et GRS. Ainsi, lors d'une immersion, il semble logique que certains de ces ions puissent être expulsés du réseau de polymères augmentant encore une fois la solubilité des matériaux.

Ensuite, le taux de charges, mais aussi leurs natures et leurs liens avec la matrice jouent aussi un rôle important dans la solubilité. Les charges de verre Ba-Al-F-silicate sont susceptibles de se solubiliser plus que le dioxyde de silicium (Soderholm, 1990). Les éléments comme le baryum ajoutés pour augmenter la radio-opacité du matériau se solubilisent également aisément (Oysaed et Ruyter, 1986). La dégradation des charges peut se produire soit à la surface d'une résine composite qui présente des particules de verre exposées, soit après diffusion d'eau à travers la résine matricielle. Une fois en contact avec l'eau, les ions Na^+ présents à la surface de la charge sont remplacés par des ions H^+ (Söderholm, 2003). De ce

fait, la concentration en ions OH^- de l'eau entourant la charge augmente faisant augmenter la valeur du pH. Lorsque le pH atteint une valeur de 9,5, les ions OH^- commencent à rompre la liaison siloxane à la surface de la charge. Cette charge peut donc ainsi être solubilisée. Cette réaction produit à nouveau des ions OH^- , ce qui la rend autocatalytique (Söderholm, 2003). Ce processus de corrosion sous contrainte semble particulièrement préjudiciable aux verres contenant du sodium, tandis que le quartz est beaucoup plus résistant (Prakki et coll., 2005). Si Oysaed et Ruyter annonçaient en 1986 que si le réseau de polymères entourant les charges jouait efficacement son rôle protecteur, la solubilité théorique de ces éléments ne se traduirait pas par une perte de masse du matériau, plusieurs auteurs décrivent actuellement la formation de micro-pores par lesquels les composants dégradables sont libérés (Prakki et coll., 2005).

Dans notre étude, les résultats des solubilités des différents matériaux sont très hétérogènes et il est difficile d'établir un lien entre l'absorption et la solubilité. Si CLI et GRS conservent les solubilités les plus élevées en valeurs absolues dans l'eau distillée, dans l'acide lactique, dans le Coca-Cola® et dans la salive artificielle, ces différences ne sont pas à chaque fois significatives. Si ces données sont difficilement interprétables, elles ne peuvent pourtant pas être liées à un problème de manipulation. En effet, les résultats obtenus pour l'absorption sont d'une part très cohérents et sont d'autre part en adéquation avec les résultats obtenus dans des études antérieures.

Le deuxième objectif de cette étude est d'observer la différence d'absorption et de solubilité de ces mêmes résines fluides et ultrafluides lorsqu'elles sont placées en immersion dans différents milieux d'acidité différente. Afin d'approcher plus exactement les conditions cliniques et de tirer des expérimentations des informations plus significatives, les échantillons ont été placés dans des fluides comme la salive artificielle (pH=5,3) ou encore dans des fluides pouvant être rencontrés régulièrement dans la cavité buccale comme l'acide lactique (pH=2,95), le Coca Cola® (pH=2,3) et l'acide citrique (pH=1,1). Si les variations de masses et la libération d'ions à partir de compomères et de verres ionomères sont plus importantes dans certains milieux acides que dans l'eau (Nicholson et coll., 2003 ; Nicholson et Czarnecka, 2004), il est intéressant d'observer la réaction des résines composites fluides et ultrafluides dans de tels milieux. D'après Prakki et coll., un faible pH aurait une influence sur la solubilité et donc sur les propriétés des résines

composites. L'influence du pH faible sur les propriétés des composites peut être expliqué par l'hydrolyse des groupes esters présents dans la résine matricielle. En particulier, l'hydrolyse des liaisons ester conduit à la formation de groupes acides carboxyliques libres qui pourraient faire baisser à leur tour le pH à l'intérieur de la matrice polymérique (Prakki et coll., 2005).

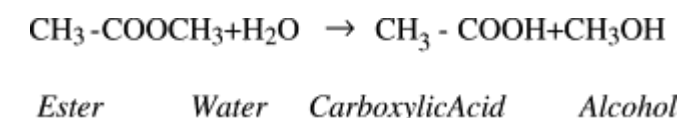


Figure 32 : représentation schématique de l'hydrolyse de la liaison ester conduisant à la formation d'acide carboxylique (d'après Prakki et coll.)

Par exemple, pour pallier l'hydrolyse de cette liaison ester d'un certain méthacrylate (HEMA) contenu dans un *self etching primer* provoquant une perte d'adhésion aux tissus dentaires, Nishiyama et coll. ont remplacé cette molécule par un méthacrylamide nommé le NM Gly. Ainsi, ils ont pu constater que si l'hydrolyse débute dès le premier jour pour l'HEMA dans une solution de pH égal à 0,94, elle ne débutera qu'après 70 jours pour le NM Gly. La vitesse de dégradation d'un polymère dépend en effet fortement du pH (Gijpferich, 1996). Ils ont aussi pu constater que si l'hydrolyse de la liaison ester est bien réelle lorsque le matériau est immergé dans des solutions de pH égal à 0,94 ou 2,05, aucune hydrolyse n'est présente lorsque la solution présente un pH égal à 5,57. Cette constatation laisse donc penser d'une part que le pH de la solution aura un effet sur la dégradation d'une résine composite qu'à partir d'un certain seuil et que d'autre part, cet effet va varier en fonction de la nature de la résine matricielle.

Dans notre étude, les milieux d'immersions tels l'acide lactique, le Coca-Cola®, l'eau distillée ou encore la salive artificielle semblent avoir peu d'influence sur l'absorption des différents matériaux. Ceci rejoint l'étude d'Örtengren et coll. de 2001. Cette constatation signifie donc que l'absorption dépend plus de la composition du matériau que de son environnement. Nous notons cependant étonnamment que l'absorption est, pour CLI et GRS, significativement inférieure dans l'acide citrique par rapport aux autres milieux. La taille de la molécule d'acide citrique (C₆H₈O₇) étant supérieure à celle de l'eau (H₂O) ou de l'acide lactique (C₃H₆O₃), nous pouvons

émettre l'hypothèse que celle-ci diffuse moins facilement au travers du réseau de polymères.

En ce qui concerne la solubilité, les résultats de notre expérimentation sont plus difficilement analysables car encore une fois très hétérogènes. Pour un même matériau placé dans un même milieu, les résultats peuvent en effet varier considérablement d'un échantillon à l'autre. Nous retiendrons toutefois que CLI et GRS ne présentent pas de solubilité significativement différente selon le milieu d'immersion. GRF présente quant à lui une solubilité très largement significative dans l'acide citrique. Cet acide semble en effet être le milieu d'immersion le plus agressif (Nicholson et coll., 2003). D'après Prakki et coll., si les milieux légèrement acides sont les milieux les plus appropriés pour mimer les conditions *in vivo*, leur effet semble être à action lente. Si le but est d'accélérer l'hydrolyse des résines composites dentaires et de produire rapidement des dommages micro-structuraux pour évaluer les performances mécaniques *in vitro*, des alternatives appropriées sont l'utilisation de piles alcalines hautes ou de très bas milieux acides. Dans l'acide citrique, il est intéressant de constater qu'une résine fluide comme GRF puisse présenter une solubilité supérieure à une résine ultrafluide comme GRS. Cette constatation vient peut être du fait que la phase organique de GRF contient des groupements HEDMA alors que GRS n'en contient pas. En présence d'acide citrique, l'HEDMA pourrait avoir une hydrolyse de la liaison ester tout comme l'HEMA pour donner des acides carboxyliques et de l'alcool augmentant ainsi la solubilité du matériau. Par ailleurs, nous notons une solubilité négative de FLO lorsqu'il est placé en immersion dans la salive. Cette augmentation de masse peut être due à l'hydrolyse produisant des hydroxydes de métaux à la surface des charges de la résine composite. Une autre explication est la possibilité de précipitations à l'intérieur du matériau à partir de la solution de stockage (Örtengren et coll., 2001b).

Quoi qu'il en soit, notre étude montre relativement peu d'influence du milieu d'immersion sur l'absorption et la solubilité des résines composites fluides et ultrafluides. Notons toutefois que si le protocole ISO 4049 permet des comparaisons inter-études, il n'est pas exempt de critiques (Mortier et coll., 2005). La durée d'immersion est en effet seulement de 7 jours. Or d'après Örtengren et coll., l'absorption et la solubilité sont dépendantes du temps d'immersion, surtout lorsque les milieux présentent une acidité différente. Ainsi, dans son étude de 2005, nous commençons à voir naître des différences significatives après environ 50 jours

d'immersion. Le protocole ISO 4049 n'est de toute façon pas justifié en soi par un fondement scientifique puisqu'il a été démontré que l'absorption se prolonge au-delà de 168h. Il s'agit d'un protocole visant à harmoniser les travaux de façon à faciliter les comparaisons inter-études.

Conclusion

Conclusion

Les résines fluides et ultrafluides sont comme nous l'avons vu de plus en plus présentes dans les cabinets dentaires. Pourtant, malgré des protocoles de mise en place très standardisés, nous notons encore aujourd'hui de nombreux échecs avec notamment la perte du matériau. Si de nombreuses données étaient disponibles pour les résines composites universelles, peu d'études s'intéressaient à la dégradation des résines fluides et ultrafluides dans un milieu buccal si complexe. Pourtant, concernant le scellement des puits et fissures, la diminution des caries occlusales est bien corrélée avec la rétention du matériau à long terme. Ainsi, il semblait nécessaire de comparer en termes d'absorption et de solubilité les différentes résines utilisées pour le scellement des sillons pour guider le praticien dans le choix des matériaux. Les mesures issues de nos protocoles expérimentaux tendent à indiquer que les matériaux n'ont pas le même comportement en fonction de leur composition vis-à-vis du milieu d'immersion. Pour autant, les différents mécanismes impliqués sont complexes et difficiles à démêler du fait de la composition hétérogène des produits. Par ailleurs, l'absence d'informations suffisantes quant à la nature exacte des matériaux liée aux secrets de fabrication entrave la compréhension précise des phénomènes mis en jeu. Dans notre étude, les résines ultrafluides semblent pourtant absorber et se solubiliser plus que les résines fluides. D'ailleurs, *in vivo*, la rétention des résines fluides est supérieure à celle des résines ultrafluides. Si les propriétés mécaniques supérieures des résines fluides par rapport aux résines ultrafluides sont en partie responsables de cette plus longue durée de vie, l'absorption d'eau et la solubilité jouent elles aussi un rôle important dans cette longévité. Si la dégradation chimique n'est pas responsable à elle seule de la perte du matériau, elle fait bel et bien partie prenante des processus engendrant la diminution des qualités mécaniques des matériaux. L'effet plastifiant du milieu hydrique sur les matériaux à base de résine est une propriété corollaire qui serait d'ailleurs intéressante à investiguer. Cliniquement parlant, du point de vue du comportement en milieu hydrique, les résines fluides paraissent donc plus aptes à remplir le cahier des charges d'un matériau en termes d'absorption/solubilité que les résines ultra fluides.

Nos résultats incitent donc à utiliser plutôt une résine dite « *flow* » qu'une résine à « *sealant* » pour sceller préventivement les puits et fissures.

D'autre part, l'autre objectif de cette étude était de caractériser l'influence de divers fluides pouvant être rencontrés dans le milieu buccal sur l'absorption et la solubilité de certaines résines fluides et ultrafluides. D'après notre étude, la différence d'absorption n'est pas significative entre l'eau distillée, l'acide lactique, le Coca-Cola® et la salive artificielle. Contrairement à ce que l'on aurait pu attendre, pour CLI et GRS, elle est significativement inférieure dans l'acide citrique. En ce qui concerne la solubilité, nous retiendrons que les résultats sont très hétérogènes. Toutefois, mis à part l'action de l'acide citrique sur GRF et l'action de la salive sur FLO, la solubilité semble elle aussi être peu influencée par l'acidité des solutions d'immersion. Ces résultats sont tout de même à interpréter avec prudence puisque le protocole ISO 4049 prévoit une immersion de seulement 7 jours ; ce qui paraît être court pour observer le véritable effet de l'acide sur la dégradation des résines composites. Les résultats de notre étude tendent tout de même à rassurer les praticiens puisque les matériaux utilisés semblent bien remplir leur cahier des charges en termes d'absorption et de solubilité dans les milieux acides ; milieux si fréquemment amenés à être en contact avec les restaurations dentaires.

Bibliographie

Bibliographie

1. ADAIR SM. The role of sealants in caries prevention programs. J Calif Dent Assoc, 31: 221-27, 2003
2. AFRAMIAN DJ, OFIR M, BENOLIEL R. Comparison of oral mucosal pH values in bulimia nervosa, GERD, BMS patients and healthy population. Oral Diseases, 16 : 807-811, 2010
3. AGUILAR F.G, DRUBI-FILHO B, CASEMIRO L.A, WATANABE M.G.C, PIRES-DE-SOUZA F.C.P. Retention and penetration of a conventional resin-based sealant and a photochromatic flowable composite resin placed on occlusal pits and fissures. Journal of the Indian Society of Pedodontics & Preventive Dentistry, 25 : 169-73, 2007
4. AHOVUO-SALORANTA A, HIIRI A, NORDBLAD A, WORTHINGTON H, MAKELA M. Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents (Cochrane Review) in : The Cochrane Library. John Wiley et Sons, 2004
5. AKASHI A, MATSUYA Y, UNEMORI M, AKAMINE A. The relationship between absorption characteristics and the mechanical strength of resin modified glass ionomer cements in long term water storage. Biomaterials, 20: 1573- 8, 1999
6. ALFANO MC, BROWNSTEIN CN, CHASEN AI, KASLICK RS. Passively generated increase in gingival crevicular fluid flow from human gingival. J Dent Res, 55: 1132, 1976
7. ALSTER D, VENHOVEN BA, FEILZER AJ, MOL A, DAVIDSON CL. The dependance of shrinkage stress reduction of porosity concentration in thin resin layers. J Dent Res, 71: 1619-22, 1992
8. ARANDA M, GARCIA-GODOY F. Clinical evaluation of the retention and wear of a light-cured pit and fissure glass ionomer sealant. J Clin Pediatr Dent, 19 : 273-7, 1995
9. ASKARIZADEH N, NOROUZI N, NEMATI S. The effect of bonding agents on the microleakage of sealant following contamination with saliva. J Indian Soc Pedod Prevent Dent, 64-6, 2008

10. AXELSSON P. An introduction to risk prediction and preventive dentistry. Quintessence Publishing Co, 1999
11. BARBIER J PH, CELLIER C, LANDI B. Hernie hiatale et reflux gastro-oesophagien in : Maladies de l'appareil digestif. Paris : Masson, 1997
12. BEIRUTI N., FRENCKEN J. E., VAN'T HOF M. A., TAIFOUR D., VAN PALENSTEIN HELDERMANN W. H. Caries-Preventive Effect of a One-Time Application of Composite Resin and Glass Ionomer Sealants after 5 Years. Caries Research, 40 : 52-59, 2006
13. BELLENGER V, VERDU J. MOREL E. Structure-properties relationship for densely cross-linked epoxy-amine systems based on epoxide or amine mixtures. J Mater Sci, 24: 63-8, 1989
14. BOISSONNAT PELS Y H. Le fluide gingival : étude épidémiologique de sa production sur 6768 sites. Thèse de doctorat de l'université, mention odontologie. Nancy, université de Nancy 1, 1992, 295 p
15. BOKSMAN L, McCONNELL RJ, CARSON B, McCUTCHEON-JONES EF. A 2-year clinical evaluation of two pit and fissure sealants placed with and without the use of a bonding agent. Quintessence Int, 24 : 131-3, 1993
16. BOREM LM, FEIGAL RJ. Reducing microleakage of sealants under salivary contamination: digital-image analysis evaluation. Quintessence Int, 25 : 283-9, 1994
17. BOUSQUET C, DELAUNAY L, DEMAISON J, FAUCHIER P, MAHUZIER G, SCHOUKER M, SORNIN G, TOUREAU J. Etude biologique de la salive totale, normale et pathologique in : La salive : étude clinique et biologique. Biologistes et praticiens, 39-104, 1984
18. BRADEN M., CAUSTON E. E., CLARKE R. L. Diffusion of Water in Composite Filling Materials. J Dent Res, 55 : 730-32, 1976
19. BRADEN M., WRIGHT P. S. Water Absorption and Water Solubility of Soft Lining Materials for Acrylic Dentures. J Dent Res, 62 : 764-68, 1983
20. BRADEN M, PEARSON GJ. Analysis of aqueous extracts from filled resins. J Dent Res, 9: 141, 1981
21. BROWN MR, FOREMAN FJ, BURGESS JO, SUMMITT JB. Penetration of gel and solution etchants in occlusal fissures. ASDC J Dent Child, 55 : 265-8, 1988

22. BURROW MF, TYAS MJ. Clinical evaluation of a resin-modified glass-ionomer adhesive system. *Oper Dent*, 23: 290-3, 1999
23. CALLISTER WD. Material and science engineering: an introduction. 3rd ed., New York : John Wiley and Sons, 91, 1994
24. CARVALHO JC, EKSTRAND KR, THYLSTRUP A. Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molars in relation to stage of eruption. *J Dent Res*, 68 : 773-9, 1989
25. CATTANI-LORENTE MA, DUPUIS V, PAYAN N J, MOYA F, MEYER JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass-ionomer cements. *Dent Mater*, 15: 71- 8, 1999
26. CHADWICK B. Flowable restorative system has a higher retention rate than conventional resin sealant on primary teeth. *Evidence-Based Dentistry*, 6 : 89-89, 2005
27. CHARON J. Epidémiologie des maladies parodontales in : *Parodontie médicale : innovation cliniques*. Editions CdP. Paris. 129-143, 2010
28. CHUNG K, GREENER E, Correlation between degree of conversion, filler concentration, and mechanical properties of posterior composite resins. *J of Oral Rehab*, 17 : 487-94, 1990
29. CIMASONI G. The crevicular fluid. Bâle : Karger, 1974
30. COGNARD J, Durée de vie des joints collés in : *Science et technologie du collage*. Presses polytechniques et universitaires romandes, Lausanne. 253-295, 2000
31. CORONA S. A. M., BORSATTO M. C., GARCIA L., RAMOS R. P., PALMA-DIBB R. G. Randomized, controlled trial comparing the retention of a flowable restorative system with a conventional resin sealant: one-year follow up. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 15 : 44-50, 2005
32. CUETO EI, BUONOCORE MG. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *J Am Dent Assoc*, 75 : 121-8, 1967
33. DARMANI H, AL-HIYASAT AS. The effects of BIS-GMA and TEG-DMA on female mouse fertility. *Dent Mater*, 22: 353-8, 2006
34. DARVELL B.W, Acrylic in : *Materials science for dentistry*. CRC Press. 9 : 108-127, 2009
35. DARVELL B.W, Resin restorative materials in : *Materials science for dentistry*. CRC Press. 9 : 128-162, 2009

36. DECUP F, Procédures cliniques pour les restaurations composites in : Les résines composites. SNPMD Ed., Paris. 73-89, 2007
37. DEGRANGE M, Les systèmes adhésifs amélo-dentaires in : Les résines composites. SNPMD Ed., Paris. 37-58, 2007
38. DUDIC A, KILIARIDIS S, MOMBELLI A, GIANNOPOULOU C. Composition changes in gingival crevicular fluid during orthodontic tooth movement : comparisons between tension and compression sides. Eur J Oral Sci, 114 : 416-22, 2006
39. EIDELMAN E, FUKS AB, CHOSACK A. The retention of fissure sealants: rubber dam or cotton rolls in a private practice. ASDC J Dent Child, 50 : 259-61, 1983
40. FEIGAL RJ, QUELHAS I. Clinical trial of a self-etching adhesive for sealant application : success at 24 months with Prompt L-Pop. Am J Dent. 16 : 249-51, 2003
41. FEIGAL RJ. The use of pit and fissure sealants. Pediatr Dent, 24: 415-22, 2002
42. FEILZER AJ, DE GEE AJ, DAVIDSON CL. Relaxation of polymerisation contraction shear stress by hygroscopic expansion. J Dent Res, 69: 36-9, 1990
43. FEILZER AJ, KAKABOURA AI, DE GEE AJ, DAVIDSON CL. The influence on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater, 11: 186-90, 1995
44. FEIZLER A, DAVIDSON C, Setting stress in composites for two different curing modes. Dent Mater, 9 : 2-5, 1993
45. FERRACANE JL, ANTONIO RC, MATSUMOTO H. Variables affecting the fracture toughness of dental composites. J Dent Res, 66: 1140-1145, 1987
46. FERRACANE JL. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil, 21: 441-52, 1994
47. GANSS C, KLIMEK J, GLEIM A. One year clinical evaluation of the retention and quality of two fluoride releasing sealants. Clin Oral Invest, 3 : 188-93, 1999
48. GARBEROGLIO R, BRANNSTROM M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol, 21 : 355-62, 1976
49. GEDDE U. Polymer Physics, pp55- 75, Chapman et Hall Ed., London, 1995

50. GEURTSSEN W, SPAHL W, LEYHAUSEN G. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light- curing glass- ionomer cements and compomers. J Dent Res, 77: 2012-9, 1998
51. GEURTSSEN W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. Eur J Oral Sci, 106 : 687- 95, 1998
52. GIJPFERICH A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. Biomaterials, 17 : 104-14, 1996
53. GOLUB LM, KLEINBERG L. Gingival crevicular fluid : a new diagnostic aid in managing the periodontal patient, Oral Sci Rev. 8 : 49-61, 1976
54. GREGOIRE G, GUIGNES P, NASR K. Effects of dentine moisture on the permeability of total-etch and one-step self-etch adhesives. J Dent Child, 37 : 691-99, 2009
55. HAMID A, OKAMOTO A, IWAKU M, HUME WR. Component release from lighth- activated glass ionomère and compomer cements. J Oral Rehabil, 25: 94-9, 1998
56. Haute Autorité de Santé. Appréciation du risque carieux et indications du scellement prophylactique des sillons des premières et deuxième molaires permanentes chez les sujets de moins de 18 ans. 1-103, 2005
57. HEIL J, REIFFERSCHIED G, WALDMANN P, LEYHAUSEN G, GEURTSSEN W. Genotoxicity of dental materials. Mutagenic Res Genetic Toxicol Testing, 368: 181-94, 1996
58. HUANG C, KEI LH, WEI SH, CHEUNG GS, TAY FR, PASHLEY DH. The influence of hygroscopic expansion on resin-based restorative materials on artificial gap reduction. J. Adhes. Dent, 4: 61-71, 2002
59. INOUE K, HAYASHI I. Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins. J Oral Rehabil, 9: 493, 1982
60. JACOBSON T, SODERHOLM KJ, Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater. 11: 132-36, 1995
61. JODKOWSKA E. Efficacy of pit and fissure sealing–Long-term clinical observations. Quintessence International, 39 : 593-602, 2008
62. KALACHANDRA S. Influence of the fillers on water sorption of composites. Dent Mater, 5: 283- 8, 1989

63. KANCHANAVASITA W, ANSTICE HM, PEARSON GJ. Water sorption characteristics of resin- modified glass- ionomer cements. *Biomaterials*, 18: 343-9, 1997
64. KAQUELER O, LE MAY O. Ethiopathogénie de la carie in : *Anatomie pathologique bucco-dentaire*. Paris : Masson. 41-50, 1998
65. KARABELA M., SIDERIDOU I. Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dental Materials*, 24 : 1631-39, 2008
66. KARLZEN-REUTERVING G, VAN DIJKEN JWV. A three-year follow-up of glass ionomer cement and resin fissure sealants. *J Dent Child*, 62 : 108-10, 1995
67. KASTE LM, SELWITZ RH, OLDAKOWSKI RJ, BRINELLE JA, WINN DM, BROWN LJ, Coronal caries in the primary and permanent dentition of children and adolescents 1-17 years of age: United States, 1988-1991. *J Dent Res*, 75 : 631-41, 1996
68. KATSUNO K, MANABE A, IOH K, WAKUMOTO S, NAKAYAMA S, YOSHIDA T. A delayed hypersensitivity reaction to dentin primer in the guinea pig. *J Dent*, 23: 295-9, 1995
69. KNEZEVIC A, ZELJEZIC D, KOPJAR N, TARLE Z. Cytotoxicity of composite materials polymerized with LED curing units. *Oper Dent*, 33: 23-30, 2008
70. LASFARGUES J.J, COLON P, Complexe pulpo-dentinaire in : *Odontologie conservatrice et restauratrice*. CdP Ed., Paris. 1 : 49-72, 2010
71. LASFARGUES J.J, COLON P, Milieu buccal in : *Odontologie conservatrice et restauratrice*. CdP Ed., Paris. 1 : 1-32, 2010
72. LELOUP G, HOLVOET P, BEBELMAN S, DEVAUX J, Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites : influence of different clinically relevant parameters. *Journal of Oral Rehabilitation*. 29 : 510-15, 2002
73. LEMANN M, JIAN R, MATUCHANSKY C. Sécrétion et motricité gastriques, physiologie et exploration fonctionnelle in : *Hépatogastro-entérologie*. Paris : Ellipses. 21-30, 2001
74. LI Y, NAVIA JM, CAUFIELD PW. Colonization by mutans streptococci in the mouths of 3- and 4-year-old Chinese children with or without enamel hypoplasia. *Arch Oral Biol*, 39 : 1057-62, 1994

75. LOCKER D, JOKOVIC A, KAY EJ. Prevention. Part 8: The use of pit and fissure sealants in preventing caries in the permanent dentition of children. *Br Dent J*, 195 : 375-8, 2001
76. LOESCHE WJ. Role of *Streptococcus mutans* in human dental decay. *Microbiol Rev*, 50 : 353-80, 1986
77. LUPI-PEGURIER L, MULLER-BOLLA M, BERTRAND MF, FRADET T, BOLLA M. Microleakage of pit-and-fissure sealant : effect of air-abrasion compared with classical enamel preparations. *J Adhes Dent*, 6 : 43-48, 2004
78. MAC DOUGALL M, SELDEN JK, NYDEGGER JR, CARNES DL. Immortalized mouse odontoblast cell line M06-G3 application for in vitro biocompatibility testing. *Am J Dent*, 11: S11-S16, 1997
79. MANTON DJ, MESSER LB. Pit and fissure sealants: another major cornerstone in preventive dentistry. *Aust Dent J*, 40 : 22-9, 1995
80. MARCOVICH NE, REBOREDO MM, ARANGUREN MI. Moisture diffusion in polyester-woodflour composites. *Polymer*, 40 : 7313-20, 1999
81. MARKS D, OWENS BM, JOHNSON WW. Effect of adhesive agent and fissure morphology on the in vitro microleakage and penetrability of pit and fissure sealants. *Quintess Inter*, 9 : 763-72, 2009
82. MATALON S, PERETZ B, SIDON R, WEISS E, SLUTZKY H. Antibacterial properties of pit and fissure sealants with daily fluoride mouth rinse. *Pediatr Dent*, 32 : 9-13, 2010)
83. MATALON S, SLUTZKY H, MAZOR Y, WEISS EI. Surface antibacterial properties of fissure sealants. *Pediatr Dent*, 25 : 43-8, 2003
84. McCABE J.F, *Applied dental materials*. Ed Blackwell Science. 7 : chap 1, 1990
85. McDONALD SP, SHEIHAM A. The distribution of caries on different tooth surfaces at varying levels of caries - a compilation of data from 18 previous
86. MOHARAMZADEH K, VAN NOORT R, BROOK IM, SCUTT AM. Cytotoxicity of resin monomers on human gingival fibroblasts and HaCaT keratinocytes. *Dent Mater*, 23: 40- 4, 2007
87. MONTERO MJ, DOUGLASS JM, MATHIEU GM. Prevalence of dental caries and enamel defects in Connecticut Head Start children. *Pediatr Dent*, 25 : 235-9, 2003

88. MONTICELLI F, OSORIO R, TOLEDANO M, TAY FR, FERRARI M. In vitro hydrolytic degradation of composite quartz fiber-post bonds created by hydrophilic silane couplings. *Oper Dent*, 31: 728-33, 2006
89. MORTIER E, GERDOLLE DA, DAHOUN A, PANIGHI MM. Influence of initial water content of the subsequent water sorption and solubility behaviour in restorative polymers. *American Journal of Dentistry*, 18: 177-81, 2005
90. MORTIER E, GERDOLLE DA, JACQUOT B, PANIGHI MM. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent – resin-based filling material. *Oper Dent*, 29: 669-76, 2004
91. MUNKSGAARD EC, FREUND M. Enzymatic hydrolysis of (di) methacrylates and their polymers. *Scand J Dent Res*, 98: 201, 1990
92. National Institutes of Health. Consensus Development Conference statement. Diagnosis and management of dental caries throughout life. *J Am Dent Assoc*, 132 : 1153-61, 2001
93. NICHOLSON J.W., CZARNECKA B. The release of ions by compomers under neutral and acidic conditions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31 : 665-70, 2004
94. NICHOLSON JW, MC KENZIE MA. The properties of polymerizable luting cements. *J Oral Rehabil*, 26: 767-74, 1999
95. NICHOLSON, J. W., GJORGIEVSKA, E., BAJRAKTAROVA, B., MCKENZIE. Changes in properties of polyacid-modified composite resins (compomers) following storage in acidic solutions. *J Oral Rehabil*, 30: 601-07, 2003
96. NISHIYAMA N, SUZUKI K, YOSHIDA H, TESHIMA H, NEMOTO K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials*, 25 : 965-9, 2004
97. O'BRIEN W.J, *Polymers and polymerization in : Dental materials and their selection*. Quintessence books, Hanover. 4 : 75-89, 2008
98. OLGART L, BERGENHOLTZ G. The dentine-pulp complex : responses to adverse influences in : *Textbook of endontology*. Oxford : Blackwell Munksgaard. 21-42, 2003
99. ORTENGREN U, ELGH U, SPASENOSKA V, MILLEDING P, HAASUM J, KARLSSON S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosthodont*, 13: 141-7, 2000

100. ÖRTENGREN U., WELLENDORF H., KARLSSON S., RUYTER I. E. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28 : 1106-1115, 2001(a)
101. ÖRTENGREN U, ANDERSSON F, ELGH U, TERSELIUS B, KARLSSON S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behavior of three composite resin materials. *J. of Dent*, 29 : 35-41, 2001(b)
102. O'SULLIVAN EA, CURZON MEJ. Salivary factors affecting dental erosion in children. *Caries Res*, 34 : 82-7, 2000
103. OYSAED H, RUYTER IE, SJOVIK KLEVEN IJ. Release of formaldehyde from dental composites. *J Dent Res*, 10: 1289-94, 1986a
104. OYSAED H, RUYTER IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under wet and dry conditions. *J Biomed Mater Res*, 20: 261-71, 1986b
105. PALMER G, ANSTICE HM, PEARSON GJ. The effect of curing regime on the release of HEMA from resin- modified glass ionomer cements. *J Dent*, 27: 303-11, 1999
106. PASCOE L, SEOW WK. Enamel hypoplasia and dental caries in Australian aboriginal children : prevalence and correlation between the two diseases. *Pediatr Dent*, 16 : 193-9, 1994
107. PASHLEY D. A mechanistic analysis of gingival fluid production. *J. Periodontal Res*, 11: 121-34, 1976.
108. PEARSON GJ, LONGMAN CM. Watersorption and solubility of resin based materials following inadequate polymerization by a visible light curing system. *J Oral Rehabil*, 16: 57-61, 1989
109. PEROZINI C, CHIBEBE P, LEO M, DA SILVA Q, PALLOS D. Gingival crevicular fluid biochemical markers in periodontal disease : a cross-sectional study. *Quintessence International*, 41 : 877-83, 2010
110. PIENIHAKKINEN K, JOKELA J, ALANEN P. Assessment of caries risk in preschool children. *Caries Res*, 38 : 156-62, 2004
111. POLYDOROU O, TRITTLER R, HELLWIG E, KUMMERER K. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dent Mater*, 23: 1535-41, 2007

112. POWELL LV. Caries prediction: a review of the literature. *Community Dent Oral Epidemiol*, 26 : 361-71, 1998
113. POWERS J.M, WATAHA J.C, Preventive Dental Materials in : *Dental materials properties and manipulation*. Mosby Elsevier Ed. 9 : 41-65, 2008
114. PRAKKI A., CILLI R., MONDELLI R.F.L, KALACHANDRA S., PEREIRA J. C. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *Journal of Dentistry*, 33 : 91-98, 2005
115. RASKIN A, SALOMON J.P, SABBAGH J, Les résines composites, classification évolution in : *Les résines composites*. SNPMD Ed., Paris. 7-22, 2007
116. RASKIN A, TASSERY H, SALOMON J.P, SABBAGH J, Les résines composites, propriétés et indications cliniques in : *Les résines composites*. SNPMD Ed., Paris. 23-35, 2007
117. RATHBURN MA, CRAIG RG, HANKS CT, FILISKO FE. Cytotoxicity of a bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *J Biomed Mater Res*, 25: 443-57, 1991
118. RIPA LW, LESKE GS, FORTE F. The combined use of pit and fissure sealants and fluoride mouthrinsing in second- and third-grade children : Final clinical results after 2 years. *Pediatr Dent*, 9 : 118-20, 1987
119. ROULET J.F, DEGRANGE M, Biomatériaux d'obturations coronaires pour technique adhesive in : *Collages et adhesion, la revolution silencieuse*. Quintessence International, Paris. 61-80, 1999
120. RÜTTERMANN S, KRÜGER S, RAAB WH, JANDA R. Polymerization shrinkage and hygroscopic expansion of contemporary posterior resin-based filling materials-a comparative study. *J Dent*, 35: 806-13, 2007
121. SABBAGH J, RYELANDT L, BACHERIUS L, BIEBUYCK JJ, VREVEN J, LAMBRECHTS P, LELOUP G, Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil*, 31: 1090-1101, 2004
122. SAMUELSEN JT, HOLME JA, BECHER R, KARLSSON S, MORISBAK E, DAHL JE. HEMA reduces cell proliferation and induces apoptosis in vitro. *Dent Mater*, 24: 134-40, 2008
123. SANTOS C, CLARKE RL, BRADEN M, GUITIAN F, DAVY KWM. Water sorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials*, 23: 1987-904, 2002

124. Scottish Intercollegiate Guidelines Network. Preventing dental caries in children at high caries risk. A national clinical guideline. Edinburgh: SIGN;2000
125. Scottish Intercollegiate Guidelines Network. Preventing dental caries in children at high caries risk. A national clinical guideline. Edinburgh, 2000
126. SELECMAN J.B., OWENS B.M., JOHNSON W.W, Effect of Preparation Technique, Fissure Morphology, and Material Characteristics on the In Vitro Margin Permeability and Penetrability of Pit and Fissure Sealants. *Pediatric Dentistry*, 29 : 308-314, 2007
127. SHIMIZU, KOICHI; IGARASHI, KOEI; TAKAHASHI, NOBUHIRO. Chairside evaluation of pH-lowering activity and lactic acid production of dental plaque: correlation with caries experience and incidence in preschool children. *Academic Journal*, 39 : 151-58, 2008
128. SIDERIOU I, TSERKI V, PAPANASTASIOU G. Study of watersorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24: 655-65, 2003
129. SIMONSON RJ, Pit and fissure sealants: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24 : 393-414, 2002
130. SIMONSON RJ. Retention and effectiveness of dental sealant after 15 years. *J of the American Dent Assoc*, 122 : 34-42, 1991
131. SMALLRIDGE J. UK national clinical guidelines in paediatric dentistry. Management of the stained fissure in the first permanent molar. *Int J Pediatr Dent*, 10 : 79-83, 2000
132. SÖDERHOLM K.J, Degradation mechanisms of dental resin composites in : Dental materials in vivo aging and related phenomena. Quintessence books. 99-122, 2003
133. SÖDERHOLM K.J.M, MARIOTTI A. Bis-GMA based resins. Are they safe? *J Am Dent Assoc*, 130: 201-8, 1999
134. SÖDERHOLM KJM. Filler leachability during water storage of six composite materials. *Scand J Dent Res*, 98: 82-7, 1990
135. SORNIN G. Physiologie des glandes salivaires in : La salive : etude Clinique et biologique. *Biologistes et praticiens*, 18-29, 1984
136. STANLEY HR. Local and systemic responses to dental composites and glass ionomers. *Adv Dent Res*, 6: 55-64, 1992

137. TAMAI Y, TANAKA H, NAKANISHI K. Molecular simulation of permeation of small penetrant through membranes. II. Solubilities. *Macromolecules*, 28: 2544-54, 1995
138. TANAKA K, TAIRA M, SHINTANI H, WASAKA K, YAMAKI M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible light cured dental composite resin then immersed in water. *J Oral Rehabil* ,18: 53, 1991
139. THIBODEAU EA, O'SULLIVAN DM. Salivary mutans streptococci and caries development in the primary and mixed dentitions of children. *Community Dent Oral Epidemiol.*27 : 406-12, 1999
140. VAN LANDUYT KL, DE MUNCK J, SNAUWAERT J, COUNTINHO E, POITEVIN A, YOSHIDA Y, INOUE S, PEUMANS M, SUZUKI K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of Dentistry Research*. 84: 183-88, 2005
141. VAN LOVEREN C. Antimicrobial activity of fluoride and its in vivo importance: Identification of research questions. *Caries Res*. 35 : 65-70, 2001
142. VAN NOORT R, Resin composites and polyacid-modified resin composites in : Introduction to dental materials. Mosby Elsevier Ed., Edinburgh. 3 : 99-126, 2007
143. VANOBERGEN J, MARTENS L, DECLERK D, Caries prevalence in Belgian children: a review. *Int J Paediatr Dent*. 11:164-70, 2001
144. VANOBERGEN J, MARTENS L, LESSAFRE E, BOGAERTS K, DECLERCK D. The value of a baseline caries risk assessment model in the primary dentition for the prediction of caries incidence in the permanent dentition. *Caries Res*. 35 : 44-50, 2001
145. VAUBERT VM, MOON PC, LOVE BJ. Extractable free monomers from self-cured dental sealants resulting from dispensing errors. *J Biomed Mater Res App Biomat*, 48: 5-10, 1999
146. VENZ S, DICKENS B. NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *J Biomed Mater Res*, 25: 1231-48, 1991
147. VERMEERSCH AG, VREVEN J, Choix, caractéristiques et polymérisation des composites in : Le composite: matériau pour restaurations esthétiques: Applications cliniques. CdP Ed, Paris. 67-87, 1989

148. VIDAILHET B, ROBIN O, POLO A, BRAVETTI P et MAHLER P. Salivation. Encycl Méd Chir. Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, Stomatologie/Odontologie, 22-008-A-05, 2000
149. VREVEN J, RASKIN A, Résines composites. Elsevier SAS, Paris. 10: 1-14, 1997
150. VREVEN J, RASKIN A, SABBAGH J, VERMEERSCH G, LELOUP G, Résines composites. Elsevier SAS, Paris. 10 :1-21, 2005
151. WAGGONER WF. Managing occlusal surfaces of young permanent molars. J Am Dent Assoc, 122 : 72-6, 1991
152. WANDERA A, BHAKTA S, BARKER T. Caries prediction and indicators using a pediatric risk assessment teaching tool. ASDC J Dent Child, 67 : 408-12, 2000
153. WIEGAND A, BUCHALLA W, ATTIN T. Review on fluoride-releasing restorative materials: Fluoride release and influence on caries formation. Dent Mater, 23 : 343-62, 2007
154. WOOD AJ, SARAVIA ME, FARRINGTON FH. Cotton roll isolation versus Vac-Ejector® isolation. ASDC J Dent Child, 56 : 438-41, 1989
155. YAP A, LEE CM. Water sorption and solubility of resin- modified polyalkeonate cements. J Oral Rehabil, 24: 310-4, 1997
156. YAP AUJ, WANG HB, SIOW KS, GAN LM. Polymerization shrinkage of visible- light- cured composites. Oper Dent, 25: 98-103, 2000
157. YENGOPAL V, MICKENAUTSCH S. Resin-modified glass-ionomer cements versus resin-based materials as fissure sealants : a meta-analysis of clinical trials. European Archives of Paediatric Dentistry, 11 : 18-25, 2010
158. YOUSSEF MN, YOUSSEF FA, SOUZA-ZARONI WC, TURBINO ML, VIEIRA MMF. Effect of enamel preparation method on *in vitro* marginal microleakage of a flowable composite used as pit and fissure sealant. International J of Pediatr Dent, 16 : 342-47, 2006

Solubilité de différentes résines fluides et ultra-fluides utilisées en odontologie

Liste des figures	2
Liste des tableaux.....	4
1. Les composites.....	12
1.1. Généralités	12
1.1.1. Historique	12
1.1.2. Composition.....	14
1.1.2.1. Phase organique ou phase dispersante ou matrice résineuse	14
□ La résine matricielle	15
□ Les diluants ou contrôleurs de viscosité	16
□ Les agents de polymérisation	17
□ Les inhibiteurs de prise	18
1.1.2.2. La phase inorganique ou phase dispersée	18
□ Les charges minérales.....	18
□ Les charges organiques et organo-minérales.....	19
1.1.2.3. Les agents de couplage.....	19
1.1.3. Classification	21
1.1.3.1 Classification en fonction des charges.....	22
□ Les composites macrochargés	22
□ Les composites microchargés	22
□ Les composites microchargés homogènes.....	23
□ Les composites microchargés hétérogènes.....	23
□ Les composites hybrides	24
1.1.3.2. Classification en fonction de la viscosité.....	25
1.1.4. Les systèmes adhésifs	27
1.1.4.1. Les systèmes avec mordantage préalable et rinçage	27
□ Les systèmes en trois temps (M&R 3)	27
□ Les systèmes en deux temps (M&R 2)	29

1.1.4.2. Les systèmes auto-mordançants (SAM).....	29
□ Les systèmes auto-mordançant en deux temps (SAM 2)	30
□ Les systèmes auto-mordançant en un temps (SAM 1)	30
1.1.4.3. Avantages et inconvénients des différents systèmes adhésifs amé- dentinaires	31
1.1.5. Polymérisation	32
1.1.5.1. Les résines composites chémozpolymérisables.....	32
1.1.5.2. Les résines composites photopolymérisables	33
1.1.5.3 Les résines composites « duals »	34
1.2.1. Composition-Particularités.....	35
1.2.2 Propriétés	35
1.2.2.1. Le retrait de polymérisation	36
1.2.2.2 Le module d'élasticité	36
1.2.2.3 La résistance à la flexion	37
1.2.2.4 La dureté Vickers.....	37
1.2.2.5. Le coefficient de dilatation thermique	38
1.2.2.6. Le polissage	38
1.2.3. Indications cliniques.....	38
1.3. Les résines composites ultra-fluides.....	40
1.3.1. Composition.....	40
1.3.2. Propriétés	41
1.3.3. Indications cliniques.....	42
 2. Le scellement des puits et fissures.....	 44
2.1. Indications cliniques.....	44
2.1.1. Evaluation du risque carieux individuel.....	44
2.1.1.1. La plaque bactérienne	45
2.1.1.2. Le terrain	46
□ La dent.....	46
□ Présence d'éléments rétectifs.....	46
□ La salive.....	46
2.1.1.3. L'alimentation.....	47
2.1.1.4. Autres facteurs de risque	47

□ L'âge	47
□ L'état de santé général	47
□ L'état de santé bucco-dentaire.....	48
□ Les facteurs socio-économiques	48
2.1.2. Critères de décision pour le scellement des puits et fissures	48
2.1.2.1. Facteurs de risques individuels	49
2.1.2.2. Facteurs de risques collectifs	49
2.2. Matériaux utilisés	50
2.2.1. Les résines composites	50
2.2.2. Les ciments verre-ionomères (CVI)	51
2.3. Bénéfices du scellement des puits et fissures	52
2.4. Protocoles cliniques pour un matériau à base de résine	53
2.4.1. Le nettoyage	53
2.4.2. L'isolation.....	53
2.4.3. Préparation et conditionnement de la surface amélaire	54
2.4.4. Mise en place d'un adhésif	54
2.4.5. Mise en place de la résine de scellement	55
3. Fluides environnants des résines composites	57
3.1. Les fluides intrinsèques	57
3.1.1. La salive	57
3.1.1.1. Production	57
□ Les glandes salivaires	57
□ Régulation du flux salivaire	59
3.1.1.2. Composition.....	61
□ Les glucides.....	61
□ L'urée.....	61
□ L'acide urique	61
□ La créatinine	61
□ Les composants ioniques	61
□ Les stéroïdes	62
□ Les protides	62
□ Les enzymes.....	62

□ Autres	63
3.1.1.2. Rôles	64
3.1.2. Le fluide gingival	65
3.1.2.1. Production	65
□ La filtration capillaire	67
□ Le drainage lymphatique.....	67
□ Le compartiment interstitiel	68
□ La perméabilité des épithéliums sulculaires.....	68
3.1.2.2. Composition.....	69
3.1.2.3. Rôle	70
3.1.3. Le fluide dentinaire	70
3.1.4. Le fluide gastrique	72
3.1.4.1 Le reflux gastro-oesophagien	72
3.1.4.2. L'anorexie et la boulimie	73
3.2. Les fluides extrinsèques	73
3.2.1. L'alimentation	73
 4. Etude de l'absorption et de la solubilité de résines composites fluides et ultrafluides	 76
4.1. Introduction-Problématique.....	77
4.2. Matériels et méthodes	80
4.3. Résultats.....	87
4.4. Discussion	120
 Conclusion.....	 130
 Bibliographie.....	 133
 Annexes.....	 150

Annexes : données statistiques de l'étude expérimentale

Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	100
Number of Observations Used	100

Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

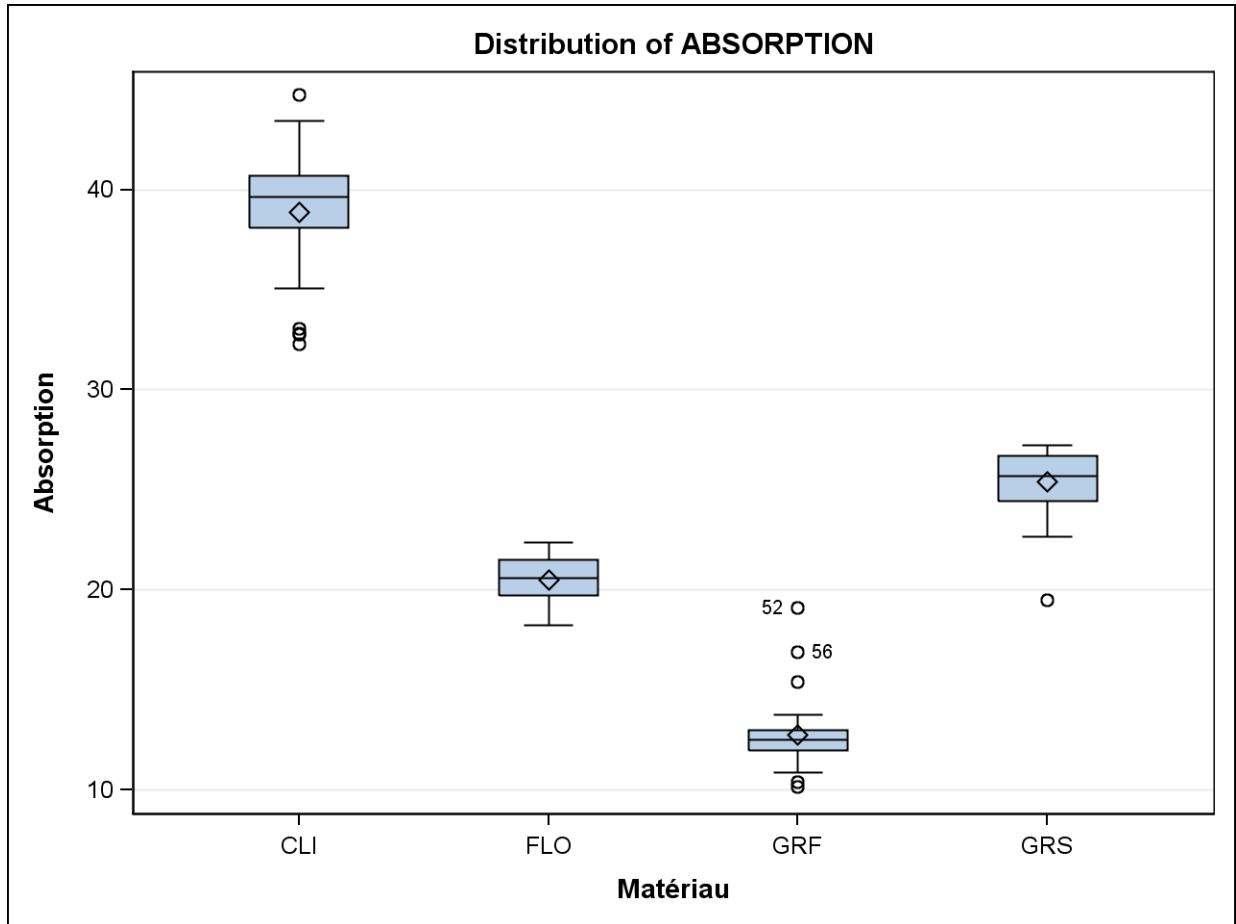
Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	19	9291.108998	489.005737	213.40	<.0001
Error	80	183.316912	2.291461		
Corrected Total	99	9474.425910			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.980651	6.206932	1.513757	24.38818

Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	9012.193127	3004.064376	1310.98	<.0001
MILIEU	4	140.989137	35.247284	15.38	<.0001
MATERIAU*MILIEU	12	137.926734	11.493895	5.02	<.0001

Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure



Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

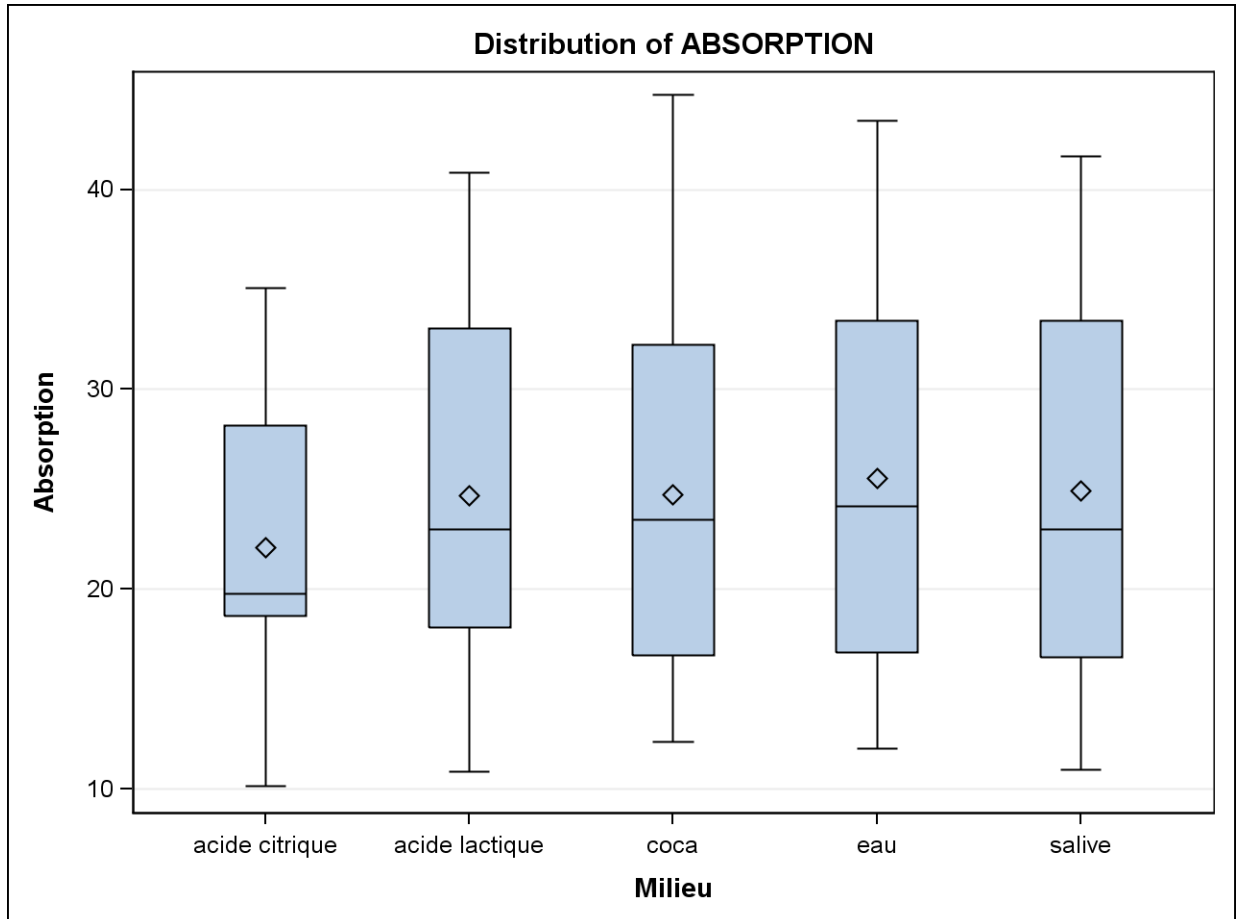
Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	80
Erreur quadratique moyenne	2.291461
Valeur critique de t	2.70545
Différence significative minimale	1.1584

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
CLI - GRS	13.4645	12.3062	14.6229	***
CLI - FLO	18.3466	17.1883	19.5050	***
CLI - GRF	26.0919	24.9335	27.2502	***
GRS - CLI	-13.4645	-14.6229	-12.3062	***
GRS - FLO	4.8821	3.7238	6.0405	***
GRS - GRF	12.6273	11.4690	13.7857	***
FLO - CLI	-18.3466	-19.5050	-17.1883	***
FLO - GRS	-4.8821	-6.0405	-3.7238	***
FLO - GRF	7.7452	6.5869	8.9036	***
GRF - CLI	-26.0919	-27.2502	-24.9335	***
GRF - GRS	-12.6273	-13.7857	-11.4690	***
GRF - FLO	-7.7452	-8.9036	-6.5869	***

Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure



Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	80
Erreur quadratique moyenne	2.291461
Valeur critique de t	2.88697
Différence significative minimale	1.382

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.					
Comparaison de MILIEU		Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
eau	- salive	0.6211	-0.7609	2.0030	
eau	- coca	0.7833	-0.5986	2.1653	
eau	- acide lactique	0.8511	-0.5309	2.2330	
eau	- acide citrique	3.4356	2.0537	4.8176	***
salive	- eau	-0.6211	-2.0030	0.7609	
salive	- coca	0.1623	-1.2197	1.5443	
salive	- acide lactique	0.2300	-1.1520	1.6120	
salive	- acide citrique	2.8146	1.4326	4.1965	***
coca	- eau	-0.7833	-2.1653	0.5986	
coca	- salive	-0.1623	-1.5443	1.2197	
coca	- acide lactique	0.0677	-1.3143	1.4497	
coca	- acide citrique	2.6523	1.2703	4.0342	***
acide lactique	- eau	-0.8511	-2.2330	0.5309	
acide lactique	- salive	-0.2300	-1.6120	1.1520	
acide lactique	- coca	-0.0677	-1.4497	1.3143	
acide lactique	- acide citrique	2.5846	1.2026	3.9665	***
acide citrique	- eau	-3.4356	-4.8176	-2.0537	***

Analyse globale (ANOVA) Absorption

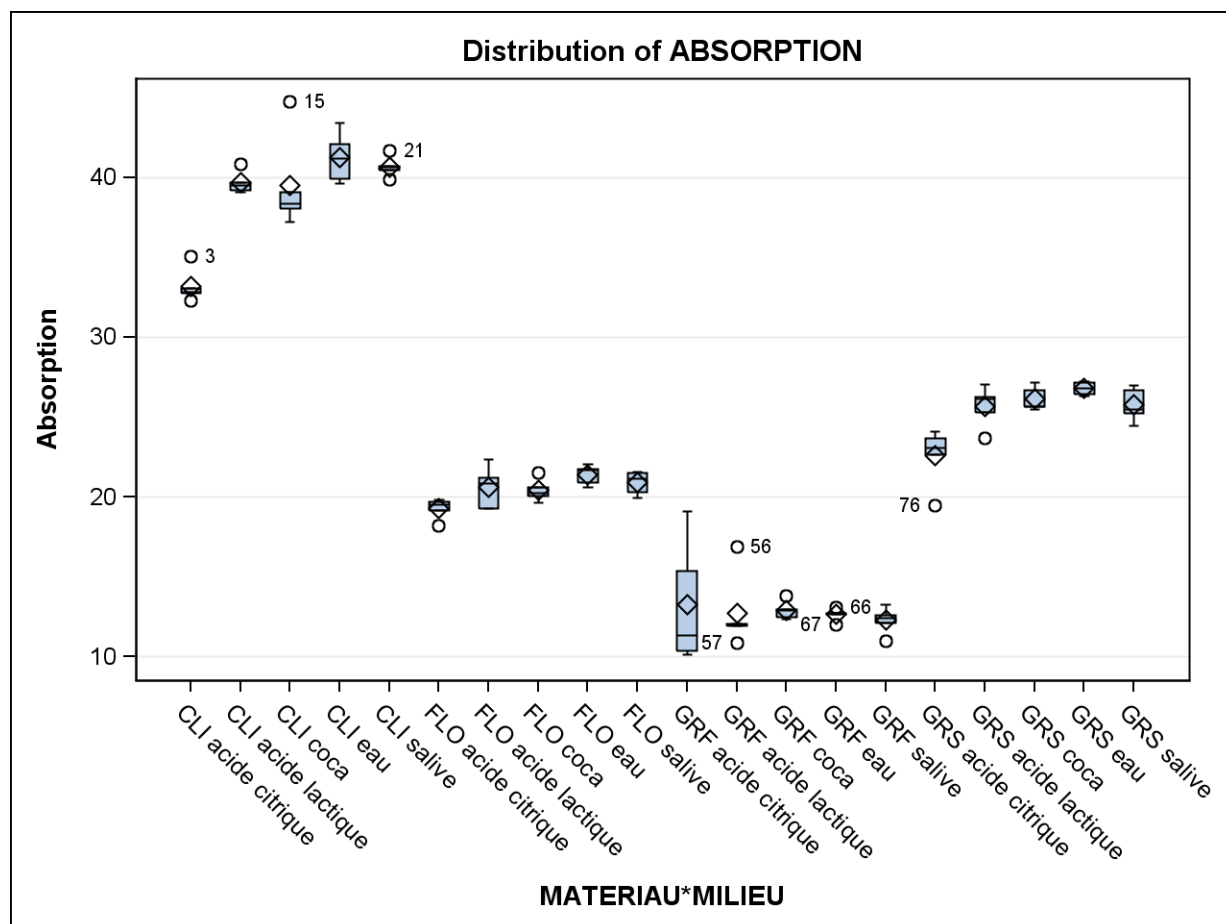
The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide citrique - salive	-2.8146	-4.1965	-1.4326	***
acide citrique - coca	-2.6523	-4.0342	-1.2703	***
acide citrique - acide lactique	-2.5846	-3.9665	-1.2026	***

Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure



Niveau de MATERIAU	Niveau de MILIEU	N	ABSORPTION	
			Moyenne	Ecart-type
CLI	acide citrique	5	33.1986095	1.07999506
CLI	acide lactique	5	39.6733942	0.69562218
CLI	coca	5	39.4994842	3.00632915
CLI	eau	5	41.2683665	1.56336813
CLI	salive	5	40.6797975	0.64869668
FLO	acide citrique	5	19.2902170	0.64685706
FLO	acide lactique	5	20.5986474	1.32079246
FLO	coca	5	20.4208625	0.69679983

Analyse globale (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Niveau de MATERIAU	Niveau de MILIEU	N	ABSORPTION	
			Moyenne	Ecart-type
FLO	eau	5	21.3904616	0.60571841
FLO	salive	5	20.8862803	0.73855995
GRF	acide citrique	5	13.2782229	3.88335986
GRF	acide lactique	5	12.7465438	2.37184326
GRF	coca	5	12.9124867	0.55668320
GRF	eau	5	12.6476281	0.39117861
GRF	salive	5	12.2754635	0.84331826
GRS	acide citrique	5	22.5960293	1.82964692
GRS	acide lactique	5	25.6827662	1.28198147
GRS	coca	5	26.1393419	0.75372372
GRS	eau	5	26.7991164	0.41600387
GRS	salive	5	25.7797841	1.05010669

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=acide citrique

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Milieu=acide citrique

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	1045.717341	348.572447	69.67	<.0001
Error	16	80.051620	5.003226		
Corrected Total	19	1125.768961			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.928892	10.12545	2.236789	22.09077

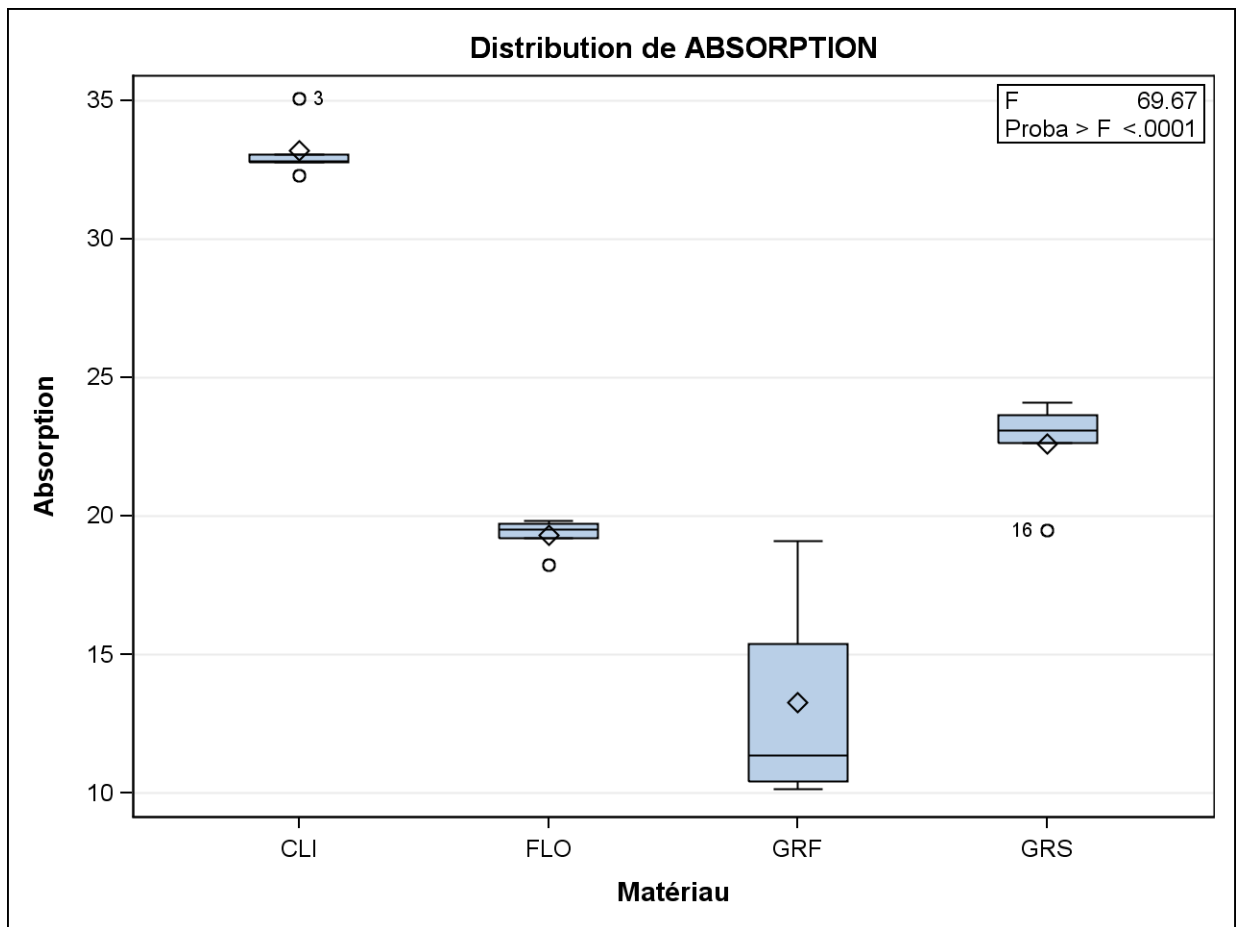
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	1045.717341	348.572447	69.67	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

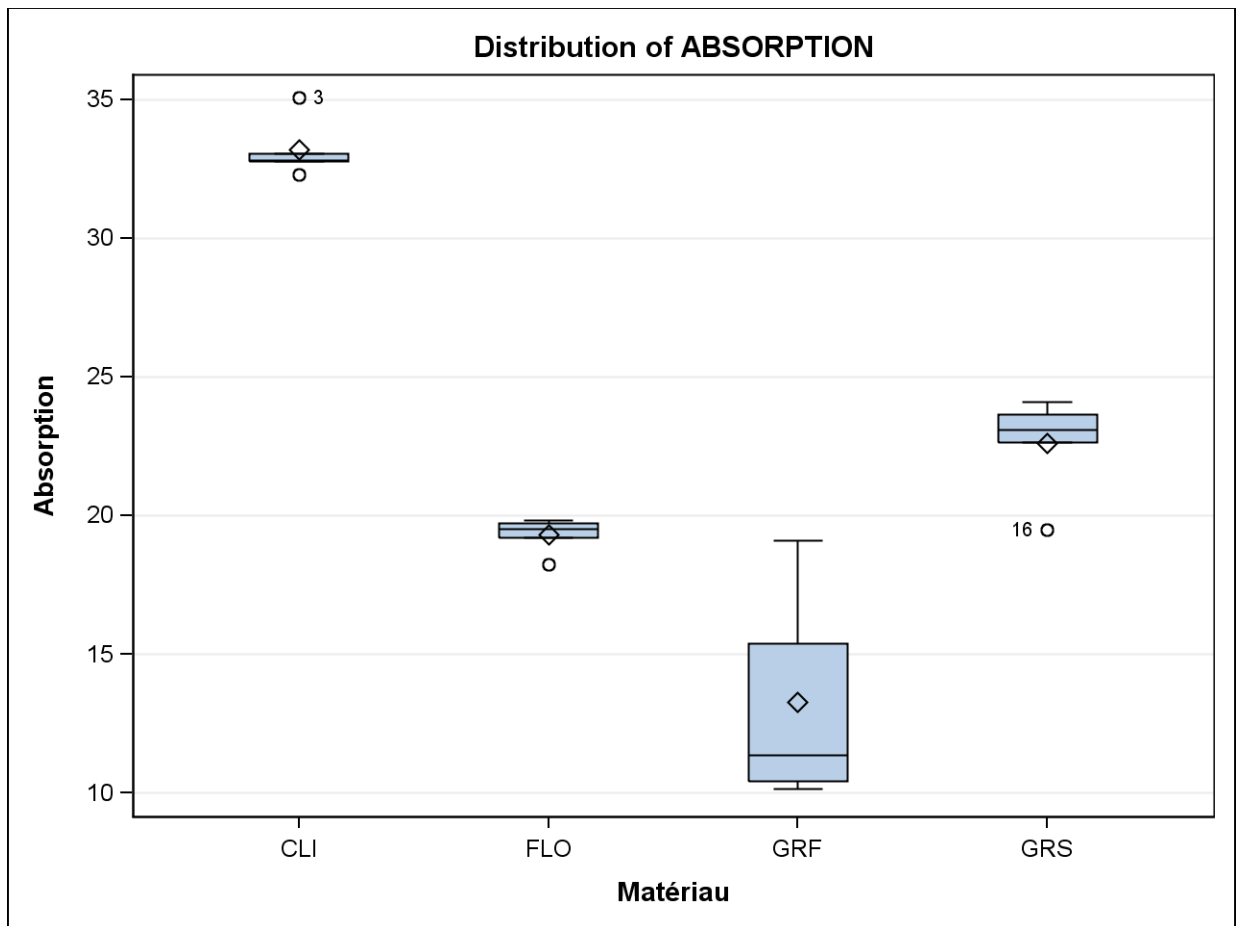
Milieu=acide citrique



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=acide citrique



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Milieu=acide citrique

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	5.003226
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	4.2558

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
CLI - GRS	10.603	6.347	14.858	***
CLI - FLO	13.908	9.653	18.164	***
CLI - GRF	19.920	15.665	24.176	***
GRS - CLI	-10.603	-14.858	-6.347	***
GRS - FLO	3.306	-0.950	7.562	
GRS - GRF	9.318	5.062	13.574	***
FLO - CLI	-13.908	-18.164	-9.653	***
FLO - GRS	-3.306	-7.562	0.950	
FLO - GRF	6.012	1.756	10.268	***
GRF - CLI	-19.920	-24.176	-15.665	***
GRF - GRS	-9.318	-13.574	-5.062	***
GRF - FLO	-6.012	-10.268	-1.756	***

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=acide lactique

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Milieu=acide lactique

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	1924.360685	641.453562	270.16	<.0001
Error	16	37.990000	2.374375		
Corrected Total	19	1962.350685			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.980641	6.244699	1.540901	24.67534

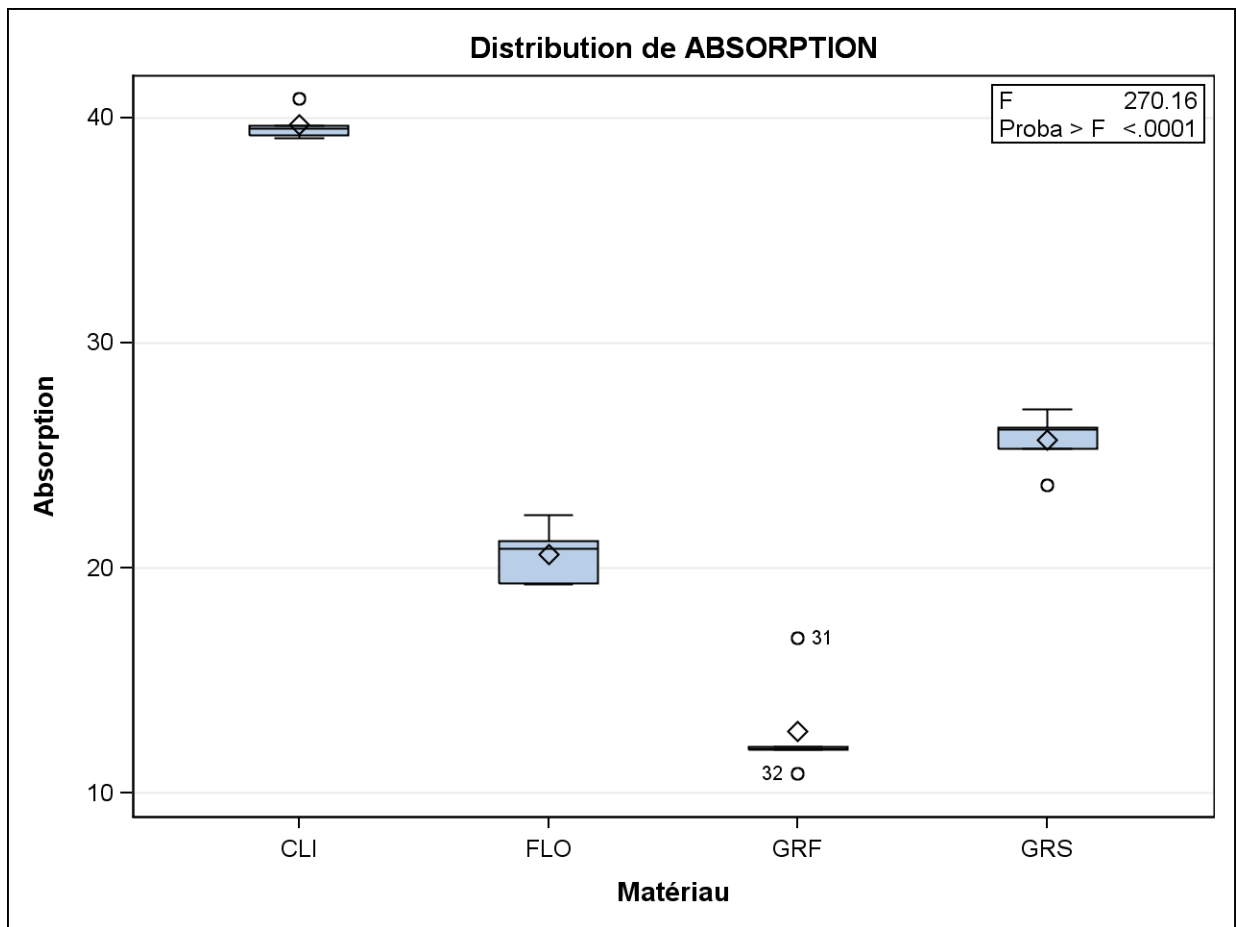
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	1924.360685	641.453562	270.16	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

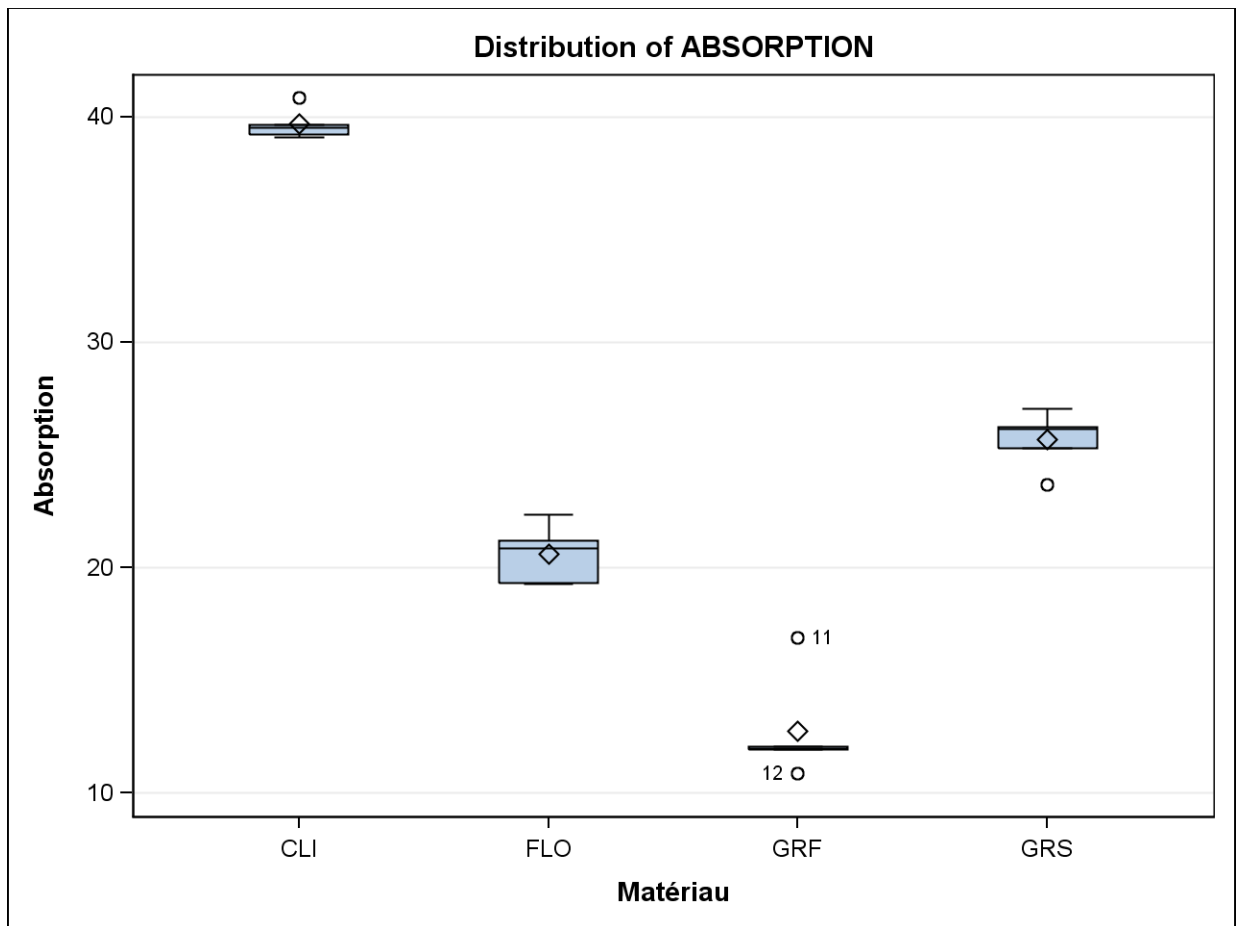
Milieu=acide lactique



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=acide lactique



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Milieu=acide lactique

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	2.374375
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	2.9318

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
CLI - GRS	13.9906	11.0589	16.9224	***
CLI - FLO	19.0747	16.1430	22.0065	***
CLI - GRF	26.9269	23.9951	29.8586	***
GRS - CLI	-13.9906	-16.9224	-11.0589	***
GRS - FLO	5.0841	2.1523	8.0159	***
GRS - GRF	12.9362	10.0044	15.8680	***
FLO - CLI	-19.0747	-22.0065	-16.1430	***
FLO - GRS	-5.0841	-8.0159	-2.1523	***
FLO - GRF	7.8521	4.9203	10.7839	***
GRF - CLI	-26.9269	-29.8586	-23.9951	***
GRF - GRS	-12.9362	-15.8680	-10.0044	***
GRF - FLO	-7.8521	-10.7839	-4.9203	***

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=coca

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Milieu=coca

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	1891.727570	630.575857	242.49	<.0001
Error	16	41.606162	2.600385		
Corrected Total	19	1933.333733			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.978480	6.517270	1.612571	24.74304

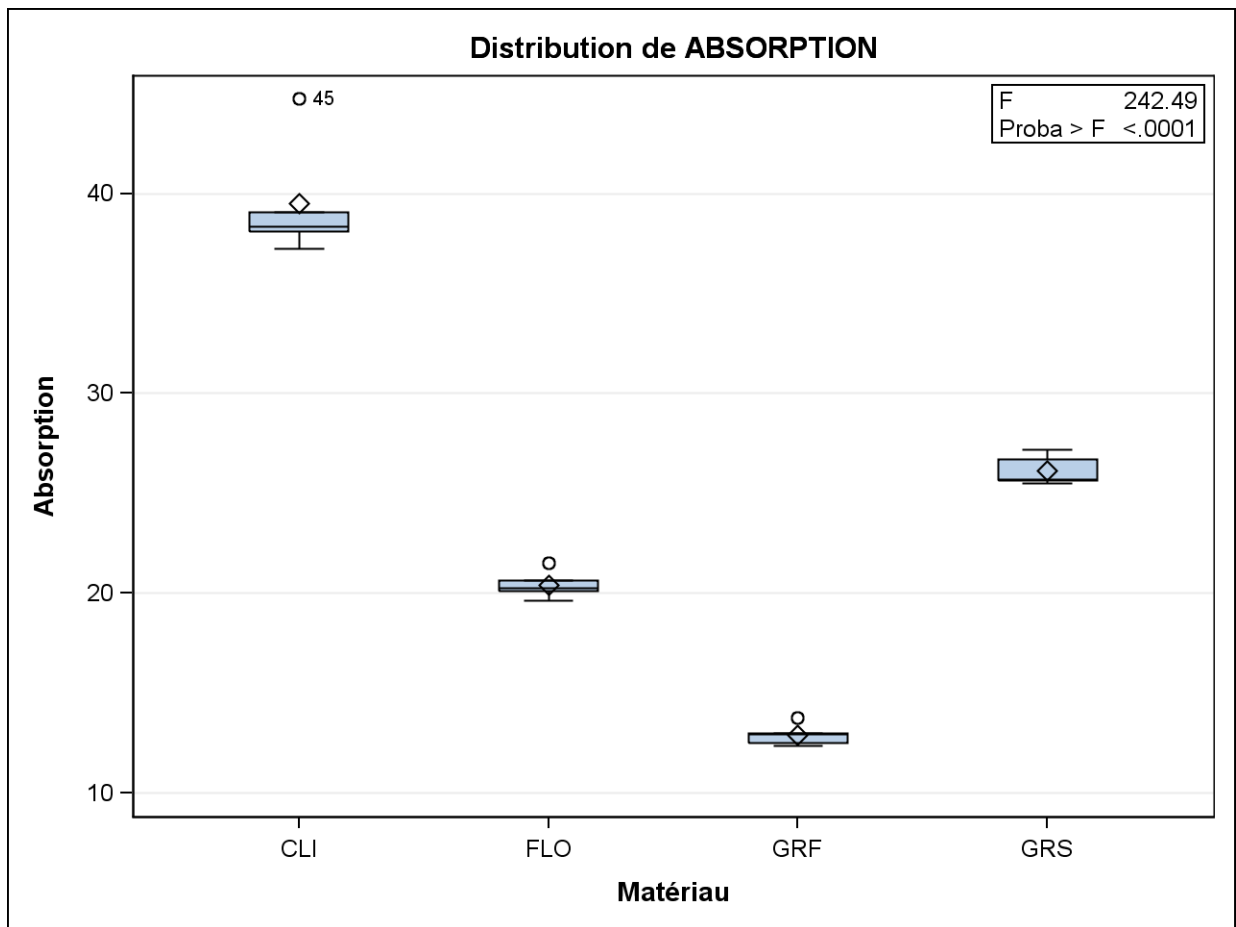
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	1891.727570	630.575857	242.49	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

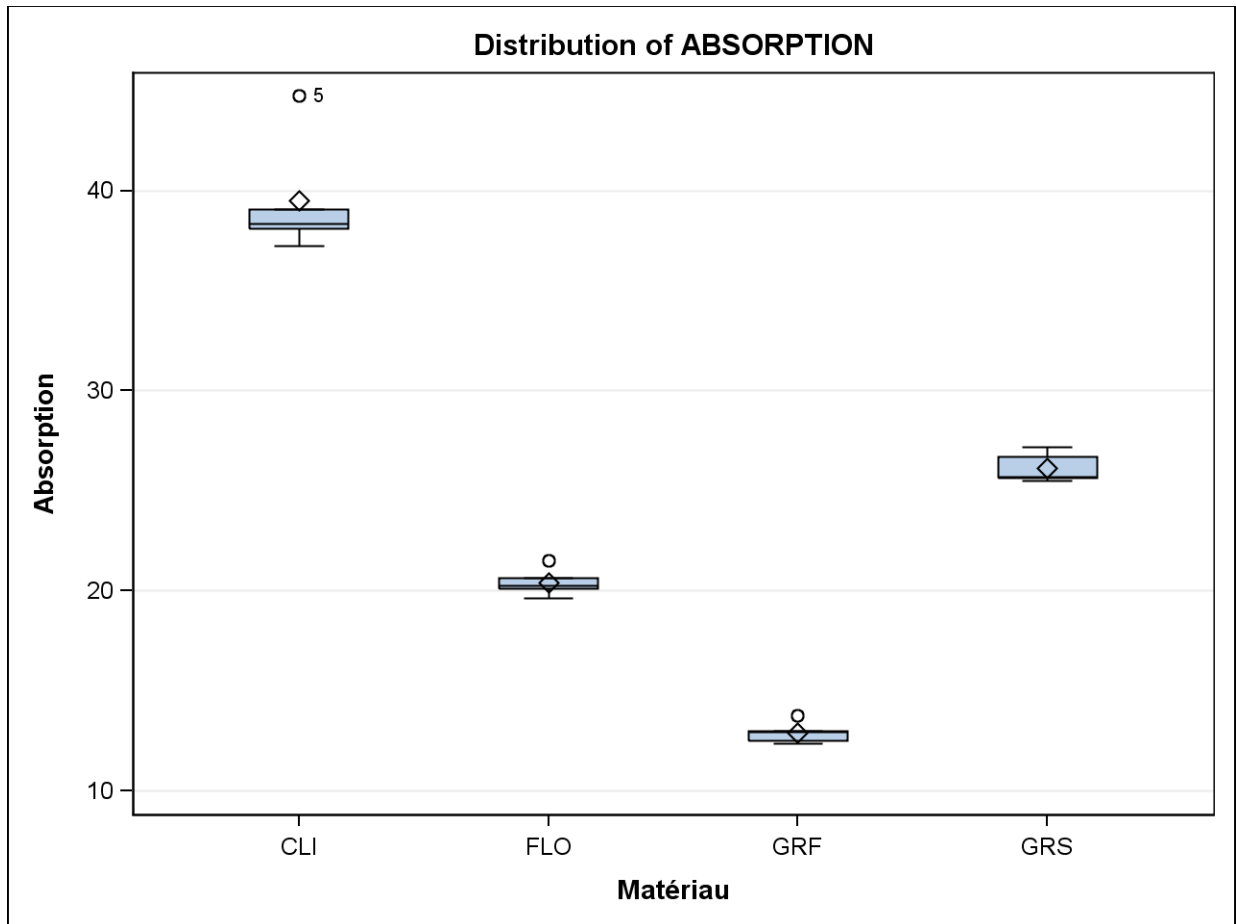
Milieu=coca



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=coca



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Milieu=coca

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	2.600385
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	3.0681

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
CLI - GRS	13.360	10.292	16.428	***
CLI - FLO	19.079	16.010	22.147	***
CLI - GRF	26.587	23.519	29.655	***
GRS - CLI	-13.360	-16.428	-10.292	***
GRS - FLO	5.718	2.650	8.787	***
GRS - GRF	13.227	10.159	16.295	***
FLO - CLI	-19.079	-22.147	-16.010	***
FLO - GRS	-5.718	-8.787	-2.650	***
FLO - GRF	7.508	4.440	10.577	***
GRF - CLI	-26.587	-29.655	-23.519	***
GRF - GRS	-13.227	-16.295	-10.159	***
GRF - FLO	-7.508	-10.577	-4.440	***

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=eau

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Milieu=eau

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	2161.990347	720.663449	918.89	<.0001
Error	16	12.548378	0.784274		
Corrected Total	19	2174.538725			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.994229	3.469320	0.885592	25.52639

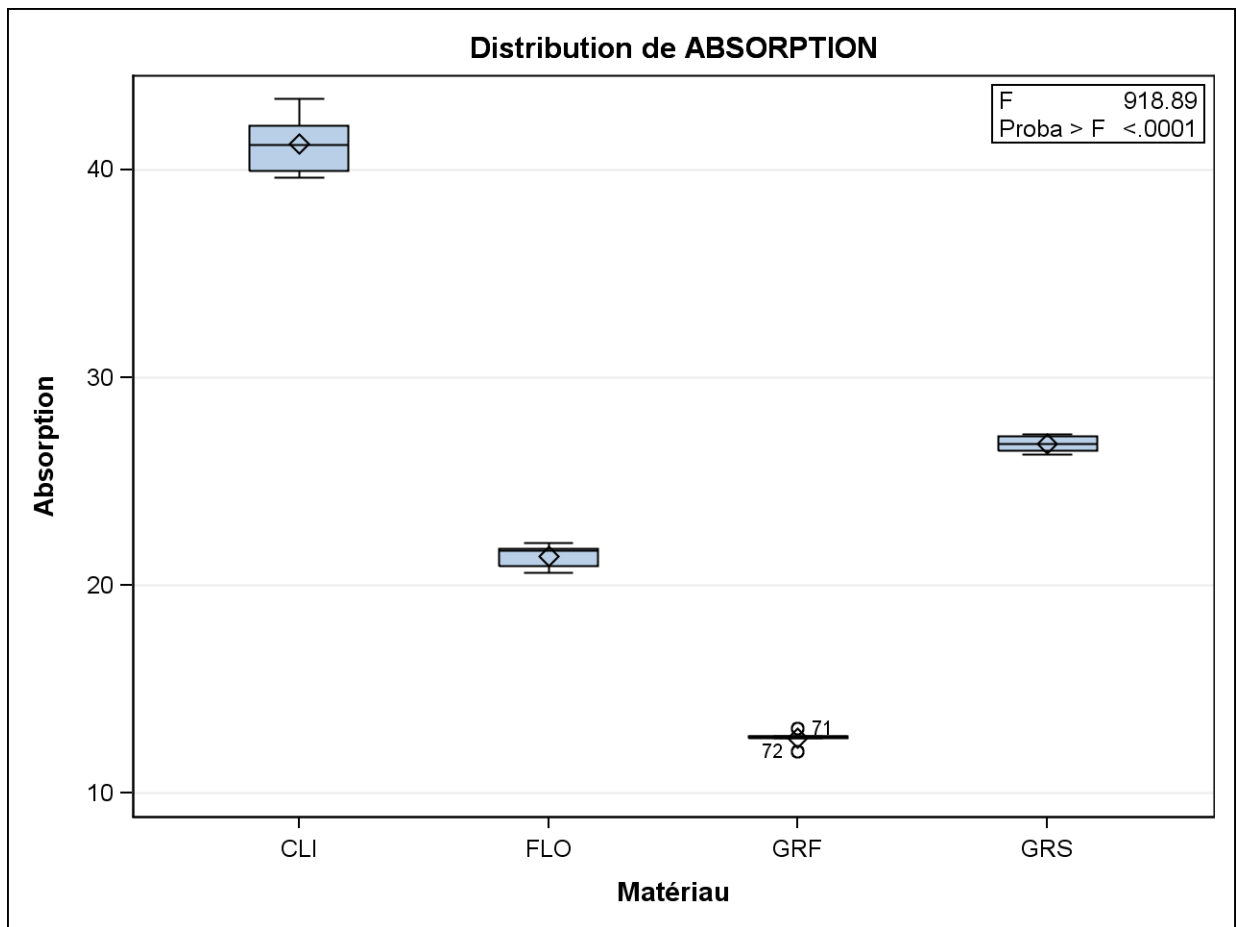
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	2161.990347	720.663449	918.89	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

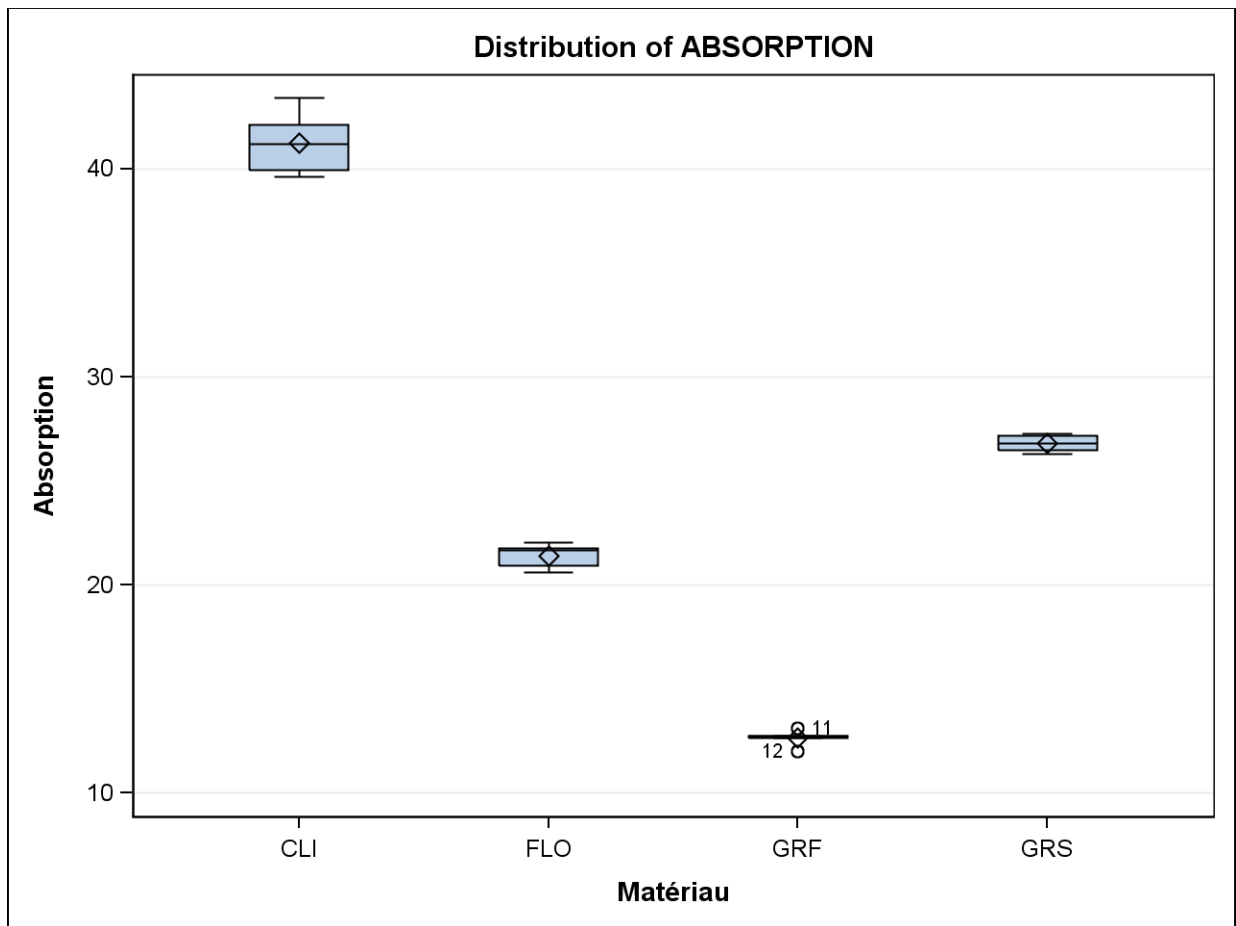
Milieu=eau



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=eau



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Milieu=eau

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	0.784274
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	1.685

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
CLI - GRS	14.4693	12.7843	16.1542	***
CLI - FLO	19.8779	18.1929	21.5629	***
CLI - GRF	28.6207	26.9358	30.3057	***
GRS - CLI	-14.4693	-16.1542	-12.7843	***
GRS - FLO	5.4087	3.7237	7.0936	***
GRS - GRF	14.1515	12.4665	15.8364	***
FLO - CLI	-19.8779	-21.5629	-18.1929	***
FLO - GRS	-5.4087	-7.0936	-3.7237	***
FLO - GRF	8.7428	7.0579	10.4278	***
GRF - CLI	-28.6207	-30.3057	-26.9358	***
GRF - GRS	-14.1515	-15.8364	-12.4665	***
GRF - FLO	-8.7428	-10.4278	-7.0579	***

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=salive

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Milieu=salive

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	2126.323918	708.774639	1019.75	<.0001
Error	16	11.120752	0.695047		
Corrected Total	19	2137.444670			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.994797	3.347455	0.833695	24.90533

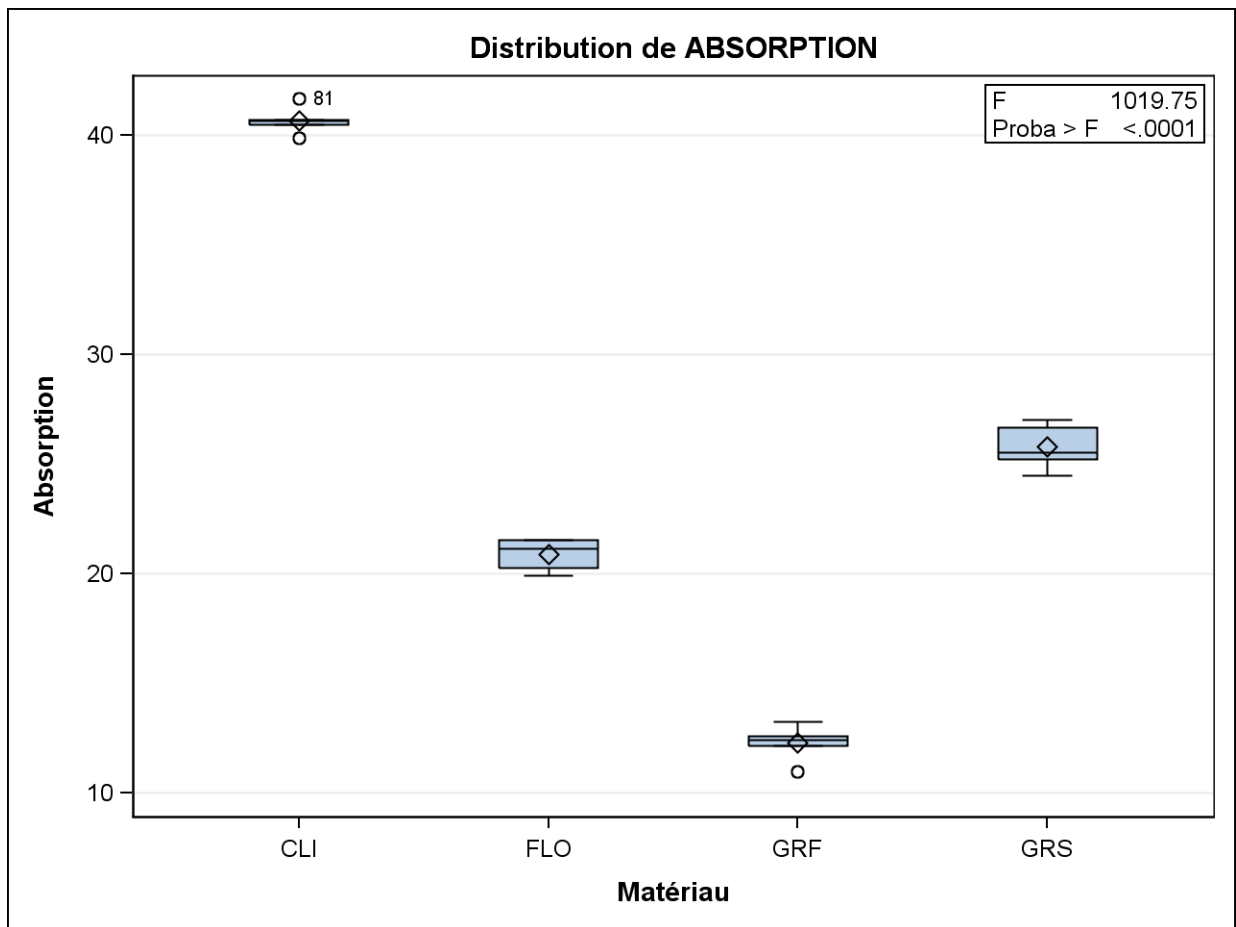
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	2126.323918	708.774639	1019.75	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

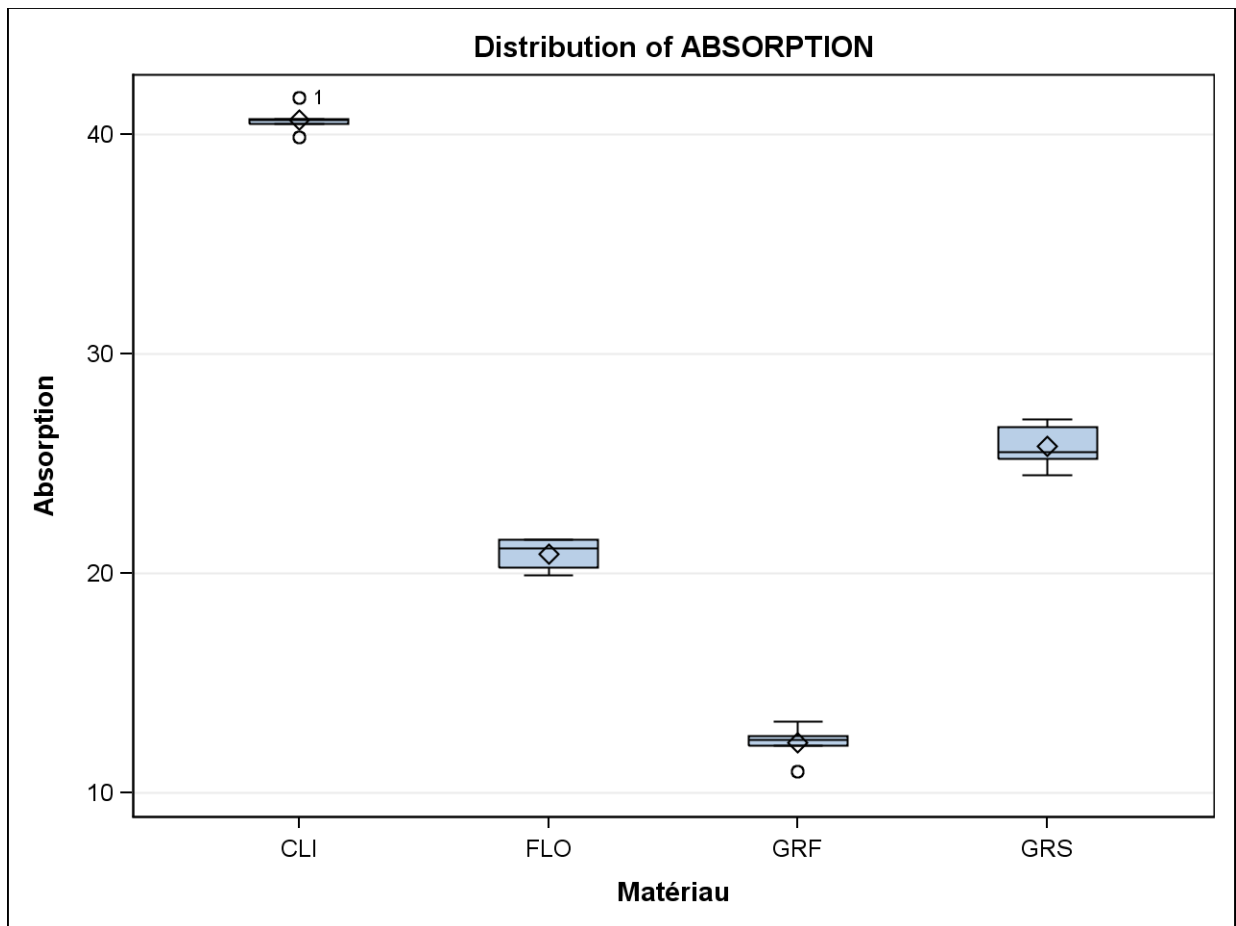
Milieu=salive



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Milieu=salive



Analyse par milieu (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Milieu=salive

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	0.695047
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	1.5862

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
CLI - GRS	14.9000	13.3138	16.4862	***
CLI - FLO	19.7935	18.2073	21.3797	***
CLI - GRF	28.4043	26.8181	29.9906	***
GRS - CLI	-14.9000	-16.4862	-13.3138	***
GRS - FLO	4.8935	3.3073	6.4797	***
GRS - GRF	13.5043	11.9181	15.0905	***
FLO - CLI	-19.7935	-21.3797	-18.2073	***
FLO - GRS	-4.8935	-6.4797	-3.3073	***
FLO - GRF	8.6108	7.0246	10.1970	***
GRF - CLI	-28.4043	-29.9906	-26.8181	***
GRF - GRS	-13.5043	-15.0905	-11.9181	***
GRF - FLO	-8.6108	-10.1970	-7.0246	***

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=CLI

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Matériau=CLI

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	211.1685372	52.7921343	19.48	<.0001
Error	20	54.2128871	2.7106444		
Corrected Total	24	265.3814242			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.795717	4.236328	1.646403	38.86393

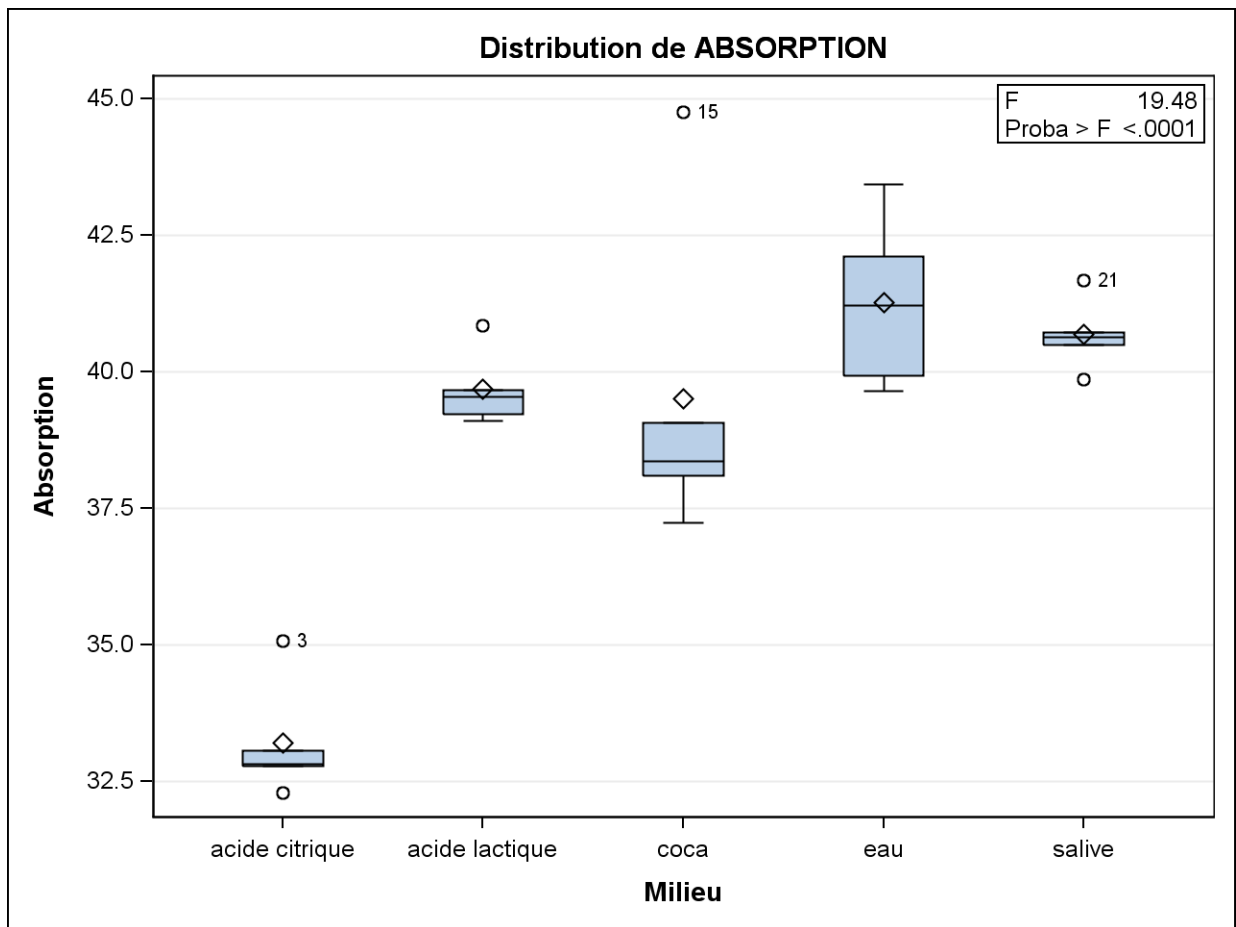
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	211.1685372	52.7921343	19.48	<.0001

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

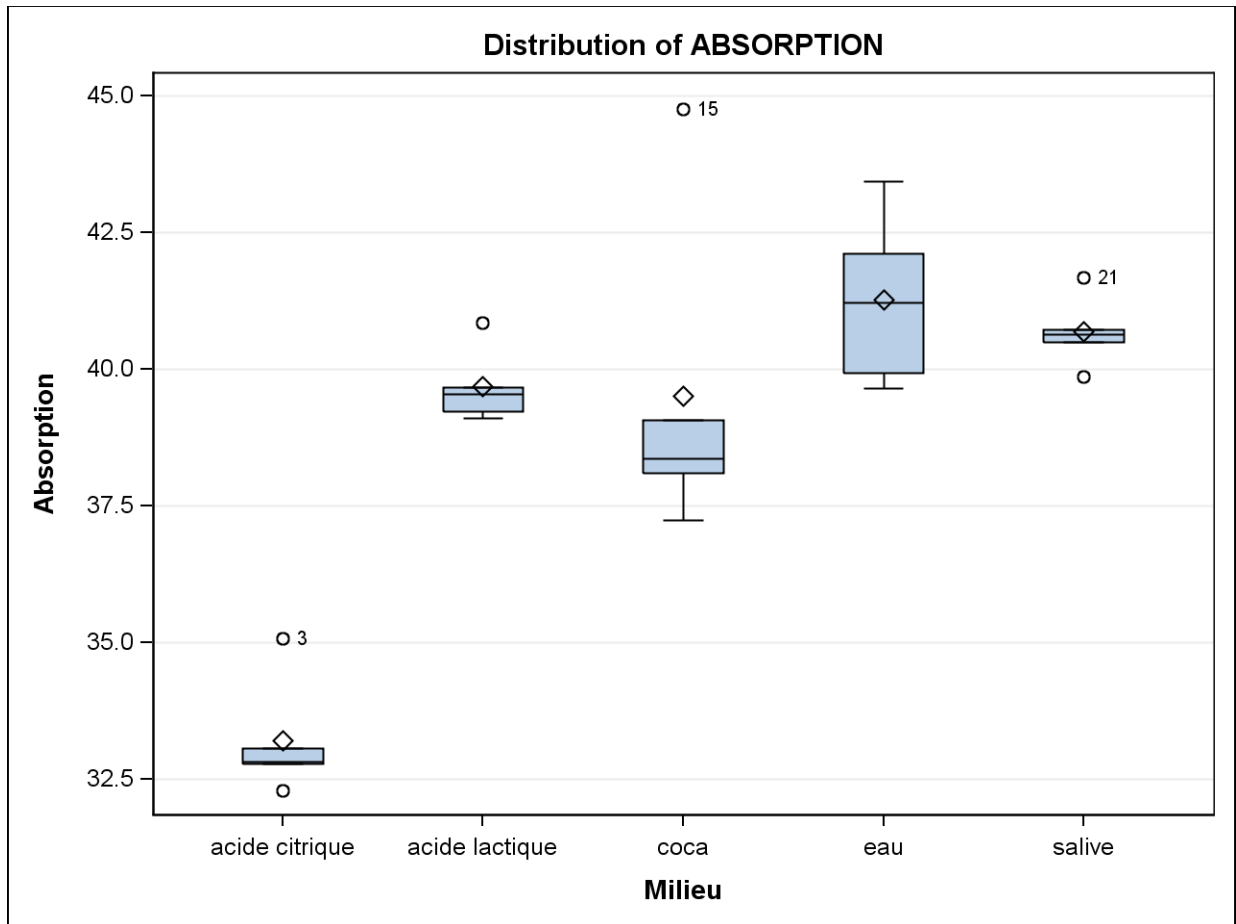
Matériau=CLI



Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=CLI



Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Matériau=CLI

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	2.710644
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	3.2836

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
eau - salive	0.589	-2.695	3.872	
eau - acide lactique	1.595	-1.689	4.879	
eau - coca	1.769	-1.515	5.052	
eau - acide citrique	8.070	4.786	11.353	***
salive - eau	-0.589	-3.872	2.695	
salive - acide lactique	1.006	-2.277	4.290	
salive - coca	1.180	-2.103	4.464	
salive - acide citrique	7.481	4.198	10.765	***
acide lactique - eau	-1.595	-4.879	1.689	
acide lactique - salive	-1.006	-4.290	2.277	
acide lactique - coca	0.174	-3.110	3.457	
acide lactique - acide citrique	6.475	3.191	9.758	***
coca - eau	-1.769	-5.052	1.515	
coca - salive	-1.180	-4.464	2.103	

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Matériau=CLI

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
coca - acide lactique	-0.174	-3.457	3.110	
coca - acide citrique	6.301	3.017	9.584	***
acide citrique - eau	-8.070	-11.353	-4.786	***
acide citrique - salive	-7.481	-10.765	-4.198	***
acide citrique - acide lactique	-6.475	-9.758	-3.191	***
acide citrique - coca	-6.301	-9.584	-3.017	***

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=FLO

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Matériau=FLO

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	12.10103965	3.02525991	4.25	0.0119
Error	20	14.24324951	0.71216248		
Corrected Total	24	26.34428916			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.459342	4.113102	0.843897	20.51729

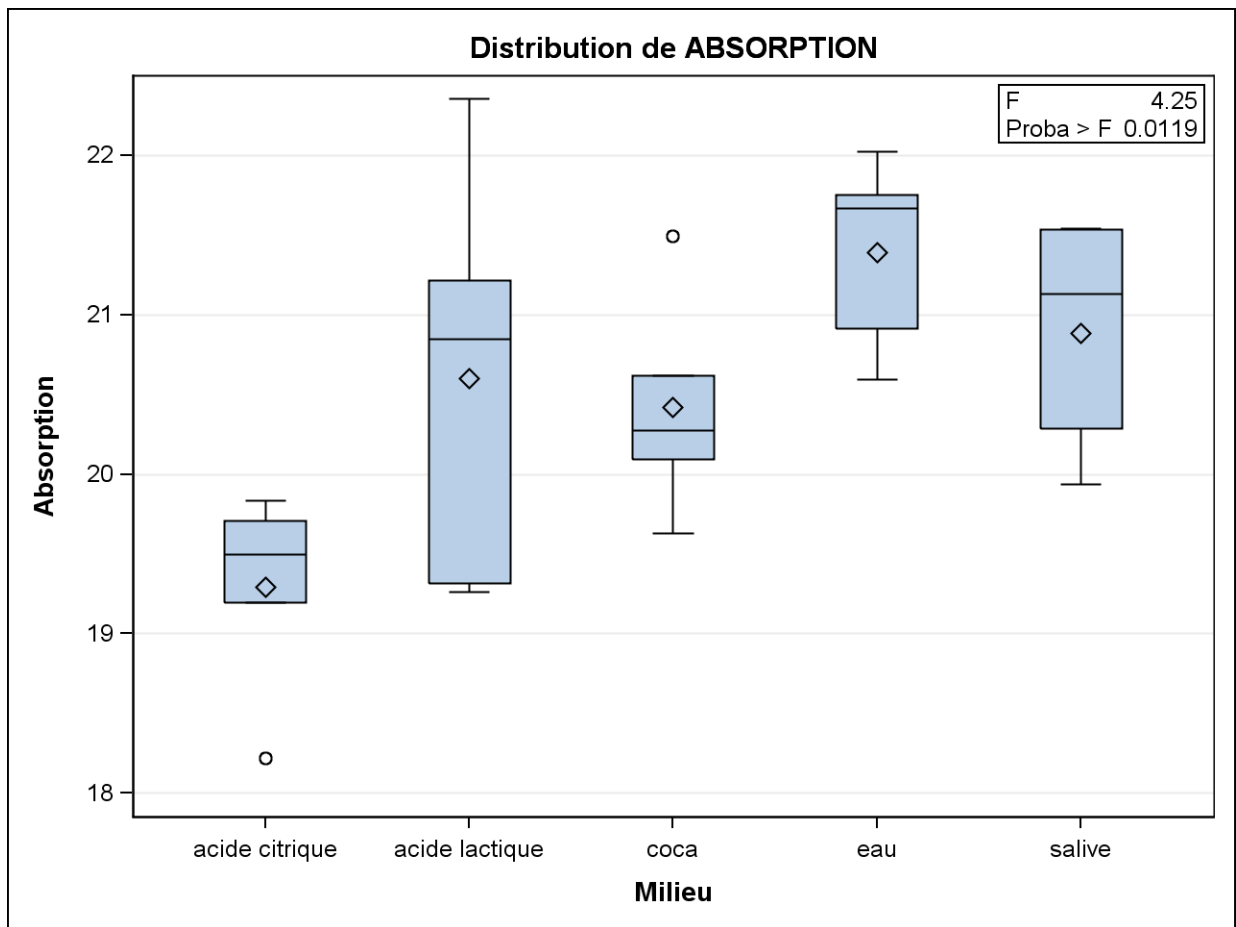
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	12.10103965	3.02525991	4.25	0.0119

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

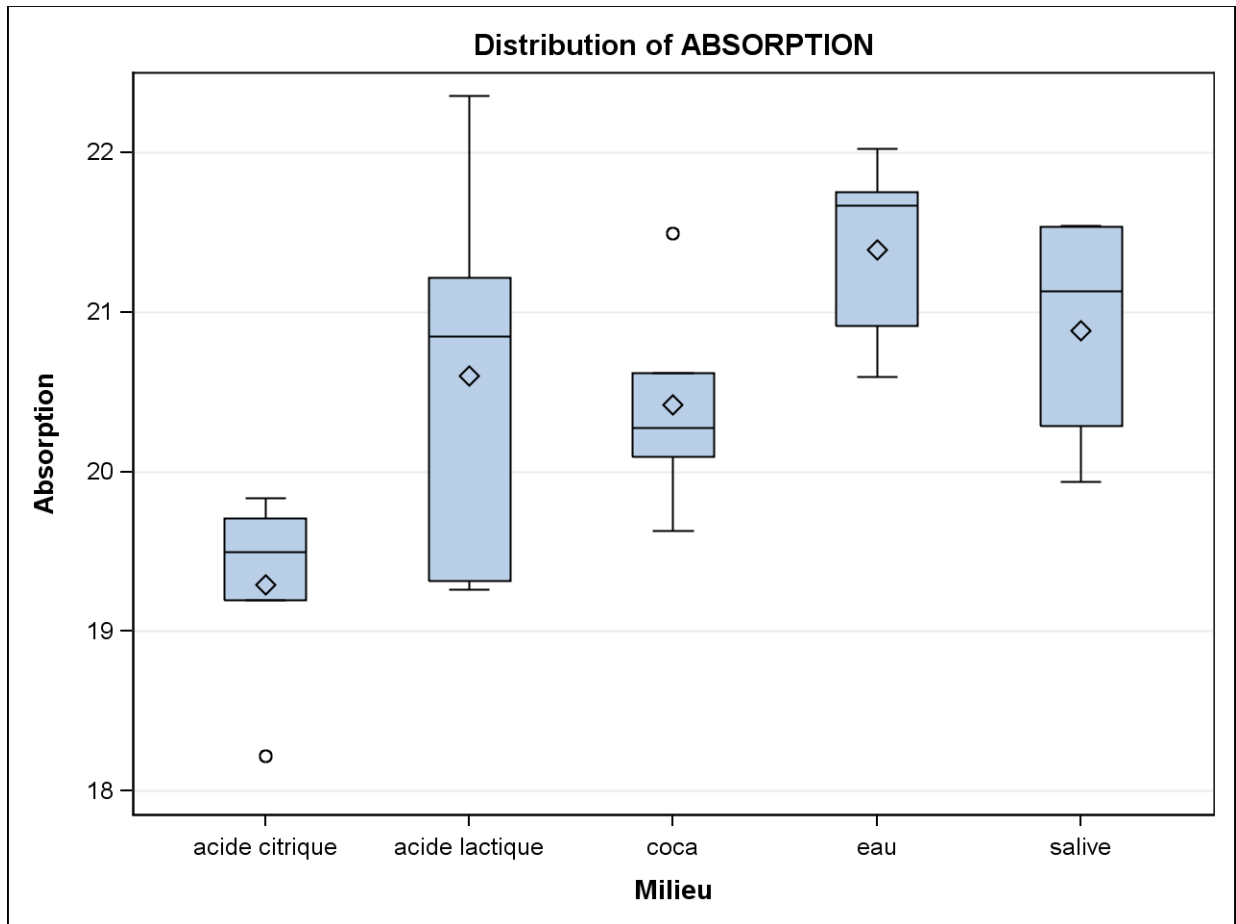
Matériau=FLO



Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=FLO



Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Matériau=FLO

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	0.712162
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	1.6831

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
eau - salive	0.5042	-1.1789	2.1872	
eau - acide lactique	0.7918	-0.8912	2.4749	
eau - coca	0.9696	-0.7135	2.6527	
eau - acide citrique	2.1002	0.4172	3.7833	***
salive - eau	-0.5042	-2.1872	1.1789	
salive - acide lactique	0.2876	-1.3954	1.9707	
salive - coca	0.4654	-1.2176	2.1485	
salive - acide citrique	1.5961	-0.0870	3.2791	
acide lactique - eau	-0.7918	-2.4749	0.8912	
acide lactique - salive	-0.2876	-1.9707	1.3954	
acide lactique - coca	0.1778	-1.5053	1.8608	
acide lactique - acide citrique	1.3084	-0.3746	2.9915	
coca - eau	-0.9696	-2.6527	0.7135	
coca - salive	-0.4654	-2.1485	1.2176	

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Matériau=FLO

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
coca - acide lactique	-0.1778	-1.8608	1.5053	
coca - acide citrique	1.1306	-0.5524	2.8137	
acide citrique - eau	-2.1002	-3.7833	-0.4172	***
acide citrique - salive	-1.5961	-3.2791	0.0870	
acide citrique - acide lactique	-1.3084	-2.9915	0.3746	
acide citrique - coca	-1.1306	-2.8137	0.5524	

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=GRF

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Matériau=GRF

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	2.69331526	0.67332881	0.15	0.9590
Error	20	87.52090723	4.37604536		
Corrected Total	24	90.21422248			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.029855	16.37871	2.091900	12.77207

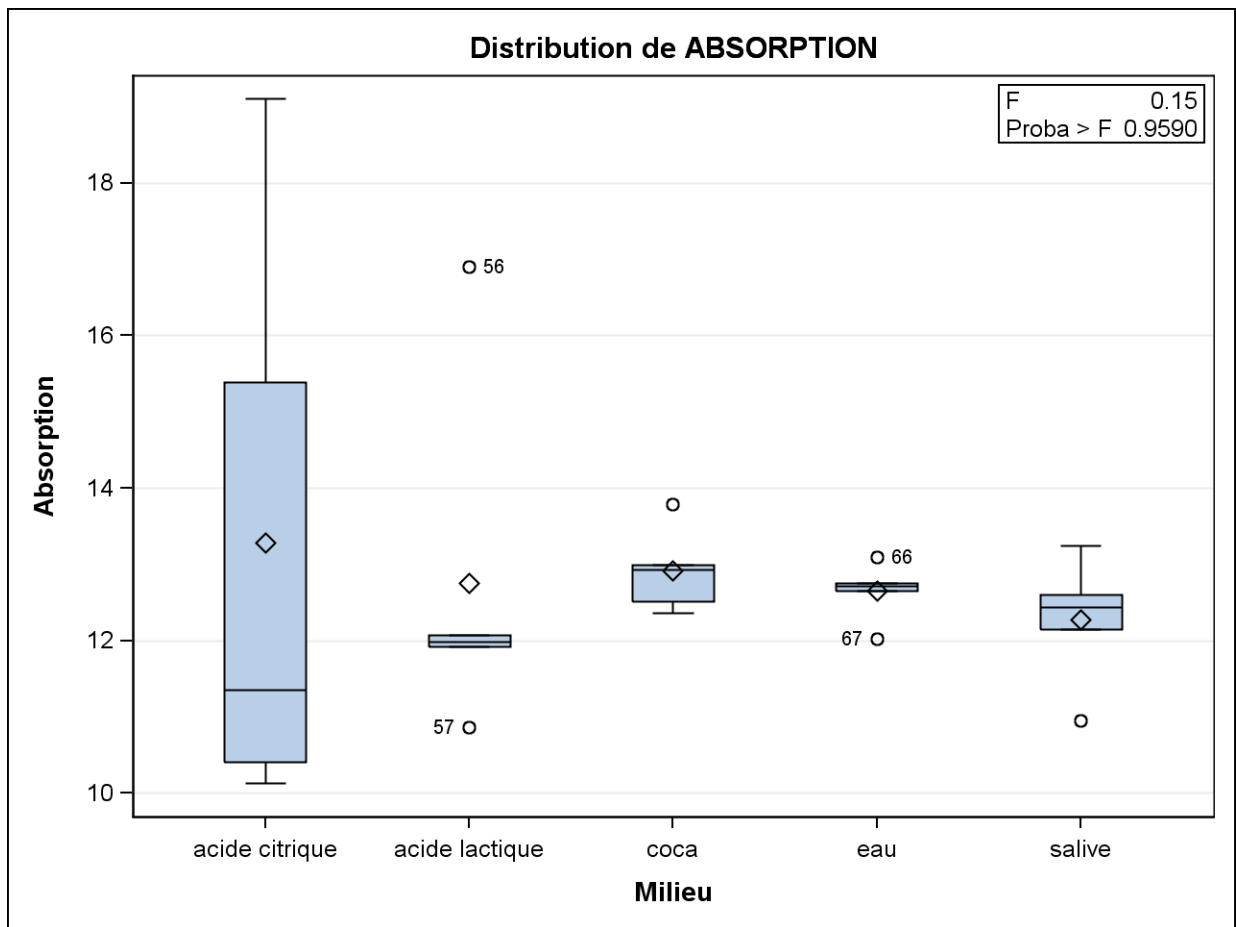
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	2.69331526	0.67332881	0.15	0.9590

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

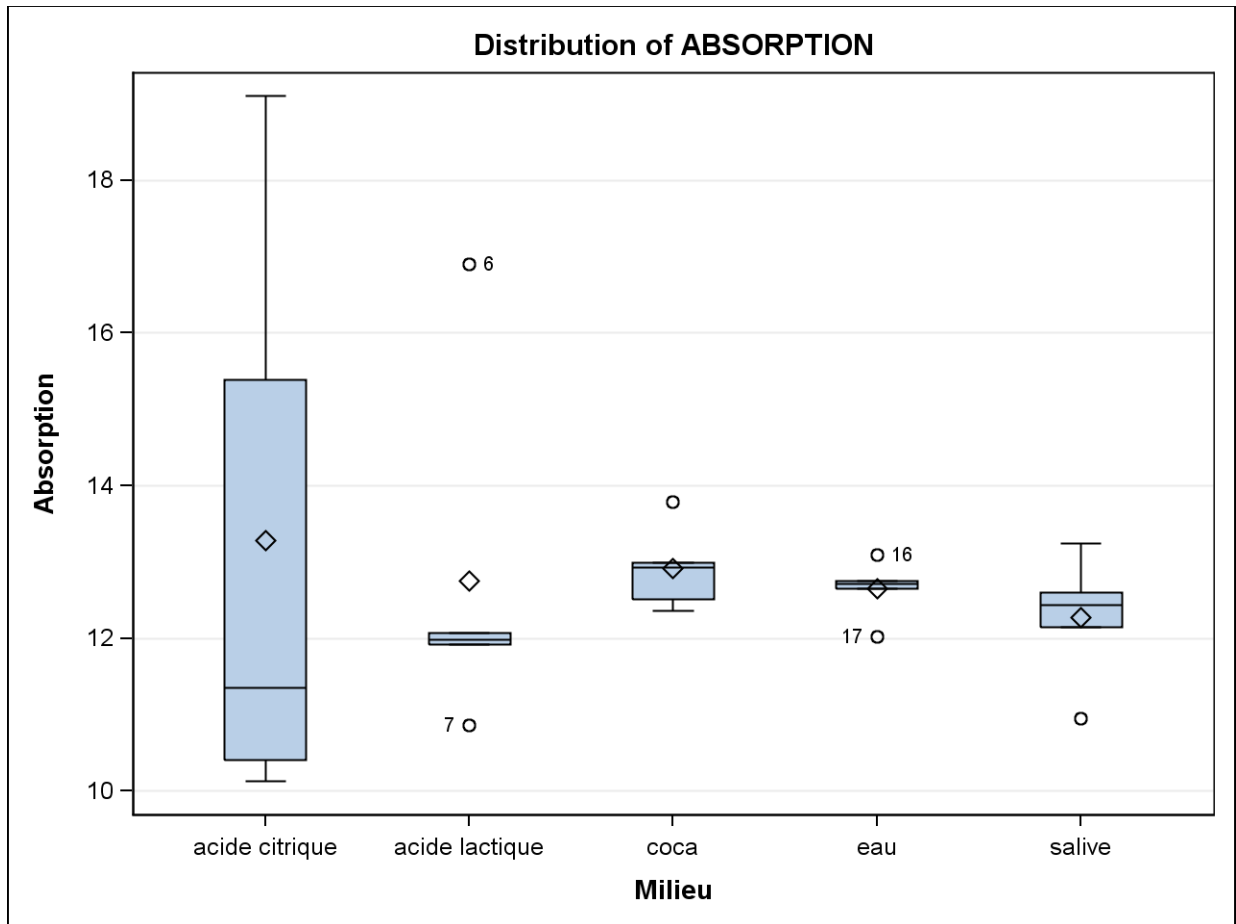
Matériau=GRF



Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=GRF



Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Matériau=GRF

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	4.376045
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	4.1721

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide citrique - coca	0.366	-3.806	4.538	
acide citrique - acide lactique	0.532	-3.640	4.704	
acide citrique - eau	0.631	-3.541	4.803	
acide citrique - salive	1.003	-3.169	5.175	
coca - acide citrique	-0.366	-4.538	3.806	
coca - acide lactique	0.166	-4.006	4.338	
coca - eau	0.265	-3.907	4.437	
coca - salive	0.637	-3.535	4.809	
acide lactique - acide citrique	-0.532	-4.704	3.640	
acide lactique - coca	-0.166	-4.338	4.006	
acide lactique - eau	0.099	-4.073	4.271	
acide lactique - salive	0.471	-3.701	4.643	
eau - acide citrique	-0.631	-4.803	3.541	
eau - coca	-0.265	-4.437	3.907	

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour ABSORPTION

Matériau=GRF

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
eau - acide lactique	-0.099	-4.271	4.073	
eau - salive	0.372	-3.800	4.544	
salive - acide citrique	-1.003	-5.175	3.169	
salive - coca	-0.637	-4.809	3.535	
salive - acide lactique	-0.471	-4.643	3.701	
salive - eau	-0.372	-4.544	3.800	

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=GRS

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

Matériau=GRS

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	52.95297936	13.23824484	9.68	0.0002
Error	20	27.33986832	1.36699342		
Corrected Total	24	80.29284769			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	ABSORPTION Moyenne
0.659498	4.603198	1.169185	25.39941

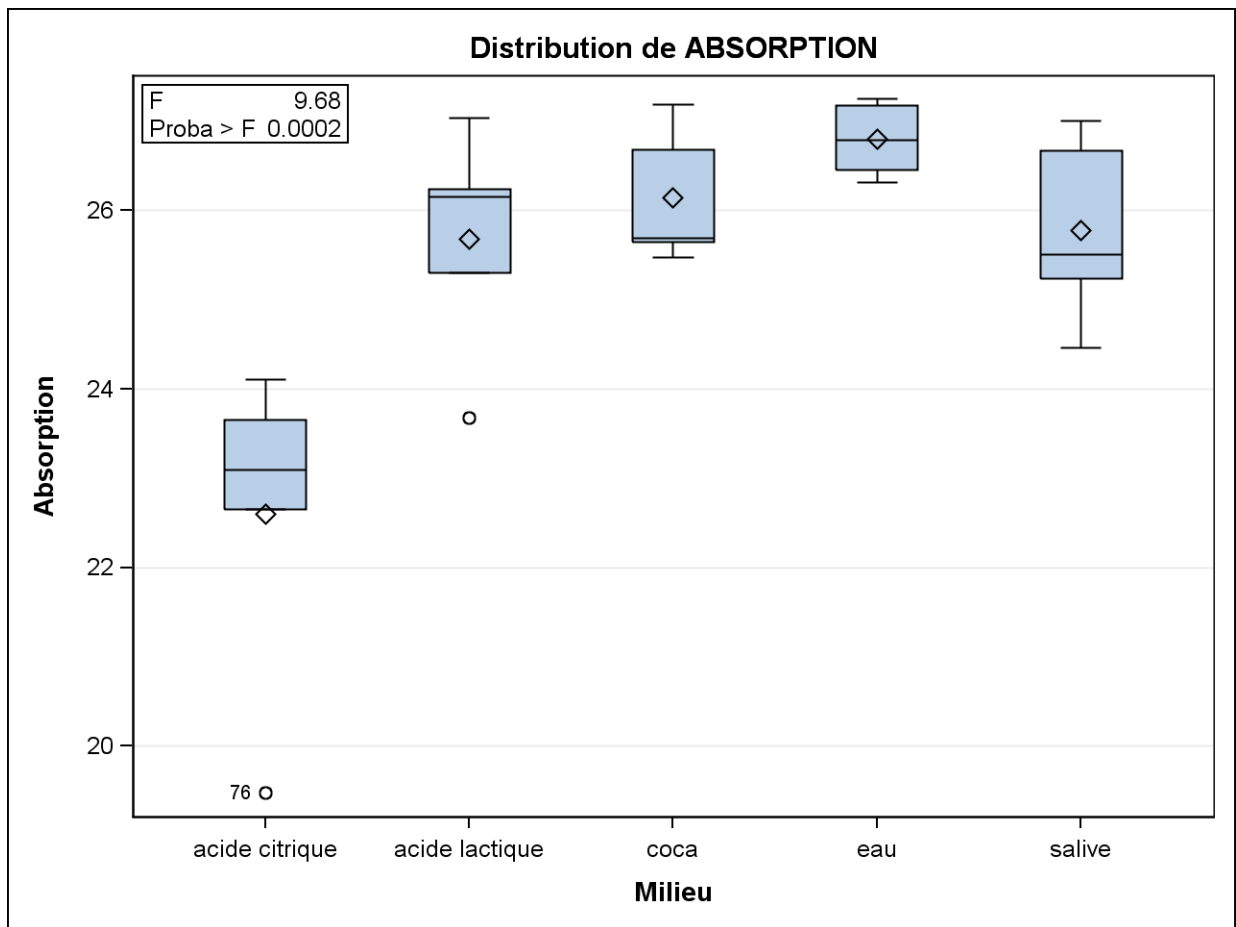
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	52.95297936	13.23824484	9.68	0.0002

Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: ABSORPTION Absorption

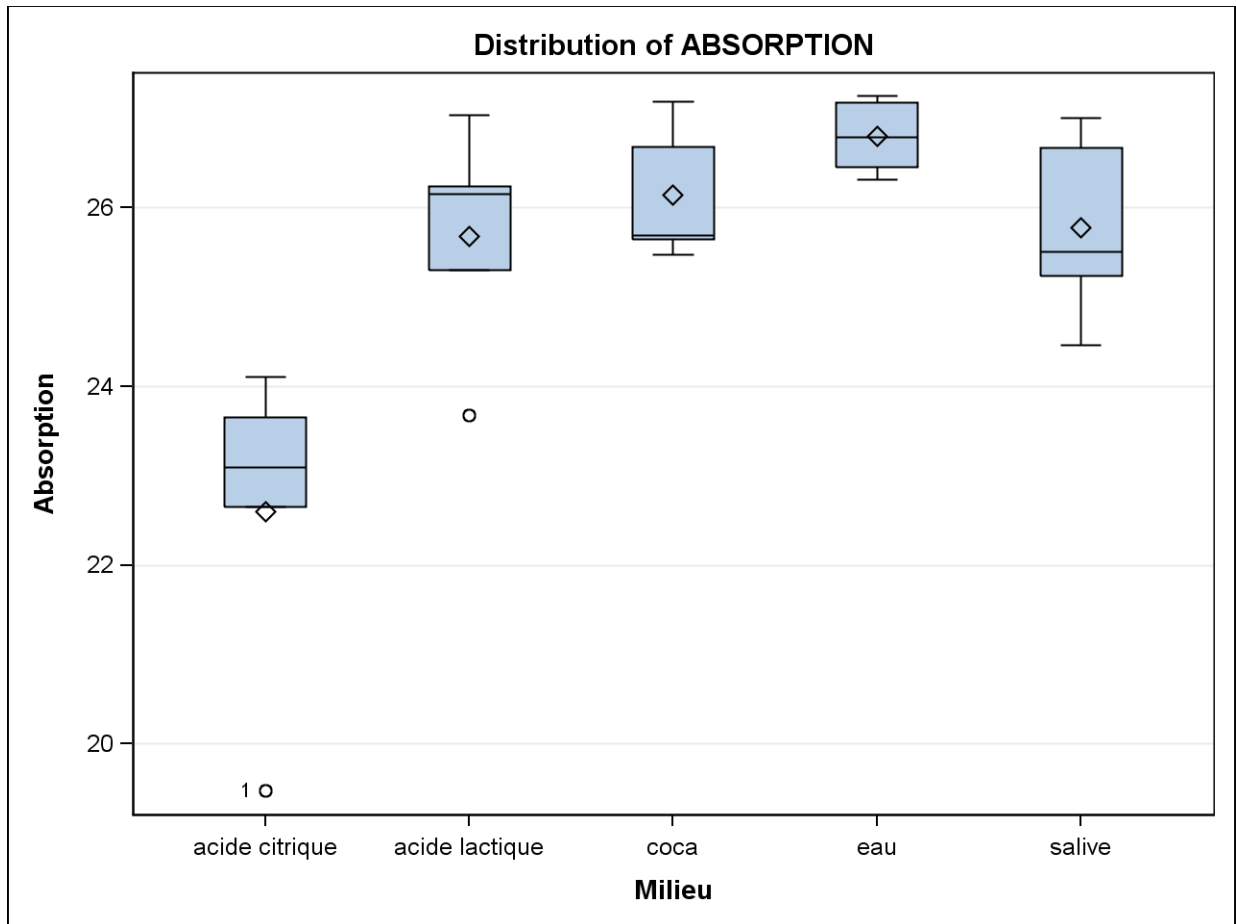
Matériau=GRS



Analyse par matériau (ANOVA) Absorption

The ANOVA Procedure

Matériau=GRS



Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	1.366993
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	2.3318

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
eau - coca	0.6598	-1.6720	2.9916	
eau - salive	1.0193	-1.3125	3.3511	
eau - acide lactique	1.1164	-1.2155	3.4482	
eau - acide citrique	4.2031	1.8713	6.5349	***
coca - eau	-0.6598	-2.9916	1.6720	
coca - salive	0.3596	-1.9722	2.6914	
coca - acide lactique	0.4566	-1.8752	2.7884	
coca - acide citrique	3.5433	1.2115	5.8751	***
salive - eau	-1.0193	-3.3511	1.3125	
salive - coca	-0.3596	-2.6914	1.9722	
salive - acide lactique	0.0970	-2.2348	2.4288	
salive - acide citrique	3.1838	0.8519	5.5156	***
acide lactique - eau	-1.1164	-3.4482	1.2155	
acide lactique - coca	-0.4566	-2.7884	1.8752	
acide lactique - salive	-0.0970	-2.4288	2.2348	
acide lactique - acide citrique	3.0867	0.7549	5.4185	***
acide citrique - eau	-4.2031	-6.5349	-1.8713	***
acide citrique - coca	-3.5433	-5.8751	-1.2115	***

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide citrique - salive	-3.1838	-5.5156	-0.8519	***
acide citrique - acide lactique	-3.0867	-5.4185	-0.7549	***

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Number of Observations Read	100
Number of Observations Used	100

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

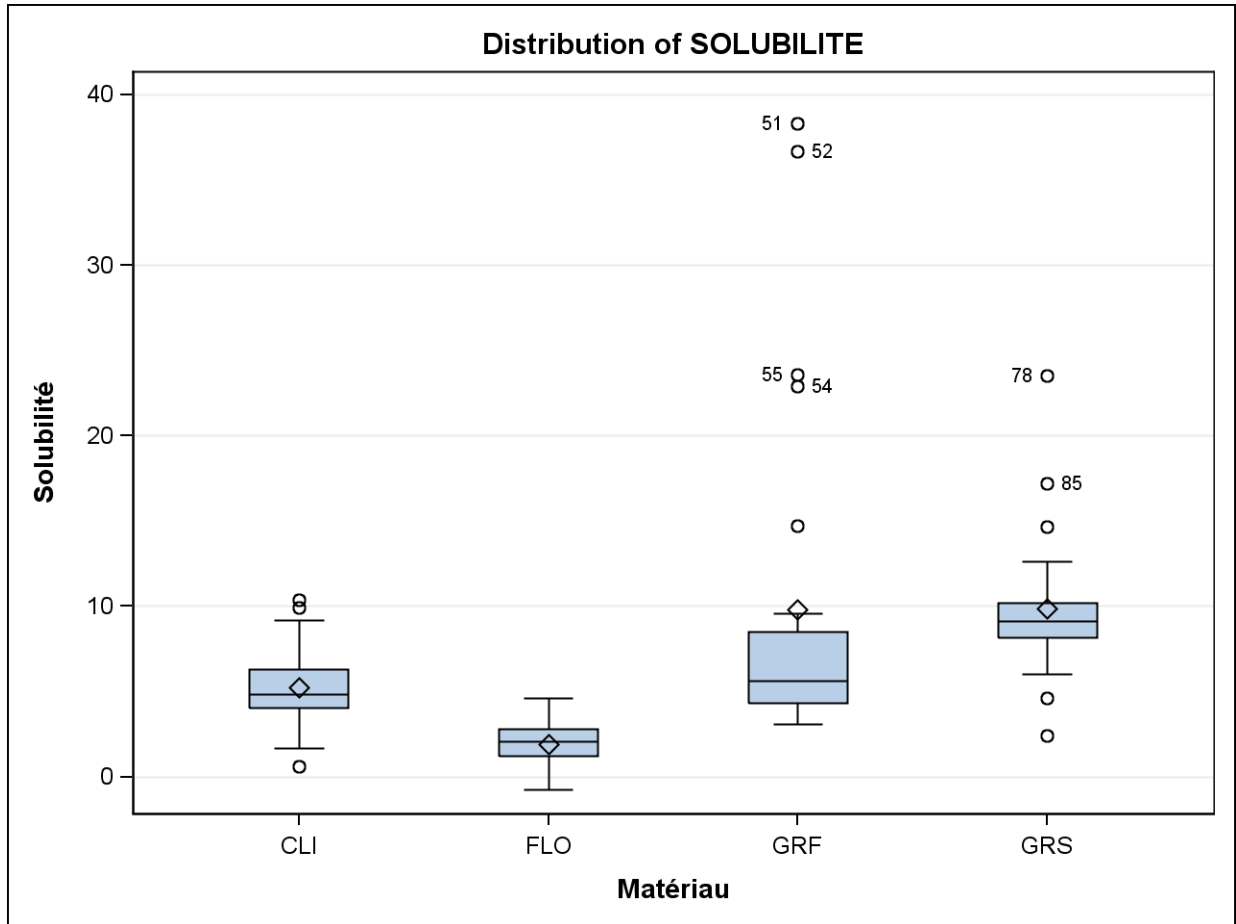
Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	19	3170.902306	166.889595	14.67	<.0001
Error	80	910.225218	11.377815		
Corrected Total	99	4081.127524			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.776967	50.28032	3.373102	6.708593

Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	1122.194161	374.064720	32.88	<.0001
MILIEU	4	513.695143	128.423786	11.29	<.0001
MATERIAU*MILIEU	12	1535.013001	127.917750	11.24	<.0001

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure



Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

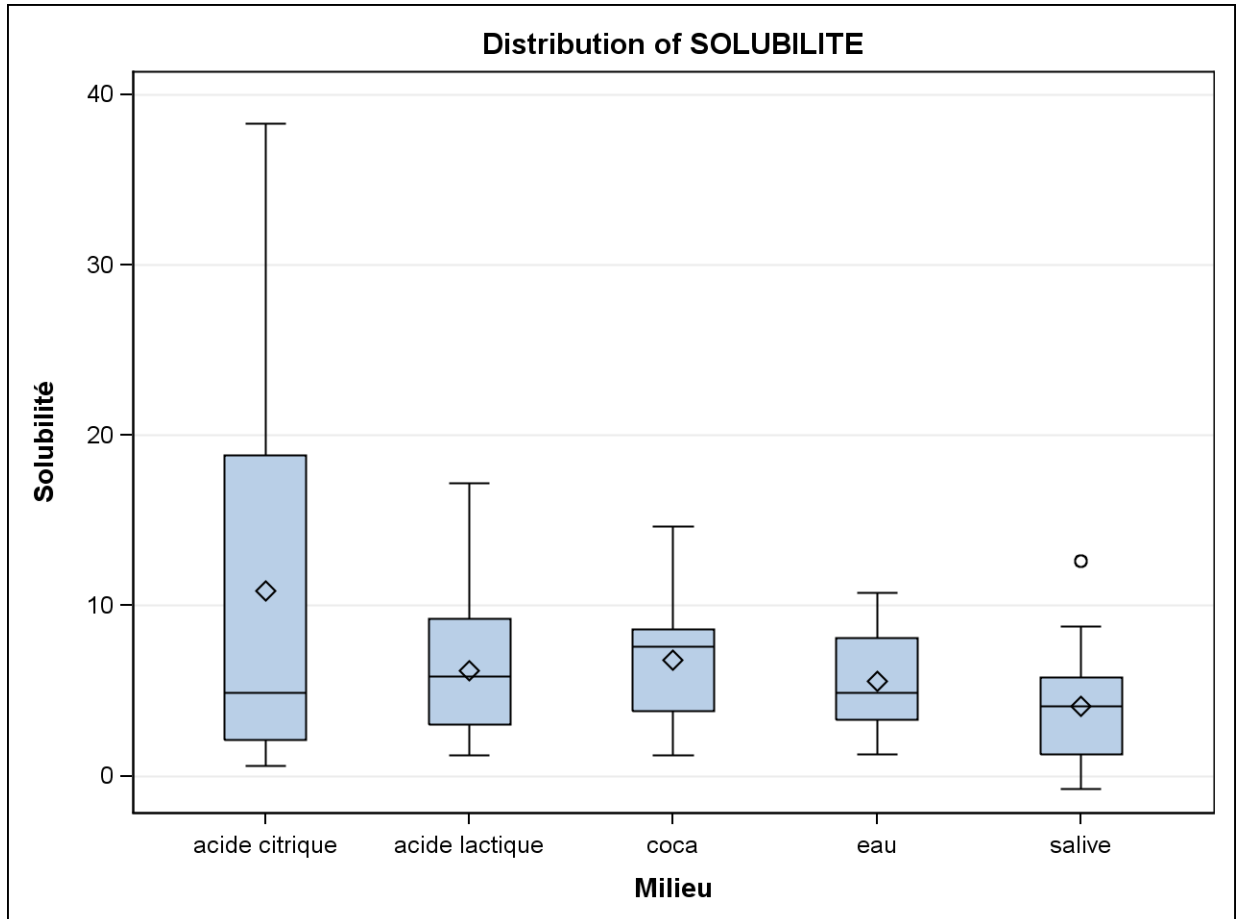
Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	80
Erreur quadratique moyenne	11.37782
Valeur critique de t	2.70545
Différence significative minimale	2.5812

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
GRS - GRF	0.0584	-2.5227	2.6396	
GRS - CLI	4.6355	2.0544	7.2167	***
GRS - FLO	7.9668	5.3856	10.5479	***
GRF - GRS	-0.0584	-2.6396	2.5227	
GRF - CLI	4.5771	1.9960	7.1583	***
GRF - FLO	7.9084	5.3272	10.4895	***
CLI - GRS	-4.6355	-7.2167	-2.0544	***
CLI - GRF	-4.5771	-7.1583	-1.9960	***
CLI - FLO	3.3312	0.7501	5.9124	***
FLO - GRS	-7.9668	-10.5479	-5.3856	***
FLO - GRF	-7.9084	-10.4895	-5.3272	***
FLO - CLI	-3.3312	-5.9124	-0.7501	***

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure



Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	80
Erreur quadratique moyenne	11.37782
Valeur critique de t	2.88697
Différence significative minimale	3.0794

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide citrique - coca	4.038	0.959	7.118	***
acide citrique - acide lactique	4.704	1.625	7.784	***
acide citrique - eau	5.324	2.245	8.404	***
acide citrique - salive	6.751	3.671	9.830	***
coca - acide citrique	-4.038	-7.118	-0.959	***
coca - acide lactique	0.666	-2.414	3.745	
coca - eau	1.286	-1.793	4.366	
coca - salive	2.713	-0.367	5.792	
acide lactique - acide citrique	-4.704	-7.784	-1.625	***
acide lactique - coca	-0.666	-3.745	2.414	
acide lactique - eau	0.620	-2.459	3.700	
acide lactique - salive	2.047	-1.033	5.126	
eau - acide citrique	-5.324	-8.404	-2.245	***
eau - coca	-1.286	-4.366	1.793	
eau - acide lactique	-0.620	-3.700	2.459	
eau - salive	1.427	-1.653	4.506	
salive - acide citrique	-6.751	-9.830	-3.671	***

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

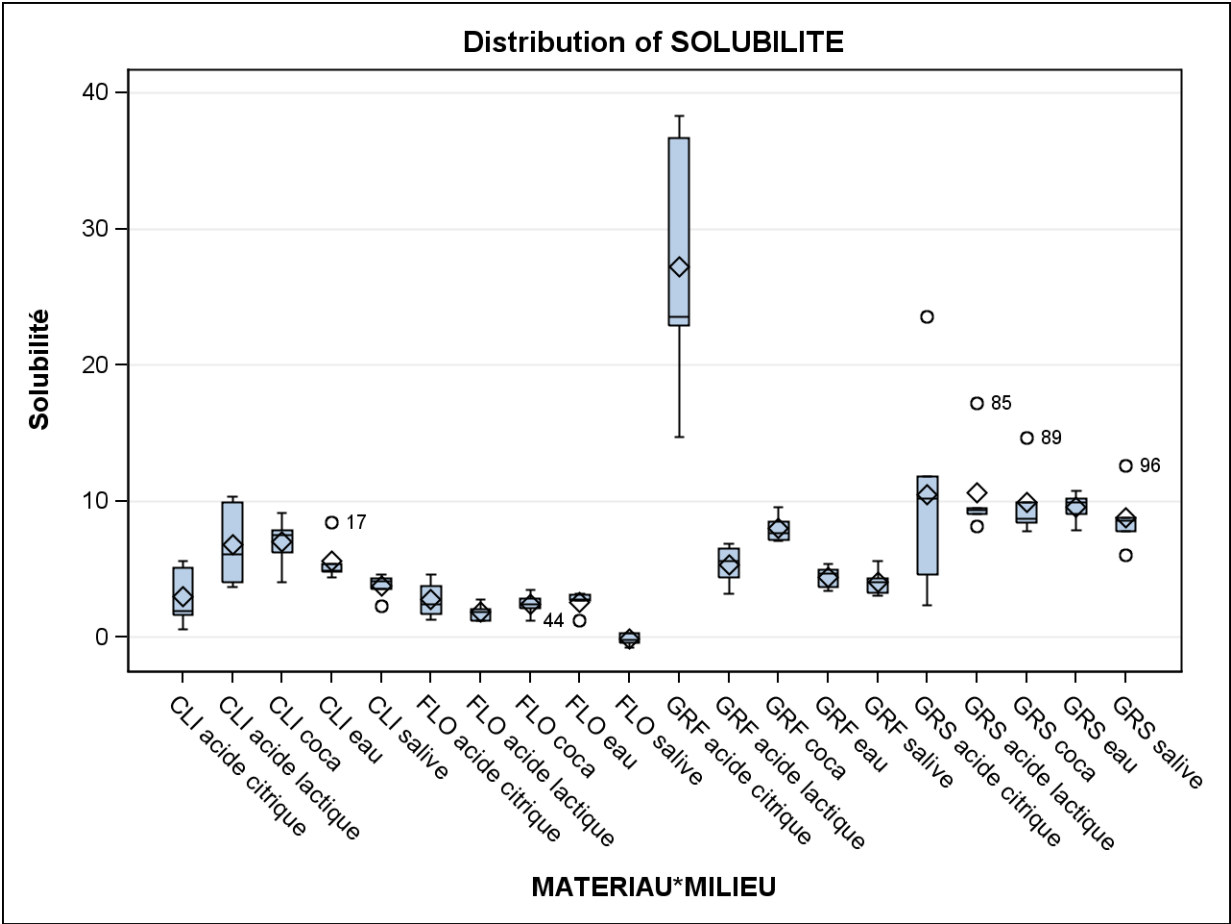
The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
salive - coca	-2.713	-5.792	0.367	
salive - acide lactique	-2.047	-5.126	1.033	
salive - eau	-1.427	-4.506	1.653	

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure



Niveau de MATERIAU	Niveau de MILIEU	N	SOLUBILITE	
			Moyenne	Ecart-type
CLI	acide citrique	5	2.9853997	2.2264489
CLI	acide lactique	5	6.8326730	3.1682737
CLI	coca	5	6.9913389	1.9244698
CLI	eau	5	5.5987066	1.6168094
CLI	salive	5	3.7830491	0.9277325
FLO	acide citrique	5	2.7638659	1.3939879
FLO	acide lactique	5	1.8435185	0.6527756
FLO	coca	5	2.4545059	0.8430906

Analyse globale (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Niveau de MATERIAU	Niveau de MILIEU	N	SOLUBILITE	
			Moyenne	Ecart-type
FLO	eau	5	2.6116836	0.7790326
FLO	salive	5	-0.1386118	0.4615698
GRF	acide citrique	5	27.2342859	10.0000465
GRF	acide lactique	5	5.3379380	1.5145216
GRF	coca	5	8.0025331	1.0520151
GRF	eau	5	4.4248747	0.8478467
GRF	salive	5	4.0772108	1.0115607
GRS	acide citrique	5	10.5047602	8.2474431
GRS	acide lactique	5	10.6578305	3.6804914
GRS	coca	5	9.8873377	2.7648347
GRS	eau	5	9.5559014	1.1307341
GRS	salive	5	8.7630535	2.4187025

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=acide citrique

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Milieu=acide citrique

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	1978.997835	659.665945	15.08	<.0001
Error	16	699.686104	43.730382		
Corrected Total	19	2678.683939			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.738795	60.82457	6.612895	10.87208

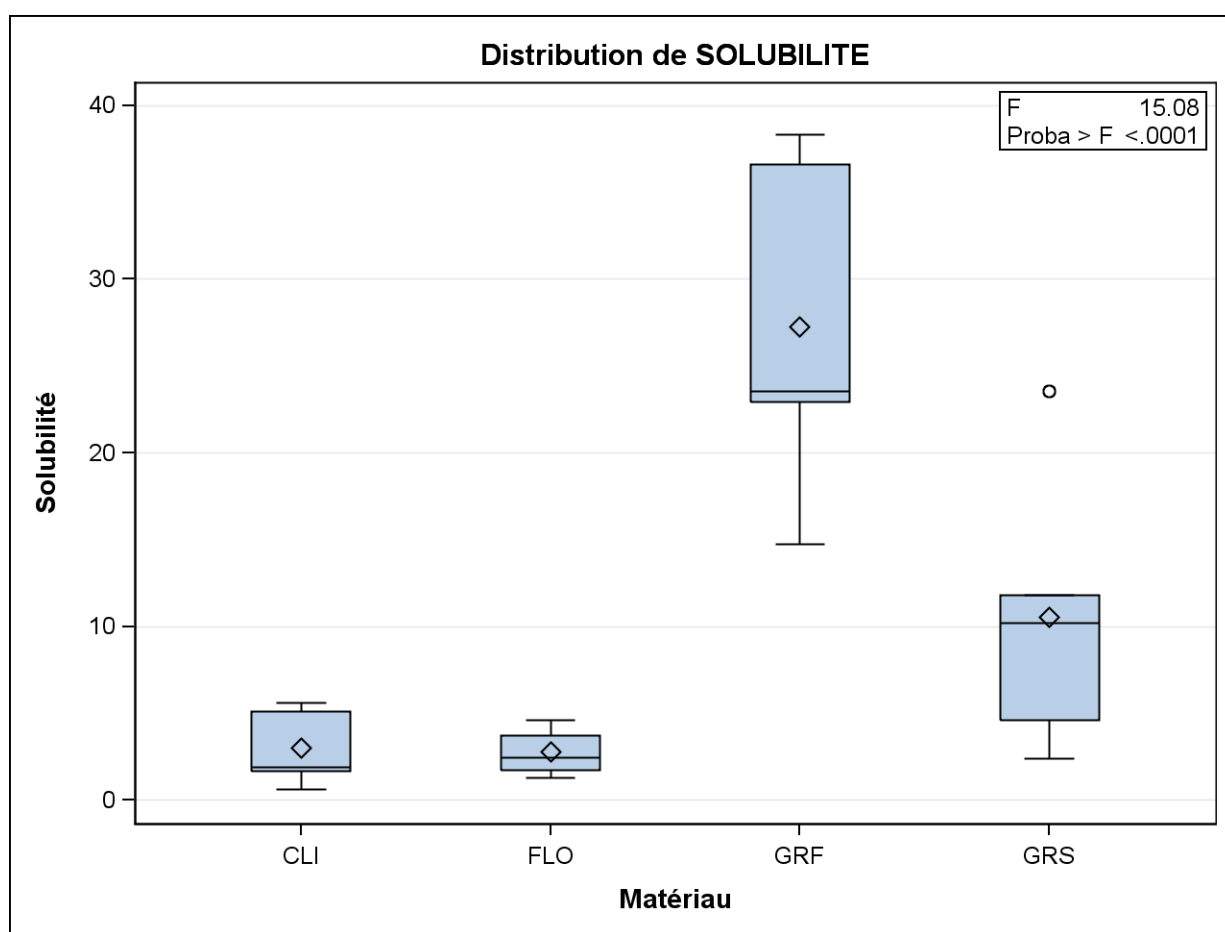
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	1978.997835	659.665945	15.08	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

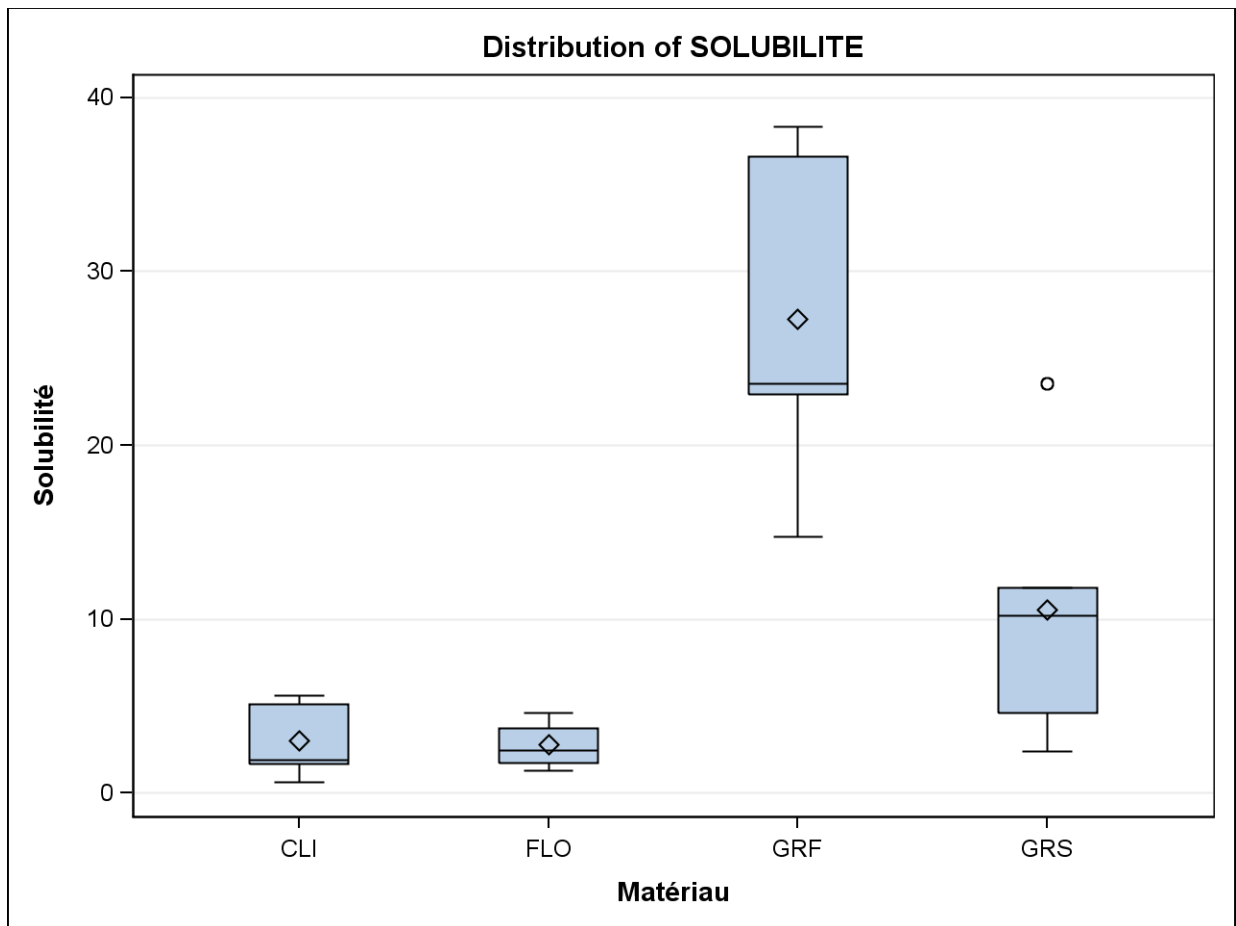
Milieu=acide citrique



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=acide citrique



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Milieu=acide citrique

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	43.73038
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	12.582

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
GRF - GRS	16.730	4.148	29.311	***
GRF - CLI	24.249	11.667	36.831	***
GRF - FLO	24.470	11.888	37.052	***
GRS - GRF	-16.730	-29.311	-4.148	***
GRS - CLI	7.519	-5.063	20.101	
GRS - FLO	7.741	-4.841	20.323	
CLI - GRF	-24.249	-36.831	-11.667	***
CLI - GRS	-7.519	-20.101	5.063	
CLI - FLO	0.222	-12.360	12.803	
FLO - GRF	-24.470	-37.052	-11.888	***
FLO - GRS	-7.741	-20.323	4.841	
FLO - CLI	-0.222	-12.803	12.360	

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=acide lactique

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Milieu=acide lactique

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	199.9525541	66.6508514	10.14	0.0006
Error	16	105.2154672	6.5759667		
Corrected Total	19	305.1680214			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.655221	41.57537	2.564365	6.167990

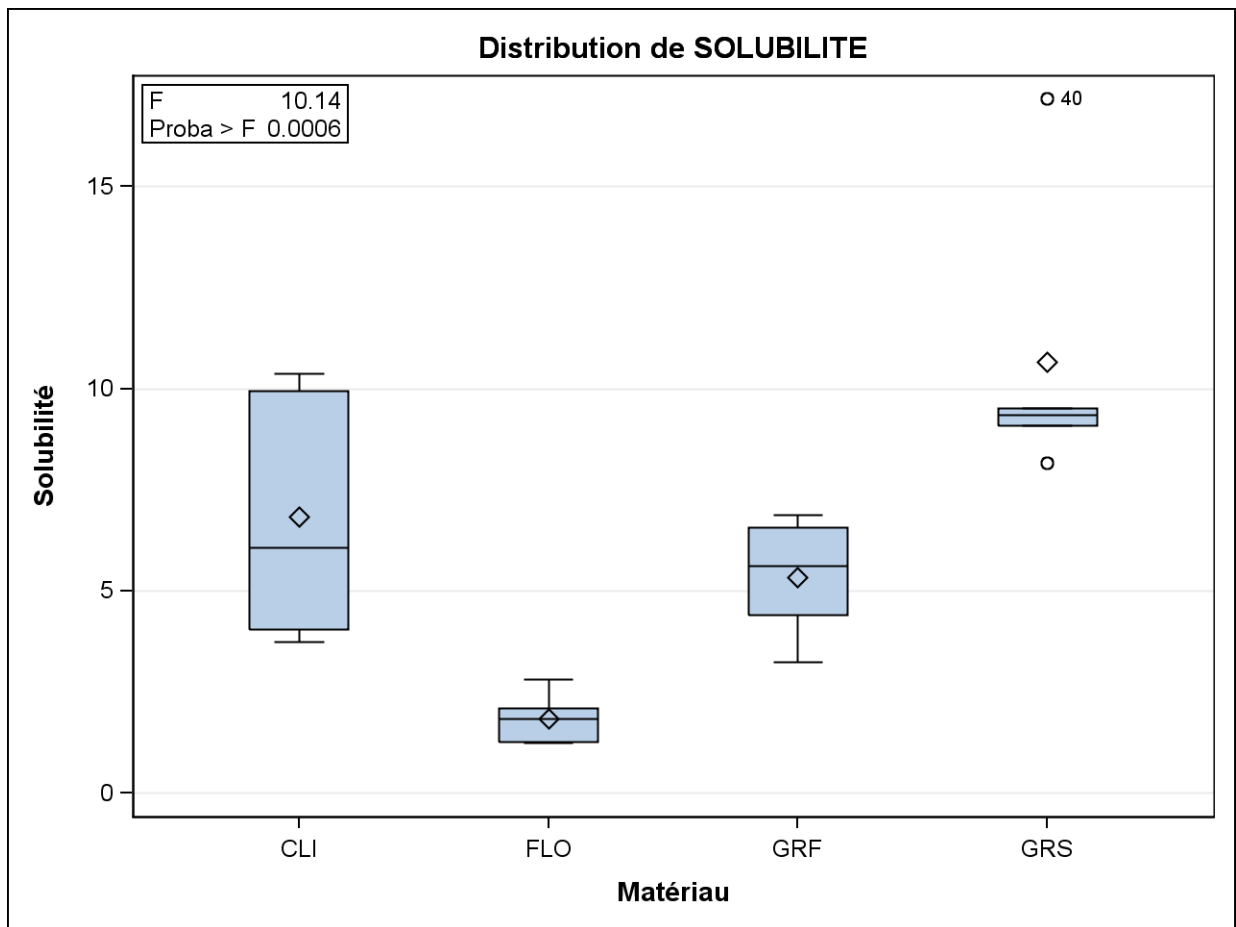
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	199.9525541	66.6508514	10.14	0.0006

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

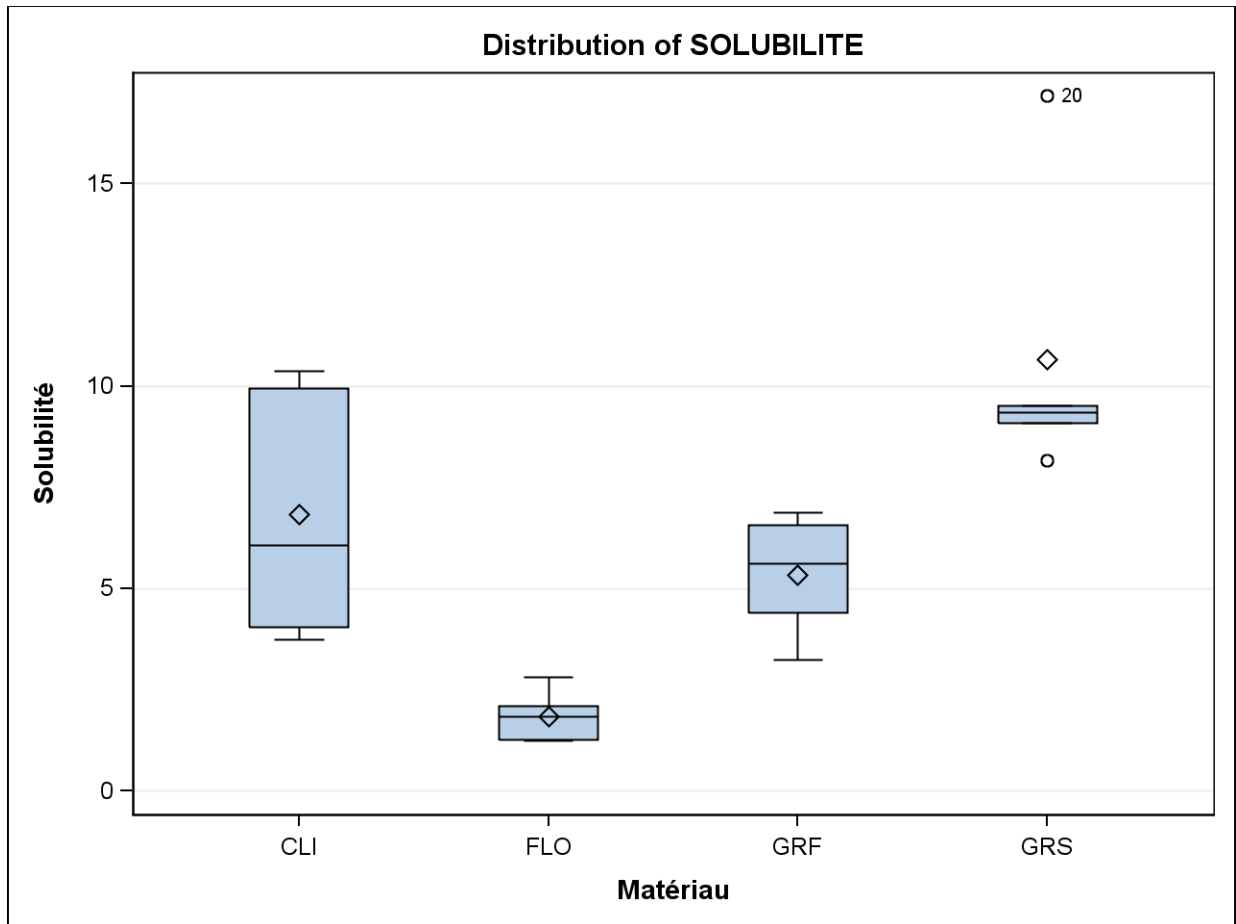
Milieu=acide lactique



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=acide lactique



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Milieu=acide lactique

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	6.575967
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	4.8791

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
GRS - CLI	3.825	-1.054	8.704	
GRS - GRF	5.320	0.441	10.199	***
GRS - FLO	8.814	3.935	13.693	***
CLI - GRS	-3.825	-8.704	1.054	
CLI - GRF	1.495	-3.384	6.374	
CLI - FLO	4.989	0.110	9.868	***
GRF - GRS	-5.320	-10.199	-0.441	***
GRF - CLI	-1.495	-6.374	3.384	
GRF - FLO	3.494	-1.385	8.373	
FLO - GRS	-8.814	-13.693	-3.935	***
FLO - CLI	-4.989	-9.868	-0.110	***
FLO - GRF	-3.494	-8.373	1.385	

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=coca

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Milieu=coca

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	149.4653221	49.8217740	15.14	<.0001
Error	16	52.6617304	3.2913582		
Corrected Total	19	202.1270525			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.739462	26.54710	1.814210	6.833929

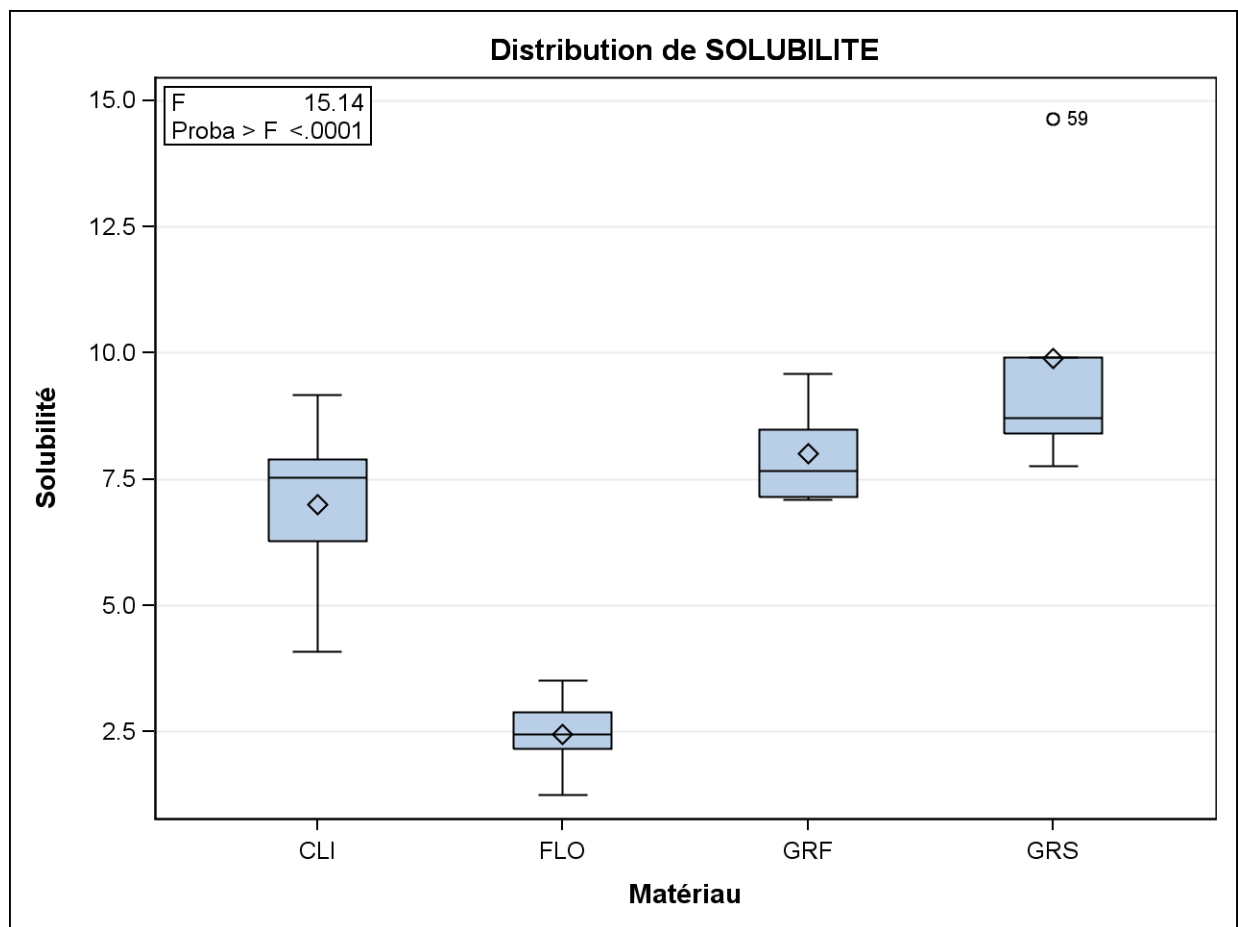
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	149.4653221	49.8217740	15.14	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

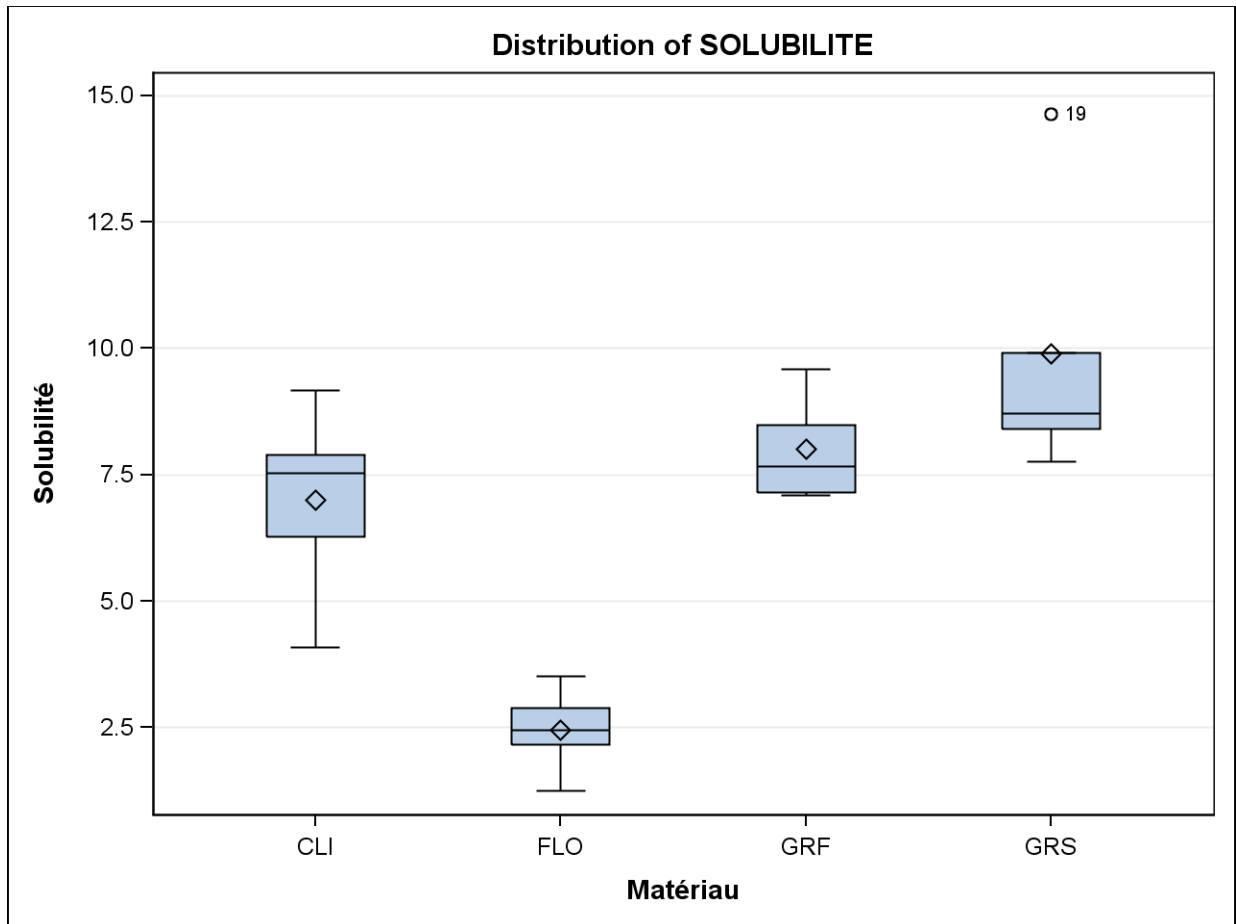
Milieu=coca



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=coca



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Milieu=coca

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	3.291358
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	3.4518

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
GRS - GRF	1.885	-1.567	5.337	
GRS - CLI	2.896	-0.556	6.348	
GRS - FLO	7.433	3.981	10.885	***
GRF - GRS	-1.885	-5.337	1.567	
GRF - CLI	1.011	-2.441	4.463	
GRF - FLO	5.548	2.096	9.000	***
CLI - GRS	-2.896	-6.348	0.556	
CLI - GRF	-1.011	-4.463	2.441	
CLI - FLO	4.537	1.085	7.989	***
FLO - GRS	-7.433	-10.885	-3.981	***
FLO - GRF	-5.548	-9.000	-2.096	***
FLO - CLI	-4.537	-7.989	-1.085	***

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=eau

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Milieu=eau

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	129.7460432	43.2486811	33.15	<.0001
Error	16	20.8734724	1.3045920		
Corrected Total	19	150.6195156			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.861416	20.58815	1.142187	5.547792

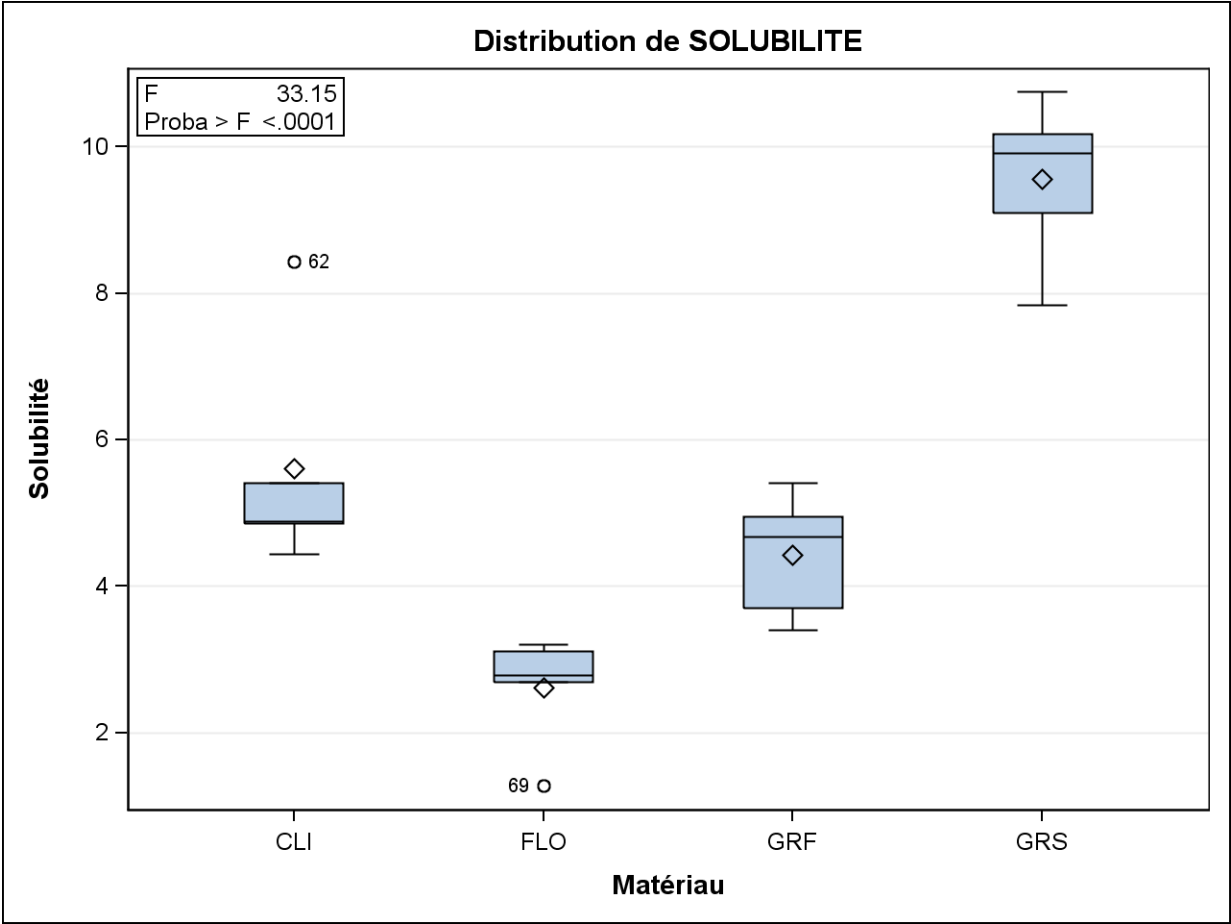
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	129.7460432	43.2486811	33.15	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

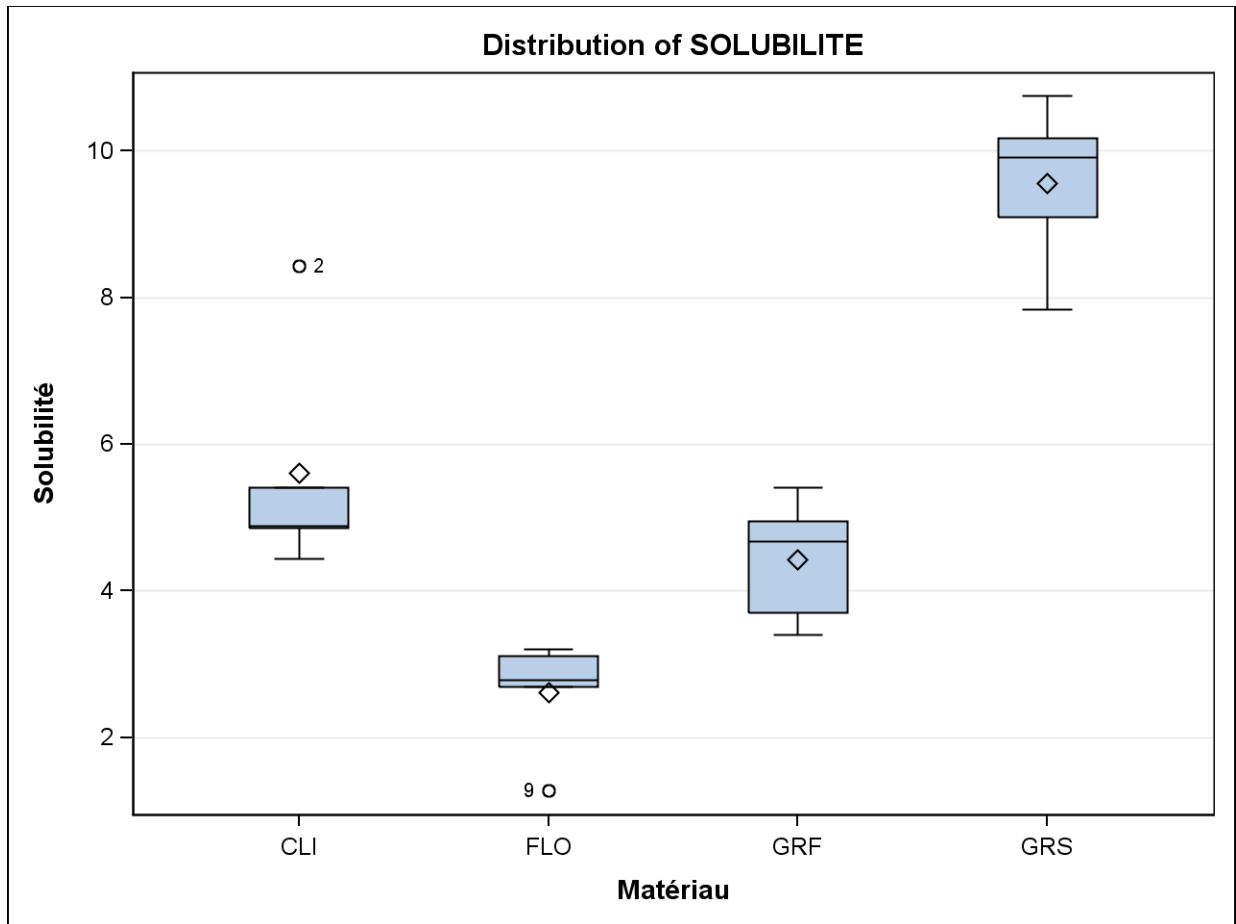
Milieu=eau



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=eau



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Milieu=eau

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	1.304592
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	2.1732

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
GRS - CLI	3.9572	1.7840	6.1304	***
GRS - GRF	5.1310	2.9579	7.3042	***
GRS - FLO	6.9442	4.7710	9.1174	***
CLI - GRS	-3.9572	-6.1304	-1.7840	***
CLI - GRF	1.1738	-0.9993	3.3470	
CLI - FLO	2.9870	0.8139	5.1602	***
GRF - GRS	-5.1310	-7.3042	-2.9579	***
GRF - CLI	-1.1738	-3.3470	0.9993	
GRF - FLO	1.8132	-0.3600	3.9864	
FLO - GRS	-6.9442	-9.1174	-4.7710	***
FLO - CLI	-2.9870	-5.1602	-0.8139	***
FLO - GRF	-1.8132	-3.9864	0.3600	

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=salive

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MATERIAU	4	CLI FLO GRF GRS

Number of Observations Read	20
Number of Observations Used	20

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Milieu=saliva

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	3	199.0454084	66.3484695	33.40	<.0001
Error	16	31.7884440	1.9867777		
Corrected Total	19	230.8338524			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.862289	34.20216	1.409531	4.121175

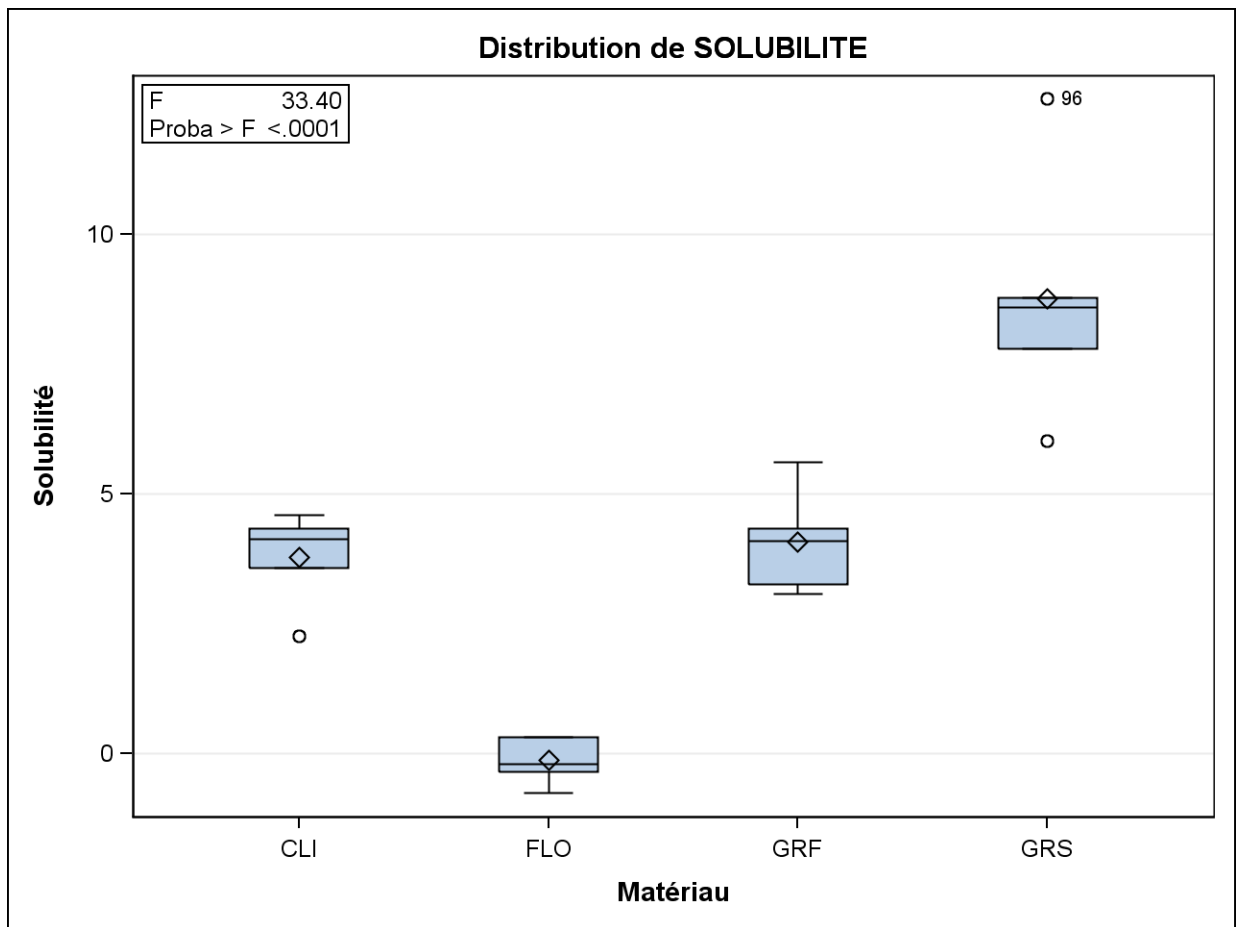
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MATERIAU	3	199.0454084	66.3484695	33.40	<.0001

Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

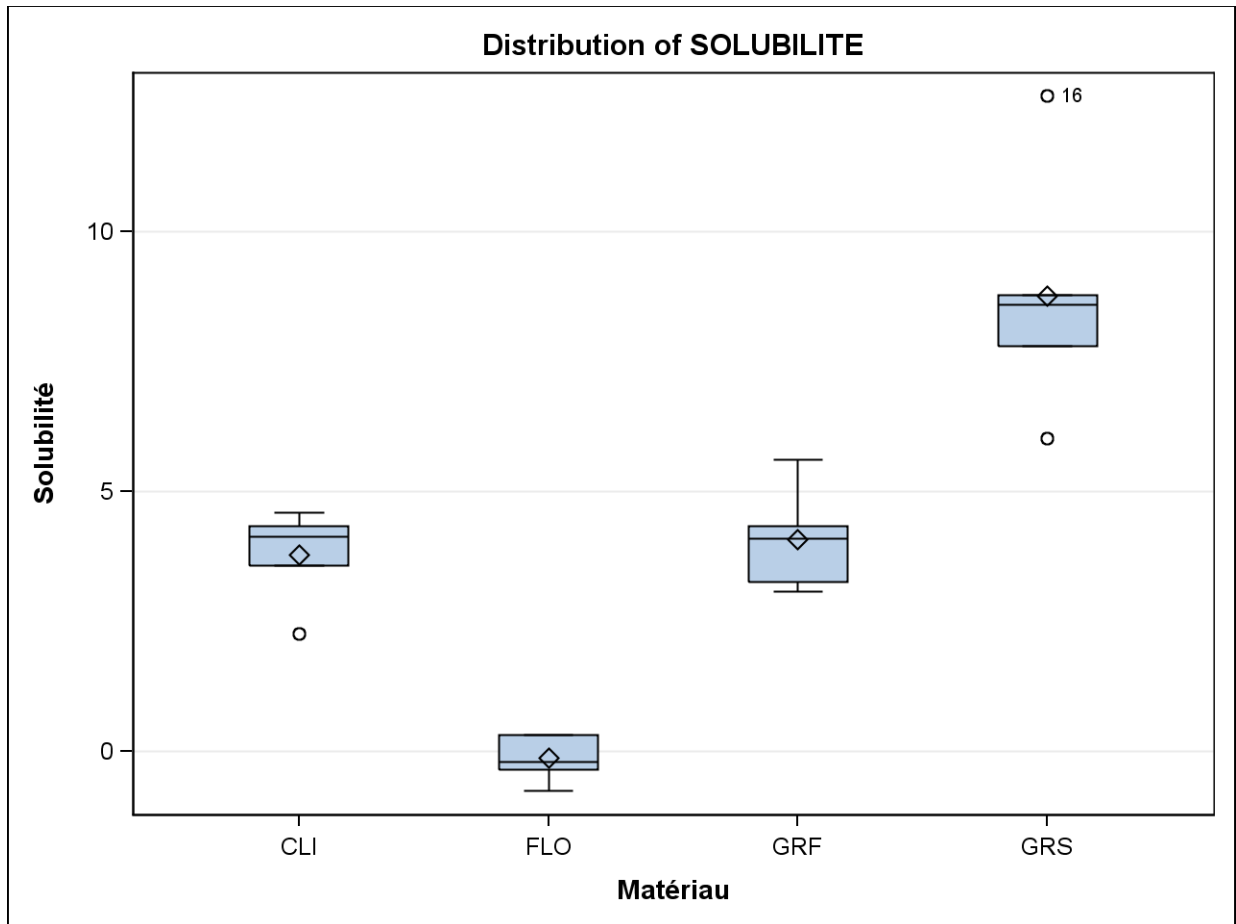
Milieu=salive



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Milieu=salive



Analyse par milieu (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Milieu=salive

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	16
Erreur quadratique moyenne	1.986778
Valeur critique de t	3.00833
Différence significative minimale	2.6818

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MATERIAU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
GRS - GRF	4.6858	2.0040	7.3677	***
GRS - CLI	4.9800	2.2982	7.6618	***
GRS - FLO	8.9017	6.2198	11.5835	***
GRF - GRS	-4.6858	-7.3677	-2.0040	***
GRF - CLI	0.2942	-2.3877	2.9760	
GRF - FLO	4.2158	1.5340	6.8976	***
CLI - GRS	-4.9800	-7.6618	-2.2982	***
CLI - GRF	-0.2942	-2.9760	2.3877	
CLI - FLO	3.9217	1.2398	6.6035	***
FLO - GRS	-8.9017	-11.5835	-6.2198	***
FLO - GRF	-4.2158	-6.8976	-1.5340	***
FLO - CLI	-3.9217	-6.6035	-1.2398	***

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=CLI

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Matériau=CLI

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	64.6918913	16.1729728	3.65	0.0218
Error	20	88.6935072	4.4346754		
Corrected Total	24	153.3853986			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.421760	40.20185	2.105867	5.238233

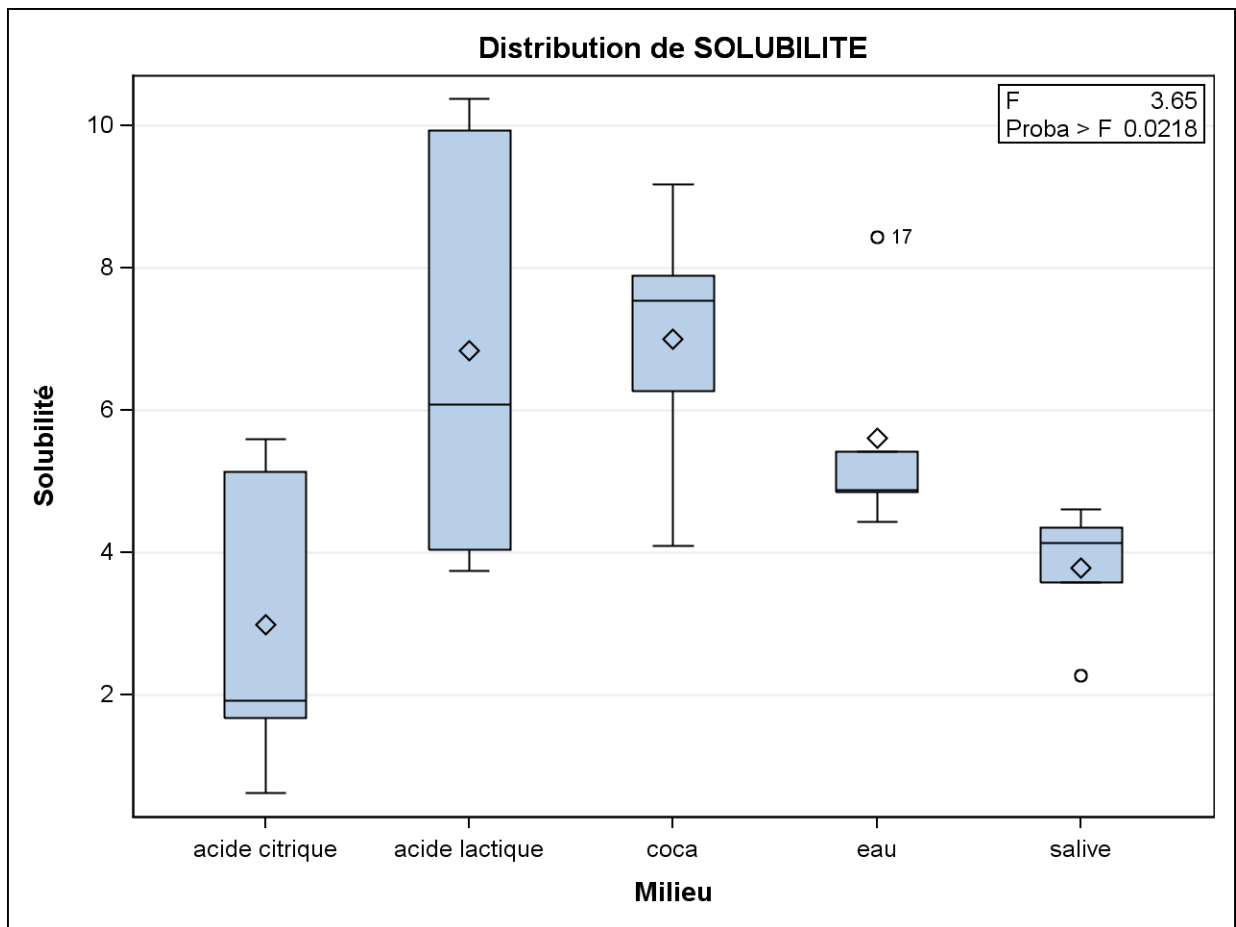
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	64.69189133	16.17297283	3.65	0.0218

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

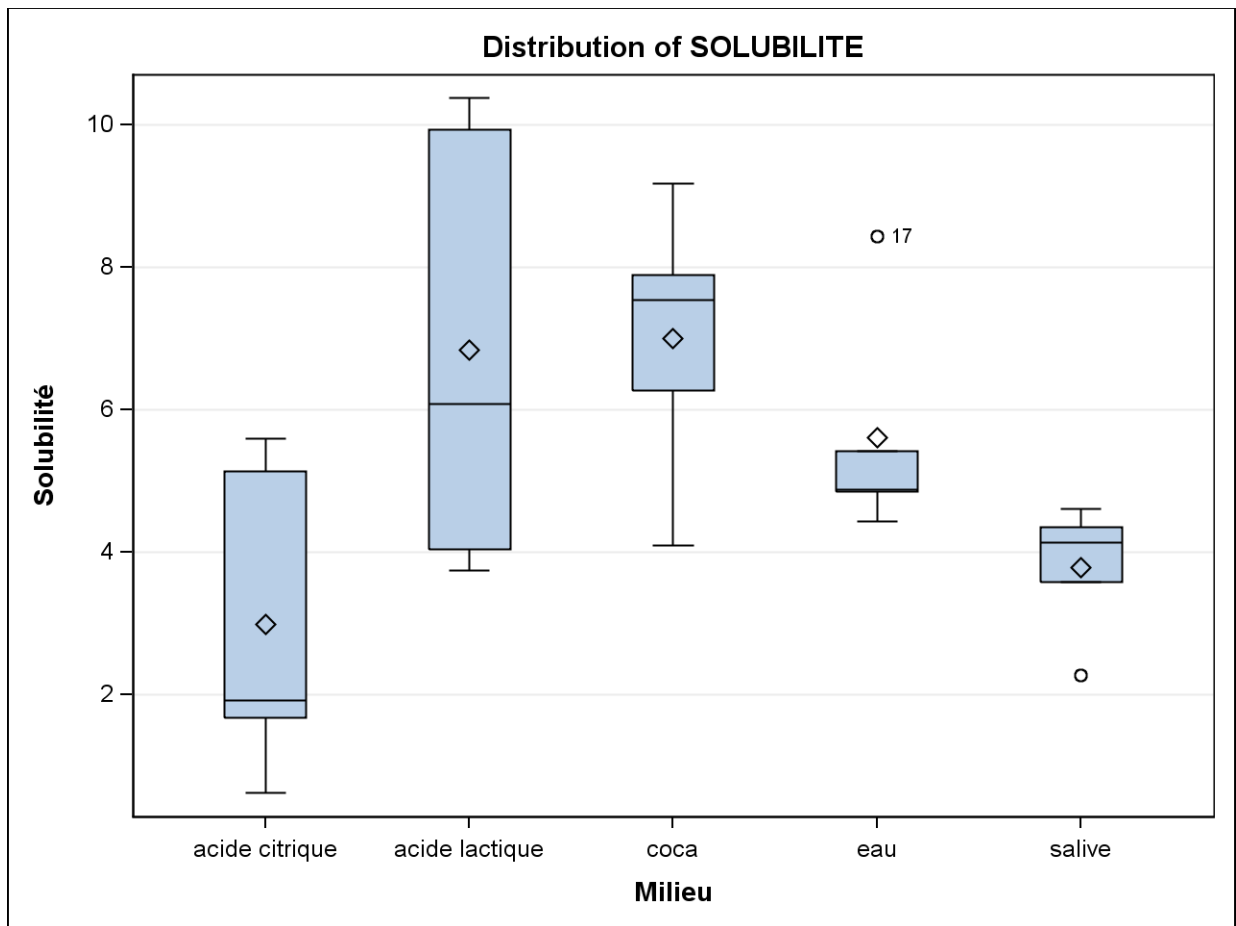
Matériau=CLI



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=CLI



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Matériau=CLI

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	4.434675
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	4.1999

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
coca - acide lactique	0.159	-4.041	4.359	
coca - eau	1.393	-2.807	5.593	
coca - salive	3.208	-0.992	7.408	
coca - acide citrique	4.006	-0.194	8.206	
acide lactique - coca	-0.159	-4.359	4.041	
acide lactique - eau	1.234	-2.966	5.434	
acide lactique - salive	3.050	-1.150	7.250	
acide lactique - acide citrique	3.847	-0.353	8.047	
eau - coca	-1.393	-5.593	2.807	
eau - acide lactique	-1.234	-5.434	2.966	
eau - salive	1.816	-2.384	6.016	
eau - acide citrique	2.613	-1.587	6.813	
salive - coca	-3.208	-7.408	0.992	
salive - acide lactique	-3.050	-7.250	1.150	

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Matériau=CLI

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
salive - eau	-1.816	-6.016	2.384	
salive - acide citrique	0.798	-3.402	4.998	
acide citrique - coca	-4.006	-8.206	0.194	
acide citrique - acide lactique	-3.847	-8.047	0.353	
acide citrique - eau	-2.613	-6.813	1.587	
acide citrique - salive	-0.798	-4.998	3.402	

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=FLO

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Matériau=FLO

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	28.59559253	7.14889813	9.17	0.0002
Error	20	15.60023445	0.78001172		
Corrected Total	24	44.19582698			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.647020	46.31286	0.883183	1.906992

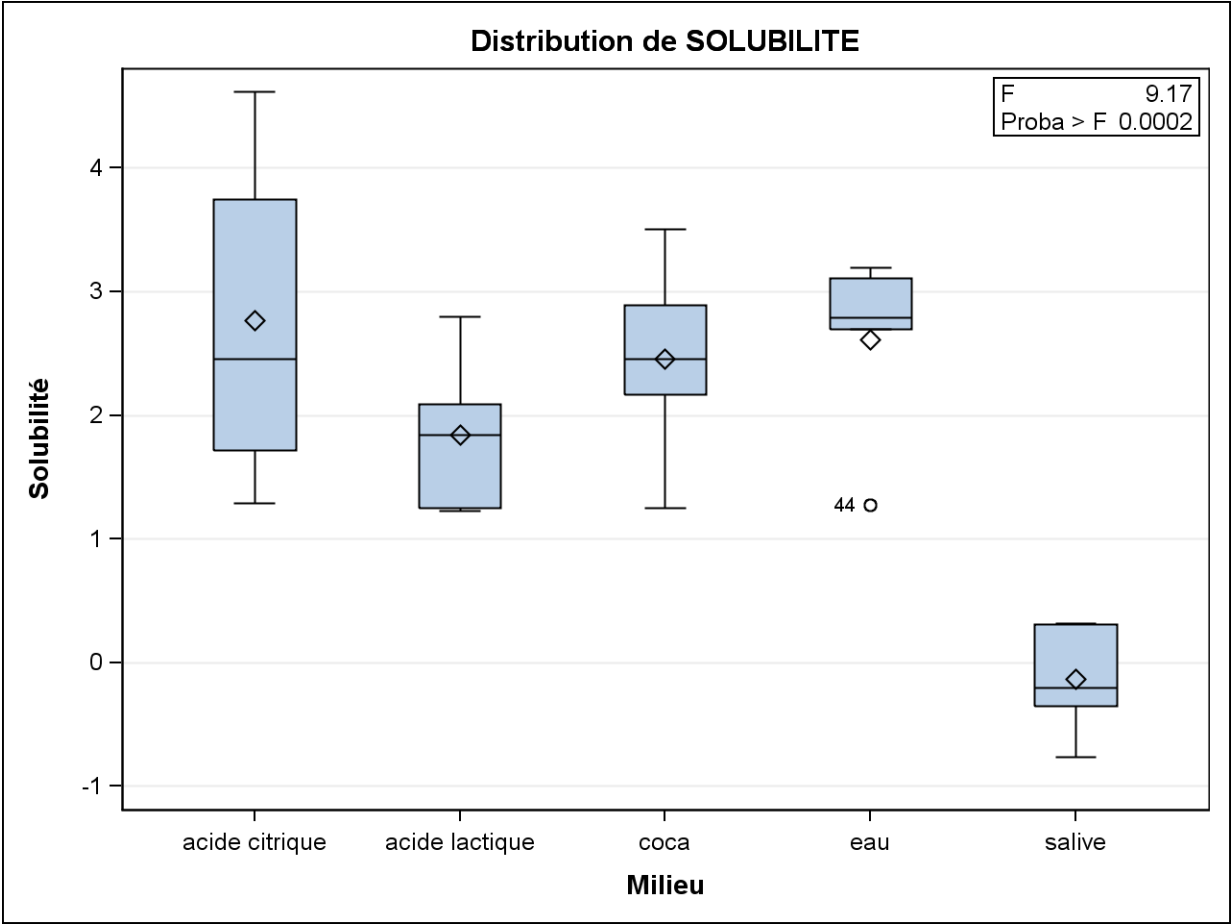
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	28.59559253	7.14889813	9.17	0.0002

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

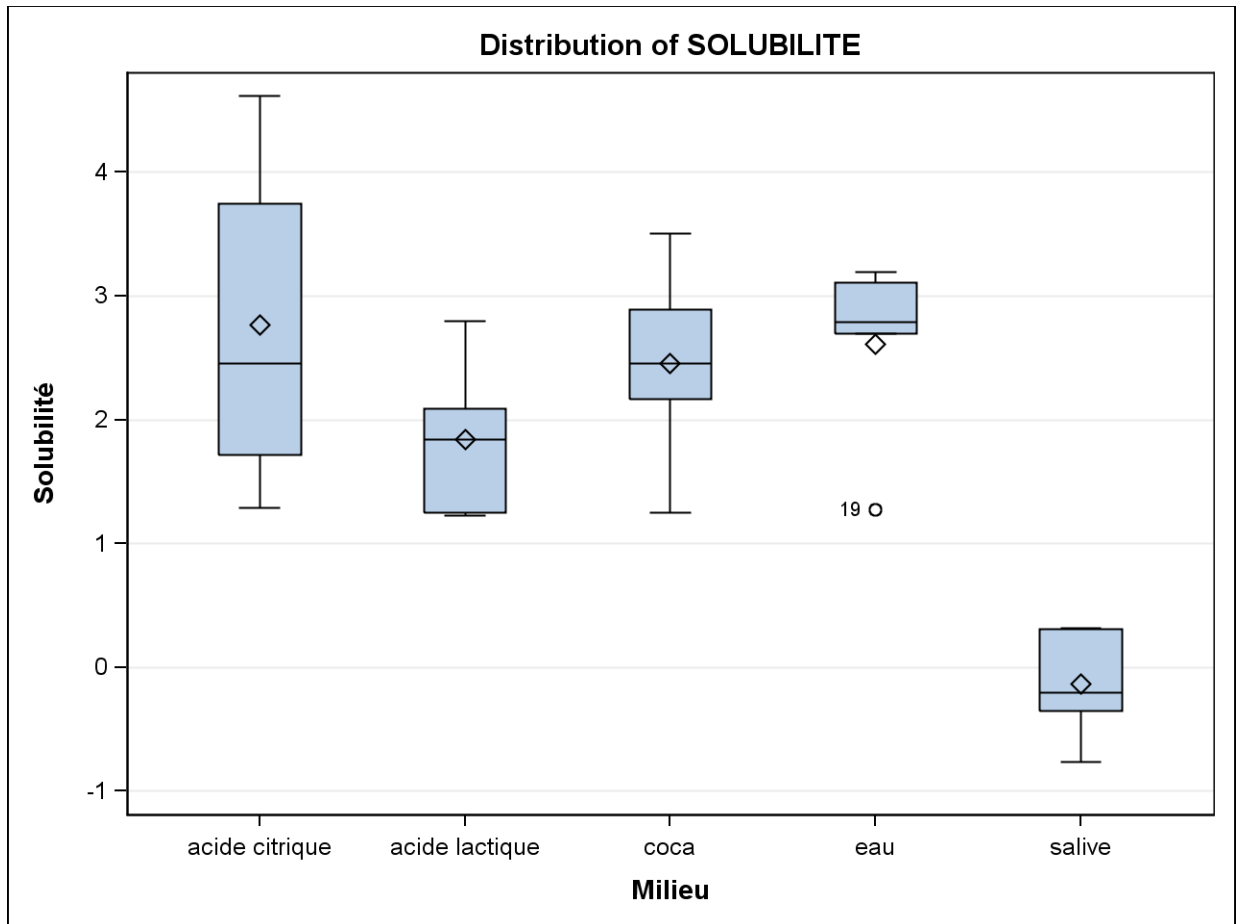
Matériau=FLO



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=FLO



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Matériau=FLO

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	0.780012
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	1.7614

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide citrique - eau	0.1522	-1.6092	1.9136	
acide citrique - coca	0.3094	-1.4520	2.0708	
acide citrique - acide lactique	0.9203	-0.8411	2.6818	
acide citrique - salive	2.9025	1.1411	4.6639	***
eau - acide citrique	-0.1522	-1.9136	1.6092	
eau - coca	0.1572	-1.6042	1.9186	
eau - acide lactique	0.7682	-0.9932	2.5296	
eau - salive	2.7503	0.9889	4.5117	***
coca - acide citrique	-0.3094	-2.0708	1.4520	
coca - eau	-0.1572	-1.9186	1.6042	
coca - acide lactique	0.6110	-1.1504	2.3724	
coca - salive	2.5931	0.8317	4.3545	***
acide lactique - acide citrique	-0.9203	-2.6818	0.8411	
acide lactique - eau	-0.7682	-2.5296	0.9932	

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Matériau=FLO

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide lactique - coca	-0.6110	-2.3724	1.1504	
acide lactique - salive	1.9821	0.2207	3.7435	***
salive - acide citrique	-2.9025	-4.6639	-1.1411	***
salive - eau	-2.7503	-4.5117	-0.9889	***
salive - coca	-2.5931	-4.3545	-0.8317	***
salive - acide lactique	-1.9821	-3.7435	-0.2207	***

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=GRF

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Matériau=GRF

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	1943.681585	485.920396	23.11	<.0001
Error	20	420.574166	21.028708		
Corrected Total	24	2364.255751			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.822111	46.71966	4.585707	9.815368

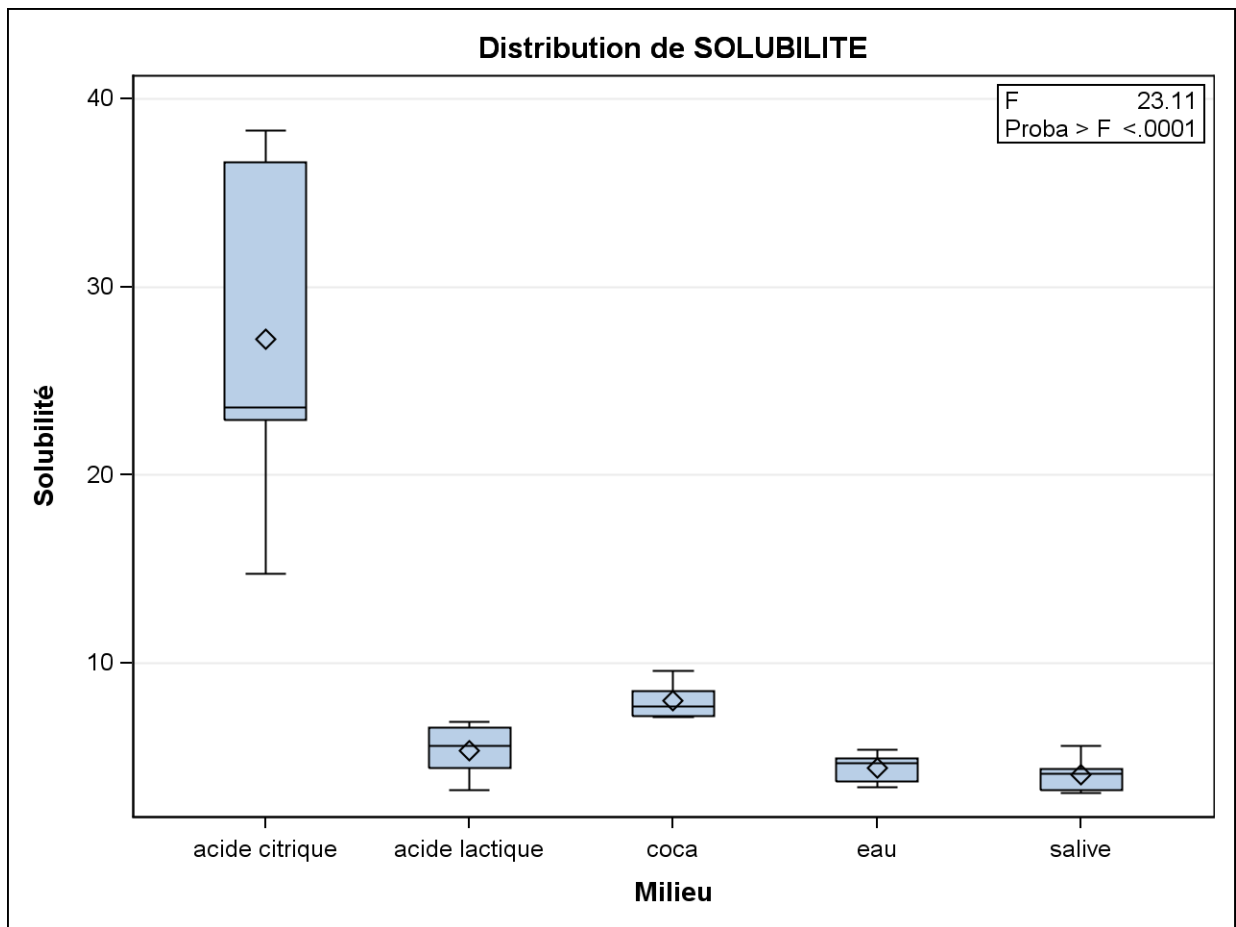
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	1943.681585	485.920396	23.11	<.0001

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

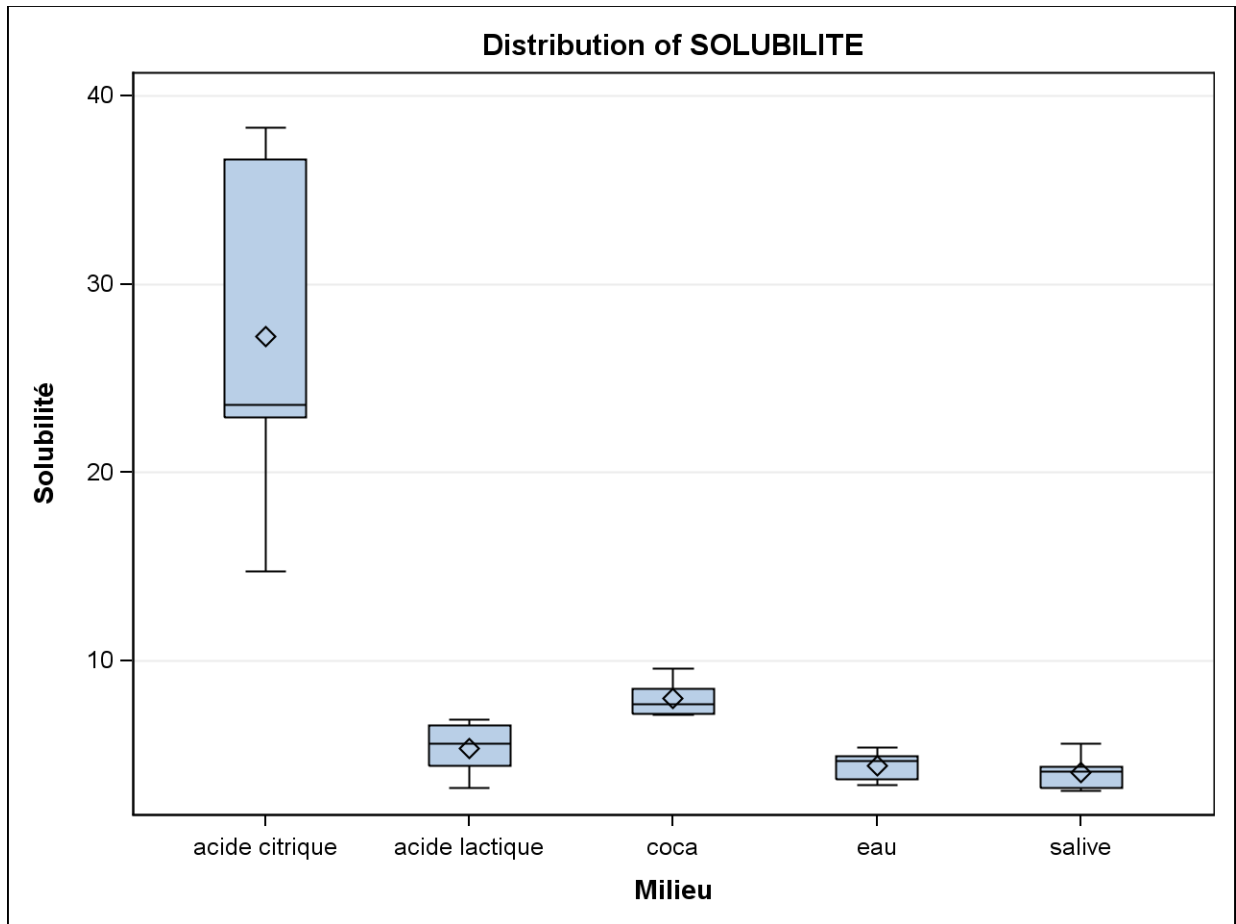
Matériau=GRF



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=GRF



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Matériau=GRF

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de Type II supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	21.02871
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	9.1457

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide citrique - coca	19.232	10.086	28.377	***
acide citrique - acide lactique	21.896	12.751	31.042	***
acide citrique - eau	22.809	13.664	31.955	***
acide citrique - salive	23.157	14.011	32.303	***
coca - acide citrique	-19.232	-28.377	-10.086	***
coca - acide lactique	2.665	-6.481	11.810	
coca - eau	3.578	-5.568	12.723	
coca - salive	3.925	-5.220	13.071	
acide lactique - acide citrique	-21.896	-31.042	-12.751	***
acide lactique - coca	-2.665	-11.810	6.481	
acide lactique - eau	0.913	-8.233	10.059	
acide lactique - salive	1.261	-7.885	10.406	
eau - acide citrique	-22.809	-31.955	-13.664	***
eau - coca	-3.578	-12.723	5.568	

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Tests t de Bonferroni (Dunn) pour SOLUBILITE

Matériau=GRF

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
eau - acide lactique	-0.913	-10.059	8.233	
eau - salive	0.348	-8.798	9.493	
salive - acide citrique	-23.157	-32.303	-14.011	***
salive - coca	-3.925	-13.071	5.220	
salive - acide lactique	-1.261	-10.406	7.885	
salive - eau	-0.348	-9.493	8.798	

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=GRS

Informations sur le niveau de classe		
Classe	Niveaux	Valeurs
MILIEU	5	acide citrique acide lactique coca eau salive

Number of Observations Read	25
Number of Observations Used	25

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

Matériau=GRS

Source	DDL	Somme des carrés	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
Model	4	11.7390752	2.9347688	0.15	0.9597
Error	20	385.3573110	19.2678655		
Corrected Total	24	397.0963861			

R-carré	Coef de Var	Racine MSE	SOLUBILITE Moyenne
0.029562	44.45632	4.389518	9.873777

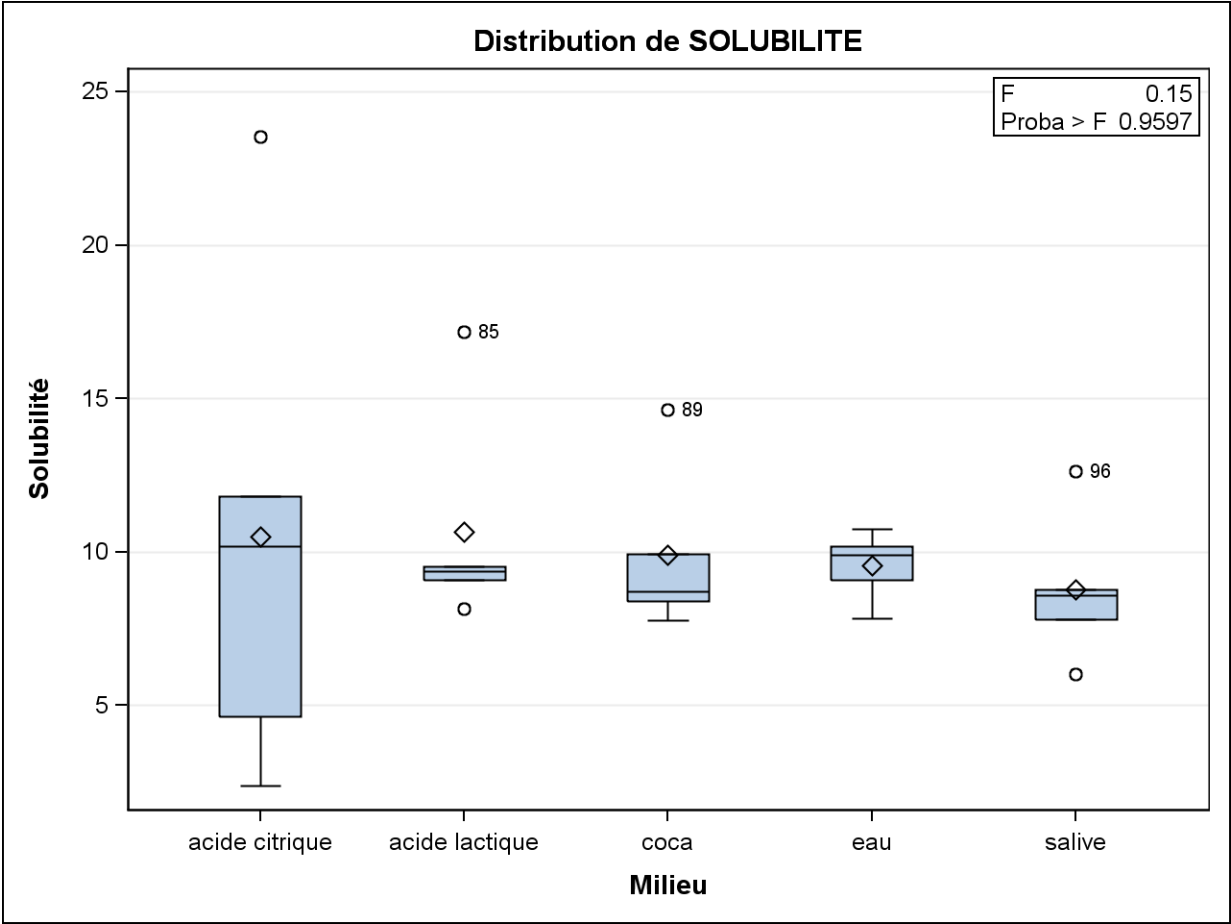
Source	DDL	Anova SS	Moyenne quadratique	Valeur F	Pr > F
MILIEU	4	11.73907516	2.93476879	0.15	0.9597

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: SOLUBILITE Solubilité

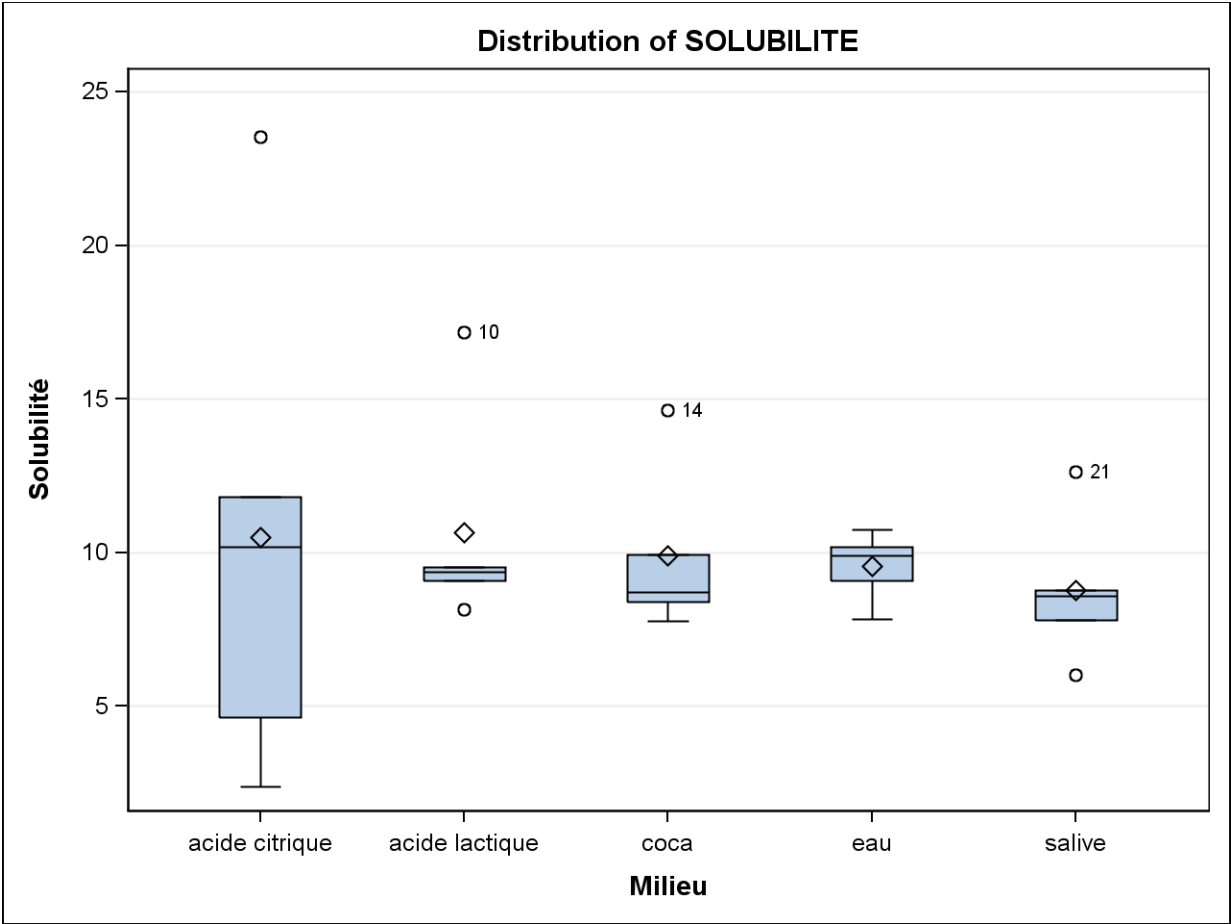
Matériau=GRS



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=GRS



Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=GRS

Note: Ce test contrôle le taux d'erreur par expérience de Type I, mais il a généralement un taux d'erreur de T supérieur à celui de Tukey pour toutes les comparaisons par paires.

Alpha	0.05
Degrés de liberté de l'erreur	20
Erreur quadratique moyenne	19.26787
Valeur critique de t	3.15340
Différence significative minimale	8.7544

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison de MILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
acide lactique - acide citrique	0.153	-8.601	8.907	
acide lactique - coca	0.770	-7.984	9.525	
acide lactique - eau	1.102	-7.652	9.856	
acide lactique - salive	1.895	-6.860	10.649	
acide citrique - acide lactique	-0.153	-8.907	8.601	
acide citrique - coca	0.617	-8.137	9.372	
acide citrique - eau	0.949	-7.806	9.703	
acide citrique - salive	1.742	-7.013	10.496	
coca - acide lactique	-0.770	-9.525	7.984	
coca - acide citrique	-0.617	-9.372	8.137	
coca - eau	0.331	-8.423	9.086	
coca - salive	1.124	-7.630	9.879	
eau - acide lactique	-1.102	-9.856	7.652	
eau - acide citrique	-0.949	-9.703	7.806	
eau - coca	-0.331	-9.086	8.423	

Analyse par matériau (ANOVA) Solubilité

The ANOVA Procedure

Matériau=GRS

Comparaisons significatives au niveau 0.05 indiquées par ***.				
Comparaison deMILIEU	Différence entre les moyennes	Intervalle de confiance à 95 % simultané		
eau - salive	0.793	-7.962	9.547	
salive - acide lactique	-1.895	-10.649	6.860	
salive - acide citrique	-1.742	-10.496	7.013	
salive - coca	-1.124	-9.879	7.630	
salive - eau	-0.793	-9.547	7.962	

VUILLAUME Florian - Absorption et solubilité de différentes résines fluides et ultrafluides utilisées en odontologie.

Nancy 2012, 266 f. : 56 ill.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy I : 2012

Mots clés :

- résines composites,
- absorption,
- solubilité,
- scellement puits et fissures,
- comportement hydrique

Résumé :

VUILLAUME Florian – Absorption et solubilité de différentes résines fluides et ultrafluides utilisées en odontologie.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy I : 2012

Les résines composites fluides et ultrafluides font désormais pleinement partie de l'arsenal thérapeutique du chirurgien dentiste. Après un rappel sur l'historique de ces résines composites, leur composition et leurs propriétés physico-chimiques, nous avons détaillé les différentes indications cliniques de ce type de résine. Dans une seconde partie, cette thèse aborde plus particulièrement les scellements prophylactiques des sillons, puits et fissures ; leurs indications cliniques et leur protocole de mise en place. Ces matériaux, une fois déposés, vont être soumis à l'environnement buccal très complexe qui est détaillé en troisième partie. Dans un tel milieu, les résines composites et notamment les résines composites fluides et ultrafluides vont absorber et vont se solubiliser ; ce qui va à terme entraver leur pérennité. Le but de la quatrième partie est d'étudier *in vitro*, selon le cadre normatif ISO 4049, l'absorption et la solubilité de deux résines fluides et de deux résines ultrafluides placés en immersion dans cinq milieux différents (eau distillée, acide lactique, acide citrique, salive artificielle et Coca Cola®).

Membres du jury :

Pr P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
Pr A. DAHOUN	Professeur des Universités	Juge
<u>Dr E. MORTIER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	<u>Juge</u>
Dr P. BRAVETTI	Maître de Conférences	Juge
Dr Y. SIMON	Ancien Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur :

VUILLAUME Florian

16, Avenue Gambetta, 88600 BRUYERES