

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE



MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA

RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE DE BLIDA 01

FACULTE DE MEDECINE EL MAHDI SI AHMED

DEPARTEMENT DE MEDECINE DENTAIRE

**MEMOIRE DE FIN D'ETUDE POUR L'OBTENTION DU:
DOCTORAT EN MÉDECINE DENTAIRE**

THEME :

VARIATION DU PH SALIVAIRE ET ORTHODONTIE

Présenté et soutenu : juillet 2023

Par:

- YAGOUBI HAKIMA
- LAHCENE BOUCHRA
- OUZOUGZOU MERIEM
- AMMARI ZOHRA
- KIDAD NAIMA
- GHOUINI HIBA EL RAHMANE

ENCADREUR :

- Pr .DAHMAS Professeur en orthopédie Dento-facial

Devant le jury composé de:

- Pr MEDDAH Professeur en ODF Présidente
- Dr KHEROUA Professeur en ODF Examinatrice

Année universitaire: 2022 /2023

Remerciements

À notre chère promotrice de mémoire, Pr DAHMAS,

Il est difficile d'exprimer par des simples mots toute notre reconnaissance et notre admiration pour vous. En tant que guide bienveillante et experte éclairée, votre passion pour la recherche et votre engagement envers l'excellence nous ont inspirés à repousser nos limites et à embrasser les défis avec confiance. En plus de votre rôle de promotrice de mémoire, vous êtes un modèle de persévérance et de détermination. Votre parcours académique exemplaire et votre intégrité intellectuelle sont une source d'inspiration pour nous tous.

nous voulons vous remercier du fond du cœur pour votre encadrement, votre soutien indéfectible et votre gentillesse et votre influence positive sur notre parcours. Nous serons éternellement reconnaissants d'avoir eu la chance de vous avoir comme promotrice de mémoire.

A notre présidente de jury Pr. MEDDAH

Nous avons fait un grand honneur en acceptant la présidence de notre jury. Vos qualités professionnelles m'ont beaucoup marqué mais encore plus votre gentillesse et votre sympathie. Votre enseignement restera pour nous un acquis de grande valeur. Veuillez accepter dans ce travail nos sincères remerciements et toute la reconnaissance que nous vous témoignons.

A notre examinatrice Dr. KHEROUA

Nous vous remercions de nous avoir honorés par votre présence. Vous avez accepté aimablement d'examiner ce mémoire. Cet honneur nous touche infiniment et nous tenons à vous exprimer notre profonde reconnaissance. Veuillez accepter dans ce travail l'assurance de notre estime et notre profond respect. Vous présentez toujours pour nous le parfait exemple d'élégance et professionnalisme

Nous tenons à remercier vivement les résidents d'ODF et tous ceux qui ont contribué de loin ou de près à l'élaboration de ce travail.

Nous tenons à exprimer notre gratitude envers le chef de service d'épidémiologie

Pr Guimache pour avoir supervisé et soutenu nos travaux de recherche. Votre expertise et vos conseils ont été essentiels pour orienter nos démarches et améliorer la qualité de notre travail.

Nous tenons à remercier **DR Hammadi** pour son soutien et son aide tout au long de cette expérience. Votre présence et votre collaboration ont été très appréciées.

Remerciement:

A mes parents, pour leur soutien et leur patience. En espérant Qu'ils soient fiers de moi. Merci pour toutes les valeurs Transmises et l'éducation que vous m'avez donnée, merci pour votre amour, sacrifices tout au long de ma vie, que dieu vous Accorde une longue vie remplie de bienfaits, de bonheur et de santé.

A moi-même, merci d'avoir le courage, la patience et la volonté pour Atteindre l'un de tes objectifs.

A mes frères et sœurs, , Fierté c'est le premier mot qui me vient à l'esprit quand Je pense à vous, merci d'être toujours à mes côtés. À qui je souhaite tout le bonheur, la réussite Et l'accomplissement tant professionnel que personnel. Soyez Heureux !

A ma nièce bassma tasnim et mes neveux iyad et ânes , mes chéris merci pour tout l'amour que Vous M'avez fait ressentir, j'espère un jour vous voir tous au plus haut Niveau de réussite.

A mon groupe de mémoire :je vous remercie pour tout Vos efforts afin de réaliser ce travail, vous avez fait preuve de sérieux et d'altruisme. Je suis Très contente d'avoir partagé ces moments avec vous.

A mes amis depuis plus de 06 ans déjà. À tous nos fous rires, nos Bêtises et nos peines, que notre amitié dure encore et toujours. Je vous aime.

A mes camarades, et connaissances, Votre sens de l'amitié, du pardon, de l'écoute m'a été d'un grand apport durant ces derniers moments. Merci infiniment.

Je tiens à remercier vivement tous ceux qui ont contribué de loin ou de près à l'élaboration de ce travail, qu'ils trouvent ici mon vif respect et ma profonde gratitude

AMMARI ZAHRA

Remerciement:

A mon cher père: L'épaule solide , l'œil attentif, tu as toujours été pour moi un exemple du père respectueux et honnête .Ce modeste travail est le fruit de tous les sacrifices que tu as déployés pour mon éducation et ma formation. Je t'aime ABI et j'implore le tout-puissant pour qu'il t'accorde une bonne santé et une vie longue et heureuse.

A ma chère mère : Mon exemple éternel, la source de sacrifice et de l'amour .Tu étais toujours là ,prés de moi pour me soutenir , m'encourager et me guider avec tes précieux conseils ,tu n'as pas cessé de prier pour moi .Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour et l'admiration que je porte à la grande femme que tu es .Puisse Dieu le tout puissant ,te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.

To my dear fiancé : Your character as a perfectionist ,which I admire more than any thing, has always inspired me .you have instilled in me during all these years a diligent spirit Thanks to which I have acquired a pronounced taste for a job well done .you are my source of motivation and of happiness. Thank you for your encouragement which despite all the difficulties always gave me the strength to continue this long journey .

To My only brother Mohammed : Who has not ceased to advise me, encouragement and support throughout my studies . May God protect him . I wish you happiness and success.

A Ma grande sœur khaoula : Mon idole merci pour le soutien moral et d'avoir été là pour moi à mes cotés que de joie. Je te souhaite le bonheur et la réussite.

To My dearest sister Asma : My confident and the closes to my heart.I pray to God every day and thank him for making you my beloved sister which whom I could never surmise my weakest moments .I wish you all the success in the world.

To My little sister Mimouna : Your presence by my side has always made me feel close to the whole family. Without you my life would be simple .I would like to express to you through these few lines all the affection .I love you MiMi .I wish you all the succes in the world.

A Borhane mon 2ème frère : J'oublie jamais tes conseils et ton soutien à mes débuts merci infiniment. Je te souhaite tout le bonheur avec ma chère sœur.

A ma binôme Bouchra : Les TP avec toi vant vraiment me manque on a tellement de beaux souvenirs ensemble, je te souhaite une très belle réussite à tout les niveaux .

A mon idole Narjisse et ma copine de chambre Ikram : Merci pour tout les moments qu'on avait vécus ensemble que Dieu te garde auprès de moi .

GHOUMINI HIBA EL RAHMANE

Remerciement :

À ma mère bien-aimée, qui a été ma plus grande source d'encouragement et de soutien tout au long de mon parcours. Votre amour inconditionnel, vos conseils précieux et votre présence constante ont été les moteurs de ma réussite. Je dédie ce mémoire à votre dévouement et à votre amour indéfectible. Merci d'avoir cru en moi et de m'avoir inspiré à donner le meilleur de moi-même.

À mes sœurs adorées, Sara, Rabia, Maroua et Nassima. Votre soutien, votre complicité et vos encouragements ont été une source d'inspiration pour moi. Je vous dédie ce mémoire en reconnaissance de notre lien familial fort et de nos moments précieux partagés. Que notre amour continue de grandir et de nous guider tout au long de nos vies.

À mes chers frères, Khaled, Omar et Radouan. Votre présence et votre soutien ont été précieux pour moi. Je vous remercie d'avoir été là à chaque étape de ma vie et d'avoir été des modèles de détermination et de persévérance. Je dédie ce mémoire à notre lien fraternel qui est une source de force et de motivation.

À toute ma famille, qui a toujours été présente pour moi et m'a soutenu dans mes projets. Vos encouragements, vos prières et votre amour ont été essentiels pour ma réussite. Je vous adresse ma profonde reconnaissance et je dédie ce mémoire à chacun de vous.

À ma chère sœur Dr Harrouche, Tu es une personne extraordinaire et je suis honorée de t'avoir à mes côtés. Merci d'être une sœur aimante et une amie fidèle.

À ma binôme Meriem, nous avons parcouru ce chemin ensemble, partageant les joies, les peines et les moments d'apprentissage. Ton engagement, ta persévérance et ta collaboration ont été inestimables. Ce mémoire est le fruit de notre travail d'équipe, et je suis reconnaissante de t'avoir eu à mes côtés tout au long de ce parcours.

À mon amie proche Amina, tu as été un soutien inébranlable tout au long de ce parcours. Tes encouragements, tes conseils et ta présence ont été précieux. Je te suis reconnaissante d'avoir été là pour moi, et je dédie ce mémoire à notre amitié sincère et durable.

À mes chères amies Khaoula, Bouchra vous avez été une source de joie et de motivation tout au long de cette aventure. Votre amitié, votre soutien et nos moments de partage resteront gravés dans ma mémoire. Je vous remercie pour votre présence et je dédie ce mémoire à notre amitié précieuse.

A mes belles sœurs Dr AYACHE IMANE , DR FERRAH HAMIDA, LOUBNA

Que cette dédicace reflète ma gratitude profonde envers vous tous, qui avez joué un rôle essentiel dans mon parcours. Vos encouragements et votre soutien ont été une source de force et de motivation. Que nos liens perd

HAKIMA YAGoubi

Remerciement:

À MOI-même,

Je me remercie pour la résilience dont j'ai fait preuve face aux épreuves et aux difficultés. J'ai trouvé en moi-même une force intérieure qui m'a permis de me relever à chaque chute, de persévérer lorsque les choses semblaient impossibles et de continuer à avancer malgré les obstacles qui se sont présentés.

À Mon cher père AISSA LAHCENE Tu es ma fierté, mon modèle et ma source d'inspiration ,Depuis mon plus jeune âge, tu as été mon roc, mon guide. Tu as travaillé sans relâche pour offrir à notre famille une vie meilleure et m'as montré que la persévérance et le travail acharné sont les clés du succès .

Je te remercie du fond du cœur pour tout ce que tu as fait et continue de faire pour moi. Ce mémoire est un modeste hommage à ton amour inconditionnel et à tes sacrifices. Je suis reconnaissante d'avoir un père aussi exceptionnel que toi. Que ces mots puissent te toucher autant que tu as touché ma vie. Je t'aime de tout mon cœur , mon cher père Aissa. Tu es et seras toujours ma fierté

À Ma MÈRE et mes frères AZZDINE ET FADHEL et ma sœur HANANE , vous êtes mes compagnons de vie, mes alliés et mes amis les plus proches. Votre présence, votre soutien ont été essentiels pour surmonter les épreuves et les moments de doute. Les souvenirs partagés,et les liens indéfectibles que nous avons tissés sont des trésors inestimables ,

vos présences dans ma vie ont été précieuses. Vous avez su me remonter le moral quand j'en avais besoin et m'encourager à persévérer. Je suis fier d'avoir des frères aussi formidables que vous

Hakima et Meriam, vous êtes des amies exceptionnelles. Votre soutien constant, votre énergie positive et vos encouragements ont été essentiels pour moi. Merci d'avoir été là à mes côtés .

Hiba, ma binôme, nous avons formé une équipe formidable. Ton professionnalisme, ton engagement ont été indispensables pour mener à bien notre parcours. Merci d'avoir été une partenaire de confiance et d'avoir partagé cette aventure avec moi

À mon groupe de mémoire, je tiens à vous remercier pour notre collaboration fructueuse.. Ensemble, nous avons surmonté les obstacles et réalisé un travail dont nous pouvons être fiers.

à mes amis, votre présence et votre amitié ont été un équilibre précieux dans ma vie. Merci d'avoir été là pour moi, de m'avoir soutenu et de m'avoir rappelé l'importance de prendre du recul et de profiter de chaque instant.

à tous ceux qui ont croisé ma route et m'ont apporté leur soutien, que ce soit de près ou de loin, je vous suis reconnaissante pour vos encouragements, vos félicitations. Vos paroles d'encouragement et votre confiance en moi ont renforcé ma détermination à atteindre mes objectifs.

.LAHCENE BOUCHRA

Remerciement :

Je voudrais tous d'abord remercie mes très chère parents "**Saada** et **Taib**" pour leur amour inconditionnel, leur soutien et leur guidance tout au long de mon parcours. Vous avez été une source d'inspiration et de motivation pour moi.

J'adresse aussi mes vifs remerciements à toute ma grande famille, mes chères tantes, mes sœurs, mes frères, mes nièces, mes neveux et mes belles sœurs.

Je voudrais également remercie khalilaty et ma binôme "**Hakima**" pour leur collaboration et leur travail acharné. Vous avez été un partenaire de confiance

Je voudrais également remercie mes chères "**Bouchra Aicha** et **Dina**" pour leur soutien, mes très chères amies du lycée "**Hadjer** et **Bouchra**", ma jolie copine de chambre "**Hiba** et ma **Malouka**". Votre présence a été un véritable cadeau dans ma vie, vous êtes des personnes exceptionnelles et je vous souhaite tout le meilleur.

Ouzougzou Meriem

Remeriment :

Au premier lieu je remercie Allah d'avoir me
donner la patience et le courage.

A mes parents, mes sœurs, mes frères et mes amis
merci énormément pour votre présence, soutiens et
encouragements durant toutes ces longues années.

NAIMA KIDAD

Table des tableaux

Tableau 1: Tableau récapitulatif de la viscosité salivaire -----	12
Tableau 2: Comparaisons des niveaux moyens du Ph salivaire avant et pendant le traitement orthodontique -----	21
Tableau 3:Classification des alliages en fonctions de leurs compositions chimiques selon ADA -----	35
Tableau 4: classification des alliages en fonction des propriétés mécanique selon ADA -----	35
Tableau 5:composition limites de fils dentaire en alliage d'or -----	36
Tableau 6: Répartition des patients bénéficiés de traitement orthodontique fixe en fonction du sexe. -----	72
Tableau 7: Répartition des patients selon l'hygiène buccale-----	72
Tableau 8: Répartition des malades selon la fréquence des aphtes -----	72
Tableau 9:Répartition des patients avant l'application de l'acide orthophosphorique-----	73
Tableau 10: Répartition des patients après l'application de l'acide orthophosphorique-----	73
Tableau 11: répartition des patients après 10 min de l'application de l'acide ortho-phosphorique.-----	73
Tableau 12: Degré de signification entre T1 et T2 -----	74
Tableau 13: Degré de signification entre T2 et T3 -----	74
Tableau 14:Degré de signification entre T1 et T3-----	75
Tableau 15:la relation entre la fréquence des aphtes et l'hygiène -----	75
Tableau 16:la relation entre la fréquence des aphtes et le pH salivaire-----	76

Table des figures

Figure 1: Tissu glandulaire salivaire. -----	5
Figure 2: Vue latérale schématique des glandes salivaires et des canaux du côté gauche. -----	7
Figure 3: Anatomie des glandes salivaires -----	8
Figure 4: schéma des fonctions de la salive -----	15
Figure 5: plaque palatine en résine acrylique -----	26
Figure 6: Représentation schématique d'une résine composite -----	28
Figure 7: Composite auto- polymérisable-----	31
Figure 8: Composite photo polymérisable -----	31
Figure 9: Fil magique ortocontico-----	32
Figure 10: Ciment verre ionomère. -----	32
Figure 11: Bracket en céramique-----	33
Figure 12: Présentation schématique de l'ensemble des facteurs qui influencent la biocompatibilité -----	44
Figure 13:Image électronique secondaire d'un arc orthodontique en NiTi montrant une corrosion par piqûres -----	49
Figure 14:Image électronique secondaire d'un fil orthodontique fracturé -----	56
Figure 15:Courbes stress/contrainte et nombre de cycles -----	57
Figure 16: Rougeur intra orale au niveau gingival après mise en place d'un appareil multi-attache -----	62
Figure 17: les éléments du pH mètre -----	66
Figure 18: les solutions étalons -----	67
Figure 19: Valeur du pH après la première prise -----	67
Figure 20: Valeur du pH après la deuxième prise. -----	68
Figure 21: Valeur après la troisième prise -----	68
Figure 22: Répartition des cas selon les tranches d'âge -----	69
Figure 23: Répartition des cas selon le genre -----	69
Figure 24: Répartition selon l'hygiène -----	70
Figure 25: Répartition des cas selon la fréquence des aphtes-----	70
Figure 26: Répartition des cas selon l'état maladif-----	71
Figure 27: Répartition des cas selon la prise des médicaments -----	71
Figure 28: La corrélation entre l'hygiène et la fréquence des aphtes -----	76
Figure 29: La corrélation entre le pH salivaire et la fréquence des aphtes -----	77

Liste des acronymes :

AcO : Acide orthophosphorique

ODF : Orthopédie dento Facial

pH : Potentiel d'Hydrogène

Table des matières

Introduction.....	1
Chapitre 1 : La salive.....	3
1.1. Définition de la salive.....	4
1.2. Rappel sur les glandes salivaires.....	4
1.2.1. Rappel histologique.....	4
1.2.1.1. La glande parotide.....	5
1.2.1.2. La glande submandibulaire.....	5
1.2.1.3. La glande sublinguale.....	6
1.3. Rappel anatomique.....	6
1.3.1. Les glandes principales.....	6
1.3.1.1. La glande parotide.....	6
1.3.1.2. La glande submandibulaire.....	7
1.3.1.3. La glande sublinguale.....	7
1.3.2. Les glandes accessoires.....	8
1.4. Les constituants de la salive.....	9
1.4.1. L'eau.....	9
1.4.2. Les constituants organiques.....	9
1.4.3. Les constituants inorganiques.....	11
1.4.4. Autres Composants.....	11
1.5. Les caractéristiques physico-chimiques de la salive.....	12
1.5.1. Densité et pression osmotique.....	12
1.5.2. La viscosité.....	12
1.5.3. Le pH salivaire.....	12
1.5.4. Potentiel d'oxydoréduction.....	13
1.5.5. Température.....	13
1.5.6. Le pouvoir tampon.....	13
1.5.7. La clairance.....	14
1.6. Rôle de la salive.....	14
1.6.1. Fonction protectrice.....	14
1.6.2. Maintien de l'intégrité des tissus dentaires et du milieu.....	15
1.6.3. Rôle dans l'alimentation.....	15
1.7. Débit salivaire.....	16
1.7.1. Fonctionnement général.....	16

1.7.2. Modifications d'origine pathologique et iatrogène.....	16
1.8. Les facteurs influençant le pH salivaire.....	17
1.8.1. Facteurs pathologique.....	17
1.8.2. Les médicaments.....	19
1.8.3. Facteurs hormonales.....	20
1.8.4. Facteurs nutritionnels.....	20
1.8.5. Autres facteurs.....	21
Chapitre 2 : Les alliages et les biomatériaux en orthodontie.....	22
2.1. Les biomatériaux.....	23
2.1.1. Définition.....	23
2.1.2. Les propriétés d'un biomatériau.....	23
2.1.3. Les différents biomatériaux utilisés en orthodontie.....	25
2.1.3.1. Les matériaux polymères.....	25
2.1.3.1.1. Les résines acryliques.....	26
2.1.3.1.2. Les résines composites.....	28
2.1.3.2. Les matériaux élastomériques.....	30
2.1.3.3.1. Les composites orthodontiques.....	30
2.1.3.3.2. Les ciments verre-ionomères.....	32
2.1.3.4. Les céramiques dentaires.....	32
2.1.3.5. Les acides de mordantage.....	33
2.2. Les alliages.....	34
2.2.1. Définition.....	34
2.2.2. Classification des alliages.....	35
2.2.3. Les différents alliages utilisés en orthodontie.....	36
2.2.3.1. Les alliages à base d'or.....	36
2.2.3.2. L'acier inoxydable.....	37
2.2.3.3. L'Elgiloy®.....	38
2.2.3.4. Les alliages en titane.....	38
2.2.3.6. Alliages nickel-chrome (Ni-Cr).....	39
2.3.7. Alliages Ni-Ti.....	40
Chapitre3 : Variation du pH et l'orthodontie.....	42
3.1 La Biocompatibilité.....	43
3.1.1. Définition de la biocompatibilité.....	43
3.1.2. Biocompatibilité des différents alliages et biomatériau orthodontiques.....	44

3.1.2.1. les alliages	44
3.1.2.2 .Les biomatériaux	45
3.2. La biodégradation	46
3.2.1. Définition de la biodégradation.....	46
3.2.2. Formes de biodégradations	46
3.2.2.1. Biodégradation environnementale	46
3.2.2.1.1. La corrosion.....	46
3.2.2.1.2. La dissolution	55
3.2.2.2. Biodégradation fonctionnelle	55
3.2.2.2.1. Les érosions usures et la fracture	55
3.2.2.2.2. Fatigue.....	56
3.2.3. Les effets de la biodégradation	58
3.2.3.1. La toxicité	58
3.2.3.2. L'allergie.....	61
Chapitre 4 Etude épidémiologique	63
4.1. Introduction.....	64
4.2. Objectif de l'étude.....	64
4.2.1. Objectif principal.....	64
4.2.2. Objectif secondaire	64
4.3. Matériels et méthodes.....	64
4.3.1. Patients.....	64
4.3.1.1. Critères de sélection.....	64
4.3.1.2. Taille de l'échantillon	65
4.3.2. La collecte des données	65
4.3.2.1. Analyse des données	65
4.3.4. Le matériel d'étude.....	65
4.3.5. Protocole	66
4.4. Résultats	69
4.4.1. Caractéristiques cliniques	69
4.4.1.1. Le Nombre de cas	69
4.4.1.2. L'âge.....	69
4.4.1.3. Le genre.....	69
4.4.1.4. L'hygiène bucco-dentaire.....	70
4.4.2. Donnés cliniques	71

4.4.2.1. Antécédents	71
4.2.1.1. Antécédents médicaux.....	71
4.4.2.1.2. Antécédents médicamenteux	71
4.5. Analyse épidémiologique :	72
4.6. Discussion.....	77
Conclusion :	80
Bibliographie.....	81
Résumé	89

Introduction

L'orthodontie est une discipline médicale qui vise à corriger les anomalies dentaires et maxillo-faciales afin d'améliorer la fonctionnalité et l'esthétique du sourire. Au cours de ces traitements, les dispositifs orthodontiques jouent un rôle crucial en appliquant des forces contrôlées sur les dents pour les déplacer progressivement. Cependant, il est essentiel de comprendre l'interaction entre ces dispositifs et le milieu buccal dans lequel ils évoluent.

Le milieu buccal est complexe, composé de diverses sécrétions salivaires et de fluides gingivaux qui jouent un rôle essentiel dans l'équilibre ionique, le maintien de l'homéostasie et la protection des tissus buccaux. La salive, en particulier, est un fluide biologique aux multiples fonctions, qui régule le pH, fournit des ions pour la conduction électrique, protège contre les agents pathogènes et facilite la digestion. [1]

Les dispositifs orthodontiques, quant à eux, sont généralement fabriqués à partir de différents alliages et biomatériaux, chacun avec ses propres propriétés physiques et chimiques. Ces matériaux doivent être biocompatibles, résistants à la corrosion et suffisamment stables pour supporter les forces appliquées pendant la durée du traitement orthodontique.

L'un des aspects cruciaux à prendre en compte est l'influence du pH salivaire sur les dispositifs orthodontiques et vice versa. En effet, les variations du pH dans le milieu buccal peuvent potentiellement affecter les propriétés des biomatériaux utilisés en orthodontie, tandis que les dispositifs orthodontiques peuvent également influencer le pH salivaire. Comprendre cette relation à double sens est d'une importance capitale pour optimiser les résultats cliniques et minimiser les complications liées aux traitements orthodontiques.

Dans cette perspective, notre mémoire se propose d'explorer en détail cette corrélation entre le pH salivaire et l'orthodontie. Nous commencerons par un rappel sur la salive et ses fonctions clés dans la cavité buccale. Ensuite, nous aborderons les différents alliages et biomatériaux utilisés en orthodontie, mettant en évidence leurs caractéristiques physico-chimiques et leur biocompatibilité.

Cependant, l'étude la plus significative de notre mémoire sera une analyse approfondie de la variation du pH salivaire après l'application de l'acide orthophosphorique, une substance couramment utilisée en orthodontie. Nous calculerons et interpréterons les résultats obtenus à partir de cette étude, fournissant ainsi des preuves scientifiques solides pour étayer nos conclusions.

En examinant l'interaction entre le pH salivaire et l'orthodontie, nous espérons non seulement améliorer la compréhension de ce mécanisme complexe, mais aussi ouvrir de nouvelles perspectives pour une prise en charge plus précise et personnalisée des patients. En fin de compte, notre objectif est d'améliorer les résultats orthodontiques tout en minimisant les effets indésirables associés aux dispositifs orthodontiques, en fournissant ainsi une meilleure qualité de soins et de vie pour les patients.

Chapitre 1 : La salive

1.1. Définition de la salive

La salive est le liquide biologique sécrété par les glandes salivaires, à l'intérieur de la cavité buccale. La salive totale, appelée également fluide orale, est composée de tous les fluides sécrétés par les glandes salivaires, du fluide gingival, du transsudat des muqueuses buccales, des bactéries sessiles non adhérentes, du mucus provenant des fosses nasales et du pharynx, des restes alimentaires, des cellules épithéliales desquamées de la muqueuse buccale, de cellules sanguines et des traces de divers médicaments et produits chimiques [1].

1.2. Rappel sur les glandes salivaires

Les glandes salivaires sont annexées à la cavité buccale et jouent un rôle important à la digestion puisque elles produisent la salive qui baigne la bouche et humidifie les aliments pour faciliter la déglutition et joue aussi un rôle de défense contre la formation des caries dentaire.

Les glandes salivaires sont classées de deux manières différentes selon que l'on se place du point de vue histologique et anatomique.

1.2.1. Rappel histologique [2] [3]

Les glandes salivaires sont composées de différentes portions :

Sécrétoire : ce sont les acinis glandulaires et les canaux striés (ces derniers ayant aussi un rôle d'absorption de l'eau et des ions).

Excrétoire : ce sont les canaux intercalaire intra lobulaires (en association avec les cellules myoépithéliales qui coiffent la glande).

Ces portions sont mises en évidence dans les schémas suivants:

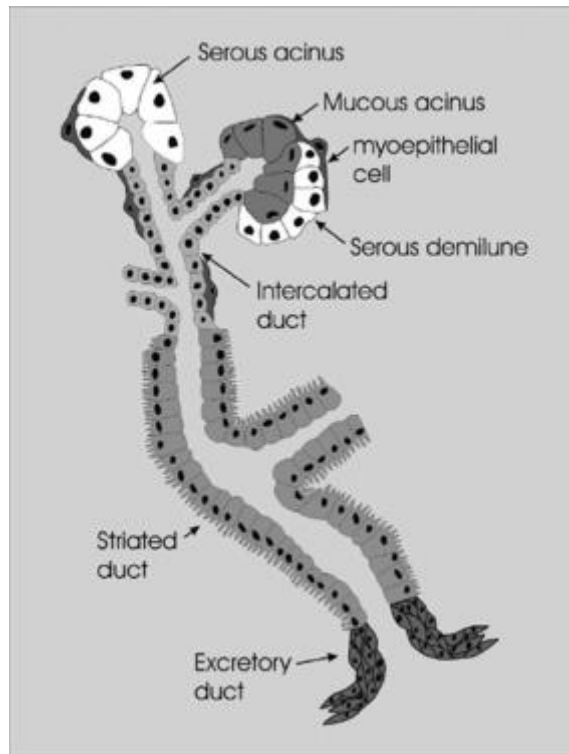


Figure 1: Tissu glandulaire salivaire. [6]

1.2.1.1. La glande parotide [4]

Cette glande est acineuse, séreuse pure. Elle présente des canaux intercanalaires (qui se ramifient) et striés (excréto-sécréteurs résultant de la confluence des précédents) qui sont intra lobulaires.

Ces acinis présentent des lumières étroites caractéristique, acini entre lesquels se trouvent des amas de cellules adipeuses.

1.2.1.2. La glande submandibulaire [4]

Cette glande est mixte, séro-muqueuse à dominante séreuse. Les unités sécrétoires sont des acinis séreux ou des tubules muqueux à coiffes terminales séreuses en forme croissant. Ce croissant va former un dispositif de rinçage de la glande par la sécrétion de la salive aqueuse qu'il produit. Là aussi des travées de tissu conjonctif vont délimiter des lobules.

1.2.1.3. La glande sublinguale [4]

Cette glande est mixte à dominante muqueuse. Elle est constituée d'un complexe glandulaire comprenant environ 50 glandes individuelles, ayant chacune son propre canal excréteur. Dans ces glandes, les canaux intercalaires et striés sont très peu visibles sur les histologiques, car ils peuvent être absentes ou très courts.

1.3. Rappel anatomique [5]

Les glandes salivaires se subdivisent en glandes principales et des glandes accessoires situés dans l'ensemble de la cavité buccale, au sein des muqueuses palatines, labiales jugales, pelvi-buccale mais aussi au niveau de la partie postérieure et marginale antérieure de la langue.

1.3.1. Les glandes principales

1.3.1.1. La glande parotide

La glande parotide est la plus volumineuse des glandes salivaires. Elle est située en arrière de la branche montante de la mandibule [6], au dessous et en avant du méat acoustique externe, en avant des processus mastoïde et styloïde et des muscles qui s'y attachent. La surface de la glande est lobulée, de couleur grise jaunâtre. Son poids (très variable) est en moyenne de 25 g. Elle se compose de deux lobes, l'un superficiel, l'autre profond.

La salive sécrétée par la glande parotide se déverse dans la cavité buccale par l'intermédiaire du conduit parotidien « canal de Sténon », il mesure 4 cm de long et 2 à 3 mm de diamètre. Il naît dans l'épaisseur de la glande et émerge par son bord antérieur, il traverse successivement la région massétérine et la région génienne. Il s'ouvre par un orifice au niveau du vestibule buccal supérieur, sur la face interne de la joue, en regard de la 1ère et 2ème molaires supérieures.

La direction du canal de Sténon suit une ligne horizontale passant par le tragus et le bord antérieur de l'aile du nez.

Les artères de la parotide sont issues de l'artère carotide externe, ses veines se jettent dans la veine jugulaire externe et la veine communicante infra parotidienne. L'innervation est assurée essentiellement par le nerf auriculo-temporal.

1.3.1.2 .La glande submandibulaire [7,8,9]

Elle occupe toute la loge sous mandibulaire qui est située dans la partie latérale de la région sus hyoïdienne. Elle a la forme d'une amande à grande axe oblique en bas, en avant et en arrière parallèle au bord inférieur de la mandibule. La glande submandibulaire peut déborder les limites de sa loge et émettre des prolongements qui s'insinuent dans les interstices des parois.

1.3.1.3 . La glande sublinguale[10]

Elle est la troisième glande salivaire principale. Elle est la plus petite, de forme allongée, d'environ 3cm, et se situe dans la région sublinguale. Elle pèse 2 à 3g et étend son amas de lobules glandulaires de chaque côté de la langue, entre le canal de Warthon et la branche horizontale de la mandibule.

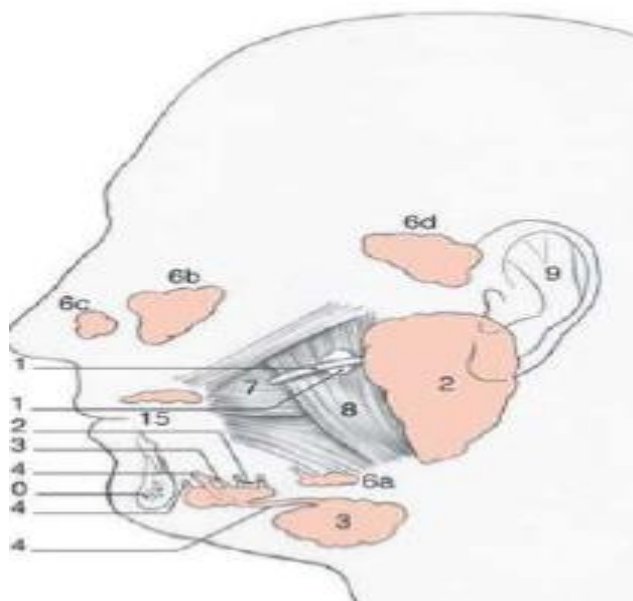


Figure 2: Vue latérale schématique des glandes salivaires et des canaux du côté gauche.
[1]

1. Canal parotidien, 2. Glande parotidienne, 3. Glande sub-mandibulaire, 4. Canal de Wharton, 5. Glande sublinguale, 6. Glandes salivaires accessoires : buccales (a), palatines (b), nasales (c), nasopharyngées (d), 7. Muscle buccinateur, 8. Muscle masséter, 9. Auricule de l'oreille, 10. Mandibule, 11. Glande salivaire accessoire et canal se jetant dans le canal parotidien, 12. Canal sub-lingual postérieur, 13. Canal sub-lingual, 14. Canal sublingual antérieur, 15. Cavité buccale

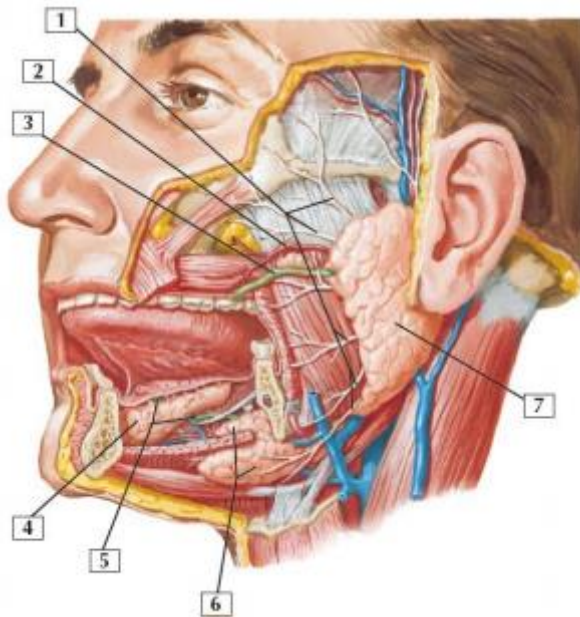


Figure 3: Anatomie des glandes salivaires [1]

1-Branche du nerf facial, 2-Artère faciale transverse, 3-conduit parotidien, 4-Glande sublinguale, 5-conduit sublinguale, 6-Glande submandibulaire, 7-Glande parotide.

1.3.2. Les glandes accessoires [11]

Ces glandes dites mineures sont très nombreuses et disséminées sur toute la surface de la muqueuse buccale, excepté au niveau des gencives, du vermillon des lèvres et de la partie antérieure du palais osseux. Il s'agit de petites formations glandulaires muqueuses et plus rarement séreuses de 1 à 2 mm de diamètre, qui se drainent dans la muqueuse buccale par des orifices microscopiques, elles sont constituées d'amas cellulaires, leurs existences et leurs situations sont variables en fonction des individus. Elles sont surtout nombreuses à la face interne de la lèvre inférieure, à la face interne de la joue, autour du conduit parotidien et dans la muqueuse du voile du palais. Ces glandes labiales, jugales, palatines, vélares, linguales, dorsales, ou marginales secrètent une quantité de salive négligeable par rapport au volume totale salivaire. Elles sont constituées de grappes d'acini uni lobulaires ou pauci-lobulaires (2 ou 3 lobules séparés par du conjonctif). Elles sont formées de cellules muqueuses, séreuses ou mixtes. Une couche de cellules myoépithéliales, douées d'une activité musculaire contractile, circonscrit ces acini, qui déversent leurs sécrétions dans les canaux excréteurs. Ces glandes par leur sécrétion assurent l'humidification permanente de la cavité buccale.

1.4. Les constituants de la salive

1.4.1. L'eau

L'eau est le constituant pondéral principal (990 ml/L).

1.4.2. Les constituants organiques [12]

L'essentiel des composants organiques de la salive est représenté par des protéines. Plus de 1300 protéines ont été identifiées mais la nature et le rôle précis de nombre d'entre elles sont encore inconnus.

Ces protéines sont classées en fonction de leurs origines :

Protéines extrinsèques : Les protéines extrinsèques comprennent les albumines sériques (5 à 10 % des protéines totales), les immunoglobulines (Ig) de type Ig A, Ig G, Ig M et les α - et β -globulines, les calprotectines et d'autres protéines du système immunitaire. Elles représentent environ 20% des protéines totales et leur concentration diminue lorsque le débit salivaire augmente. Elles assurent un rôle de défense immunitaire via leur inhibition de l'adhésion des micro-organismes bactériens et leur métabolisme, l'activation du complément et l'opsonisation. Il existe aussi des protéines extrinsèques externes : protéines alimentaires et enzymes bactériennes.

Protéines intrinsèques :

Mucines : Elles représentent environ 16% du total des protéines présentes dans la salive mixte. Ce sont des protéines ramifiées et sécrétées principalement par les glandes sublinguales.

Alpha amylase salivaire : Encore appelée ptyaline, cette protéine représente 30% des protéines totales. Elle est sécrétée en majorité par la glande parotide, 20 % par les glandes sous maxillaires et les glandes sublinguales n'en produisent que très peu. Elle participe à la dégradation des amidons alimentaires en maltose par l'hydrolyse de liaisons 20glucidiques. Son action est de courte durée car inhibée par le pH acide de l'estomac après déglutition. [13]

Protéines riches en proline :(PRP), caractérisées par une forte présence de l'acide aminé proline dans leur structure (25 à 42%), représentent 70% du total des protéines produites par les glandes parotides et sub-mandibulaires. On distingue les PRP acides qui participent à

l'homéostasie du Ca^{2+} et la PEA, les PRP basiques qui fixent les tanins et les PRP glycolyses leur pouvoir lubrifiant. [14]

Les Cystatines : Ont un rôle antimicrobien en inhibant les protéases à cystéine d'origine bactérienne et virale.

Lysozymes : Encore appelé muramidase, est une enzyme salivaire capable d'hydrolyser la liaison β 1-4, liant l'acide N-acétyl-muramique à la N-acétyl-glucosamine du peptidoglycane bactérien [15]. Il représente 10% des protéines totales. Il a un pouvoir antiseptique et agit comme une enzyme lytique capable de lyser des bactéries en particulier celles à Gram positif et des germes fongiques.

Lactoferrine : La lactoferrine est une protéine fixatrice du fer, appartenant à la famille des transferrines. Elle possède des propriétés bactériostatiques, bactéricides, virucides et fongicides. Sa sécrétion est majoritairement assurée par les polynucléaires neutrophiles présents au niveau du parenchyme glandulaire et parfois par les cellules épithéliales des muqueuses orales.

Histatines : Possèdent des propriétés antifongiques et participent à la formation de la PEA. Elles auraient également des propriétés antibactériennes et joueraient un rôle dans la cicatrisation muqueuse.

Lipase salivaire : C'est une protéine principalement produite par les glandes linguales de Von Ebner, située en arrière du V lingual, au niveau des papilles foliées (il existe une autre lipase salivaire produite au niveau des glandes sublinguales). Cette enzyme peut hydrolyser les triglycérides, les phospholipides, les esters de cholestérol, ainsi que de nombreux autres esters.

Les immunoglobulines sécrétoires (Ig) : représentent une famille d'anticorps de plusieurs types (A, G, M, E et D). Les plus représentées sont les Ig A sécrétoires dont la concentration salivaire est largement supérieure à la concentration sérique. Synthétisées à hauteur de 80% par les glandes principales et 20% par les glandes accessoires, ces glycoprotéines possèdent de nombreuses propriétés immunitaires à l'échelle cellulaire (reconnaissance et adhésion cellulaire) et moléculaire (inactivation d'enzymes et de toxines bactériennes, interactions avec d'autres molécules, récepteurs et complexes).

Autres constituants organiques : Stathérines, les défensine, lactoperoxydases, Matricielles métalloprotéinases (MMPs), les protéines BPI et PLUNC, EGF (Epidemalgrowth factor), Anhydrases carboniques.

1.4.3. Les constituants inorganiques

Les phases : La salive est constituée d'une phase aqueuse, d'une phase gazeuse et d'une phase de gel. L'eau (H₂O) représente 95 à 99,4% du volume total [9,10]. Le compartiment gazeux est constitué d'oxygène O₂ (0,2%), d'azote N₂ (0,9%) et de dioxyde de carbone CO₂. Ce dernier représente 20 à 30% du volume basal et peut augmenter jusqu'à 40% lors de la stimulation salivaire. Une partie du CO₂ est liée aux protéines et une partie est libre, en équilibre constant avec le carbonate et l'acide carbonique. Cet équilibre influence le pH salivaire via le pouvoir tampon [16].

Les électrolytes : Il existe de nombreux électrolytes présents dans la salive : le sodium Na⁺ , le potassium K⁺ , le calcium Ca²⁺, l'hydrogène H⁺ , le chlorure Cl⁻ , le phosphate dit inorganique PO₄³⁻, le bicarbonate HCO₃⁻ , le thiocyanate HSCN, les halogènes (iodure I⁻ et fluorure F⁻), le magnésium Mg²⁺, certains métaux (cuivre Cu²⁺ et fer Fe²⁺). Contrairement au potassium, au calcium, aux phosphates et aux thiocyanates, dont la concentration salivaire est supérieure à la concentration plasmatique, le sodium, les chlorures et les bicarbonates ont une concentration salivaire inférieure à celle rencontrée dans le plasma.[13,17]

1.4.4. Autres Composants

Il existe également d'autres composants non protéiques comme l'urée, l'ammonium, la créatinine, le glucose,, des lipides (glycérides, cholestérol..), des Acides ribonucléiques (ARN) et des hormones.

- Les Hormones peuvent être synthétisées par les glandes salivaires ou être d'origine plasmatique. Elles auraient un rôle dans la modulation de la synthèse des protéines.
- Les hormones stéroïdes comme le cortisol, la DHEA, les œstrogènes, la progestérone, la testostérone, leurs précurseurs et dérivés.
- Les hormones peptidiques comme l'insuline, la rhénine, la mélatonine, des facteurs de croissance : EGF (facteur de croissance épithéliale) et le NGF (facteur de croissance du tissu nerveux), IGF (facteur de croissance ressemblant à l'insuline ou somatomédine C).

- Les Cytokines représentées par les interférons (IFN), les interleukines (IL) et d'autres comme le facteur de croissance transformant (TGF- α), le facteur de nécrose tumorale (TNF- α).
- Les ARN peuvent être issus de cellules de l'organisme ou de micro-organismes extérieurs et de natures très variées (messagers (ARNm), de transfert (ARNt), régulateurs, non codants(ARNnc), microARNs...).

1. 5. Les caractéristiques physico-chimiques de la salive [1]

1.5.1. Densité et pression osmotique

Rapporter à la masse volumique de l'eau. la salive a une densité qui varie entre 1,004 et 1,012. La concentration salivaire en solutés (60 à 120 mOsm/ kg) est inférieure à celle de l'organisme (plasma : 290 mOsm/kg). La salive donc est hypotonique .

1.5.2. La viscosité

La viscosité est la résistance à l'écoulement uniforme et sans turbulence se produisant dans la masse d'un liquide. La viscosité de la salive résulte de la proportion de mucines produite par les cellules acineuses muqueuses par rapport aux cellules séreuses. logiquement on obtient une viscosité de la salive différente suivant la glande dont elle est originale.

Le tableau ci-dessous (tableau 2) décrit la viscosité de chaque glande.

Tableau 1: Tableau récapitulatif de la viscosité salivaire [1]

Glande salivaire	La parotide	La submandibulaire	La sublinguale
Viscosité (centipoise)	1,5	3,4	13,4
Salive (consistance)	aqueuse	filante	très visqueuse

1.5.3. Le pH salivaire

Le potentiel hydrogène (pH) salivaire se mesure chez un sujet éveillé à jeun, ayant peut parler en n'ayant pas fumé. Selon la glande considérée il peut varier de 5,8 pour la glande parotide à 6,5 pour la submandibulaire.

Le pH globale de la salive est comparé entre 6,2 et 7,6 avec une valeur moyenne de 6,7 au repos. La salive contribue donc à maintenir la cavité orale à un p H presque neutre. Le maintien de cette neutralité repose sur deux mécanismes principaux : le premier consiste à éliminer les glucides fermentescibles qui pourraient servir le substrat aux bactéries ainsi que

les acides qu'elles produisent. Le second, consiste à la capacité de tamponner et de neutraliser les acides ingérés (notamment présents dans les boissons).

1.5.4. Potentiel d'oxydoréduction

Le potentiel d'oxydoréduction consiste à la capacité d'engendrer des réactions chimiques. Celui de la salive est intimement lié au pH et il est inversement proportionnel au pH. Lorsque le pouvoir oxydatif est élevé, le développement de germes aérobies est favorisé. A l'inverse, lorsque l'environnement buccal contient un grand nombre de germes anaérobies, le pouvoir oxydatif est diminué.

1.5.5. Température

La localisation de la cavité buccale fait que le milieu salivaire est soumis à d'importantes variations de températures. Suivant les périodes de la journée, la température varie entre 36,2 et 37,2 °C, avec le pic de la journée situé en fin d'après-midi aux alentours de 16h40.

1.5.6. Le pouvoir tampon

Le pH salivaire exprime l'acidité ou l'alcalinité de la salive et varie en fonction de l'âge, du lieu de prélèvement buccal et de l'alimentation. Le pH physiologique d'un individu varie dans une gamme normale comprise entre 5,6 et 7 avec une valeur moyenne d'environ 6,7.

La salive possède un pouvoir tampon qui est essentiellement assuré par les phosphates, les bicarbonates et certaines protéines. La plaque dentaire présente aussi un pouvoir tampon dûe aux synthèses bactériennes.

Le pouvoir tampon protège les tissus buccaux en s'opposant aux conditions spécifiques de pH requises pour la croissance de certaines bactéries cariogènes et en conditionnant l'efficacité de certains agents antibactériens salivaires.

Lorsque le pH salivaire se situe dans les limites normales, la salive est sursaturée en phosphates de calcium. Ces derniers jouent un rôle important dans la formation de caries dentaires et de calculs salivaires.

Les phosphates sont présents sous différentes formes. La nature de la forme dominante est déterminée par les concentrations relatives en calcium et phosphore et par le pH du milieu. Dans des conditions acides, le phosphate de calcium solide est transformé en une nouvelle phase plus soluble avec un rapport Ca/P plus bas. Les ions Ca^{2+} seront alors libérés dans le milieu.

Inversement, des conditions basiques vont entraîner la formation d'une phase différente

avec une solubilité plus faible et un rapport Ca/P plus élevé. Les ions PO_4^- sont alors libérés. Le pH régule à la fois la nature de la phase solide et ses propriétés biologiques. Lorsque le pH tend à diminuer, l'hydroxyapatite réagit avec des protons pour donner un sel phosphocalcique dont le rapport Ca/P est faible. CaHP04 va se dissoudre ensuite très lentement et devenir soluble.

Le pouvoir tampon de la salive est aussi grandement influencé par les bicarbonates. Leur taux augmente avec le débit salivaire. Les glandes salivaires sécrètent du gaz carbonique qui diminue le pH et augmente le pouvoir tampon.

1.5.7. La clairance

La clairance est par définition un volume virtuel débarrassé d'une substance pendant un temps donné. La salive présente par son flux la capacité de diluer, détacher, agglutiner et éliminer vers le tube digestif, une grande partie des agresseurs de la cavité buccale.

1.6. Rôle de la salive [1]

La salive remplit de multiples fonctions : mécanique, d'humidification et lubrification, protectrice, digestive. Les variations quantitatives et qualitatives du fluide salivaire conditionnent les principaux rôles : digestif, protecteur, excréteur et endocrinien. Ces remaniements, comme la diminution en protéines salivaires (mucines), d'ions sodium et chlorure, auront une influence non négligeable sur la physiologie salivaire et orofaciale.

1.6.1. Fonction protectrice

La salive est la cause essentielle de la très grande résistance de la cavité buccale à l'infection. Son action physique, permet tout particulièrement :

- L'auto- nettoyage de la cavité buccale.
- L'humidification, lubrification et l'hydratation des tissus buccaux.
- Une protection antibactérienne.
- La cicatrisation des muqueuses buccales.

1.6.2. Maintien de l'intégrité des tissus dentaires et du milieu

Un des rôles prépondérants de la salive consiste à la protection des tissus dentaires des phénomènes d'abrasion, d'attrition, d'érosion et cariogène mais aussi de favoriser la reminéralisations de l'émail après une attaque acide. Ce rôle est permis grâce à la formation de la pellicule exogène acquise qui couvre non seulement les muqueuses mais aussi l'ensemble des surfaces dentaires (amélaire , cémentaire, dentinaire).

1.6.3. Rôle dans l'alimentation

-Gustation, déglutition, digestion :

La salive joue un rôle dans la gustation et permet la dissolution des arômes favorisant leur répartition dans la cavité orale et leur fixation sur les cellules neurosensorielles des récepteurs de gout. Elle facilite la formation du bol alimentaire, ainsi que la déglutition grâce aux substances mucilagineuses qu'elle contient et permet de débiter la digestion.

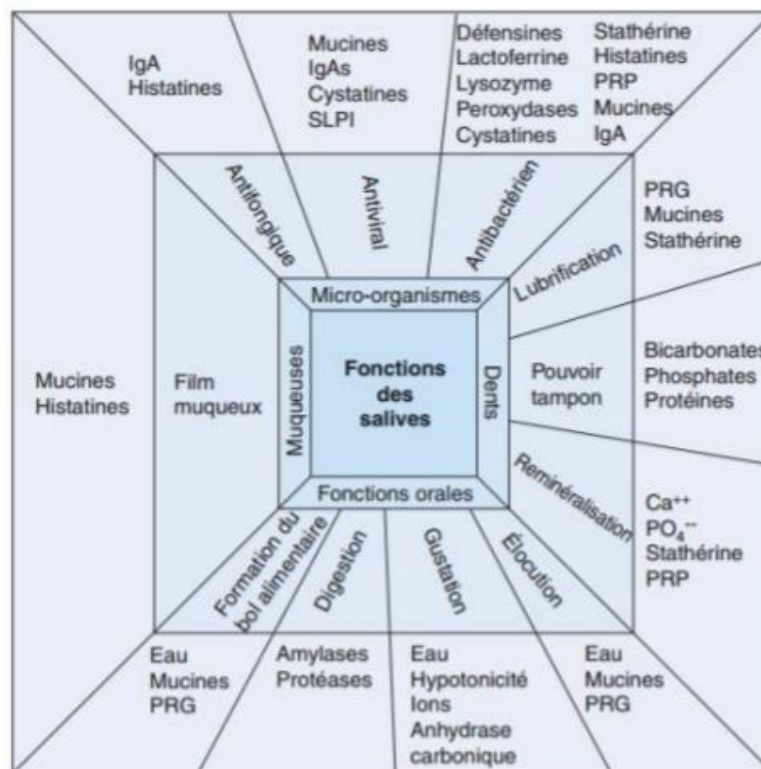


Figure 4: schéma des fonctions de la salive [1]

IgA : immunoglobulines A ,IgAs : immunoglobuline A sécrétoires , PRP : proline riche protéines, PRG : glycosylées, SLPI : secretory leukocyte protease inhibito

1.7. Débit salivaire [1]

1.7.1. Fonctionnement général

Le volume salivaire sécrété quotidiennement varie selon les individus. En moyenne, 750 ml de salive sont produites en 24 heures (entre 500 ml et 1,5 l). De multiples facteurs influencent la sécrétion :

Facteurs physiologique

*Le degré d'hydratation : Ainsi en cas de déshydratation, arrêt de production de salive pour conserver l'eau dans l'organisme.

*Les rythmes circadiens : sécrétion minimale nocturne, maximale au moment du repas.

Selon l'âge et les conditions physiques de la personne, le débit salivaire varie. Ainsi la xérostomie du sujet âgé est la conséquence de maladies systémiques, de traitements médicamenteux, mais aussi du processus de sénescence du parenchyme glandulaire.

1.7.2. Modifications d'origine pathologique et iatrogène [1]

Variation suite à une pathologie :

De nombreuses maladies systémiques affectent les GS directement ou indirectement, et peuvent avoir un effet sur le débit et la composition de la salive. Voici celles où les symptômes salivaires et en particulier l'atteinte du débit sont importants :

*Maladies auto-immunes : syndrome de Gougerot-Sjörger, maladies rhumatoïdes , maladie du greffon contre l'hôte.

*Maladies héréditaires : mucoviscidose, maladie cœliaque.

*Maladies neurologiques : maladie de Parkinson, maladie d'Alzheimer.

*Insuffisance rénale chronique, troubles hépatiques, stomatodynies...

Variation suite à une origine iatrogène :

- Des effets d'hypersalivation ou d'hyposalivation peuvent survenir après : L'ingestion de substances médicamenteuses : les médicaments peuvent Interférer sur le système nerveux

voire sur la nature des glandes salivaires. Les traitements ayant un effet anticholinergique (bloqueurs muscariniques comme l'atropine, les antidépresseurs ou les antihistaminiques) provoquent une réduction importante du débit salivaire. À l'inverse, les substances agonistes de l'acétylcholine et /ou de la noradrénaline permettent la sécrétion d'une grande quantité de salive mais ces molécules sont rapidement métabolisées par l'organisme.

- L'exposition aux radiations ionisantes dans la sphère de la tête et du cou :

Une radiothérapie conventionnelle expose le sujet à une dose totale comprise entre 50 et 70 Gy. Ainsi les glandes parotides exposées à des doses supérieures à 60 Gy sont endommagées de manière permanente. Toutefois, tout dépend du volume irradié et de la dose totale administrée. Mais il est indispensable d'apporter aux patients subissant ces traitements des alternatives pour soulager les symptômes des défauts de débit salivaire provoqués.

Toutes ces variations peuvent nuire à l'analyse des composants salivaires à visée diagnostic, cependant les évaluations qualitatives restent parfaitement exploitables.

1.8. Les facteurs influençant le pH salivaire

La salive est responsable du maintien d'un pH équilibré dans la bouche, grâce à une fonction appelée « mécanisme tampon », il régule le niveau de pH entre les limites appropriées pour le maintien de la santé buccodentaire, mais le pH salivaire devient parfois alcaline ou acide en fonction de différents facteurs (l'alimentation, les médicaments, l'âge, l'hygiène buccodentaire, des maladies,.....).

1.8.1. Facteurs pathologique

Le diabète :

En cas de diabète, la concentration de glucose, calcium et urée est augmenté ; ces derniers sont des causes des manifestations bucco-dentaires sévères tels que la xérostomie et les lésions buccales (les gingivites, Les parodontites, les mucites etc...) ; donc le ph de corps devient acide .

Par conséquent, le pH salivaire est significativement diminué chez les diabétiques par rapport aux sujets seins (ND = 7,09 +/- 0,29 , D= 6,69 +/- 0,35 , P< 0,0001). La plupart d'autours ont identifié un pH 3,8 à 5,2 chez les diabétiques avec parodontites.[18]

L'HTA :

Une analyse de la composition salivaire chez les patients atteints d'hypertension artérielle montre des différences avec une salive analysée chez un patient sain. On retrouve une diminution de la concentration en calcium (totale et ionisé), un rapport sodium/ potassium < à la normal. L'analyse de la salive parotidienne montre une augmentation de l'acide adénosine mono phosphorique cyclique et de taux des α - amylase. Donc diminution du pH salivaire.

Hyposialie :

C'est une atteinte fréquente, elle correspond à une diminution qualitative ou quantitative de la sécrétion salivaire pouvant provoquer des troubles liée aux rôles de la salive. On dessous de 0,7 ml/min de débit salivaire après stimulation en parle d'hyposalivation. le Ph intra buccal devient acide <6,5.

Le stress:

Selon une étude faite en Departement of oral Medecine Institute of Oral Bioscience I, School of Dentistry, Chankuk National Universty, ce trouble psychique joue un rôle dans l'hypo fonction des glandes salivaires donc une diminution de flux salivaire. Selon une étude faite il y a une diminution significative statique de pH salivaire chez les sujets stressés ; dont $P < 0,0001$. [19]

Syndrome de Gougerot-Sjogren :

Est une maladie auto immune donc une inflammation chronique et irréversible des glandes exocrines par une infiltration lymphatiques ; particulièrement les glandes lacrymal et salivaires parmi les signes cliniques de ce syndrome la sécheresse des yeux et la dysfonction de la salive et la sialodinite focal lymphatique des glandes salivaires labiales donc les patients atteints ont des problèmes de déglutition , phonation et de la nourriture même les médicaments utilisés pour le traitement ont un potentiel de réduire le flux salivaire. Le pH salivaire et sa capacité tempo est contrôlé par le débit de flux salivaire donc chez patients la présence des sialodinite el la dysfonctionnement de la salive explique la diminution de ph.

Les maladies associées au reflux gastro-oesophagien :[20]

Selon une étude faite par Farah Bechir, Meriem Pacurer, Adrian Tohati, et Simona Maria Bataga ; ou ils ont conclu que :

- La quantité de salive après 5 min est diminuée chez les patients souffrant du RF ;
- Le pH salivaire chez les personnes contrôlées a tourné à un pH acide, par rapport aux personnes saines qui ne présentent aucune pathologie ;
- Chez ces patients la capacité tempo était basse ou très basse

Les maladies rénales chroniques :

Les fonctions des reins sont multiples : ils permettent une excrétion de déchets azotés, une régulation de la balance hydro-électrique et acido-basique et des fonctions endocrines. Une réduction progressive du nombre de néphrons sains et fonctionnels mène la MRC. Les patients atteints de MRC présentent un pH salivaire plus élevé (pH alcalin) que les patients sains, le flux salivaire diminue, les concentrations de toutes les protéines salivaires diminuent, aussi la concentration d'urée dans la salive est plus élevée.

L'hypersialie :

Elle se traduit par une excrétion exagérée de salive que le patient perçoit comme un gêne buccal ou comme un écoulement salivaire anormalement important. Elle est relativement peu fréquente et d'origine très variée (digestives, neurologiques, médicamenteuses, endocriniennes...). Les examens complémentaires montrent un test au sucre d'une durée inférieure à 2 min et un pH salivaire alcalin.

1.8.2. Les médicaments

Les antidépresseurs :

L'un des principaux groupes de médicaments qui affectent la composition de la salive sont les antidépresseurs tricycliques, tels que l'imipramine qui produit une diminution significative du pH salivaire.

Les vitamines gommeuses :

Certains médicaments contiennent du sucre ajouté pour masquer la saveur et les rendre plus agréables au goût. Bien qu'un peu de sucré puisse soulager les papilles gustatives, c'est une mauvaise nouvelle pour vos dents, surtout si les médicaments sont pris pendant une longue période. Si vous consommez fréquemment du sucre, cela réduit le niveau de pH de la salive, ce qui la rend plus acide. Des baisses fréquentes du pH dans la salive peuvent entraîner la dégradation de la structure minérale de la dent et avec le temps, provoquer des caries

Les inhalateurs :

Utilisation d'inhalateurs provoque moins de production de salive et celle qui est produite a un pH plus acide, ce qui favorise l'apparition de caries. C'est pourquoi il est conseillé de toujours se rincer la bouche après chaque prise.

Radiothérapie :

Les patients subissant une radiothérapie ont une diminution du débit salivaire, et des changements qualitatifs de la salive tels que la viscosité, le pH, la teneur en protéines et d'électrolytes. En effet, la baisse du p H et la diminution de la capacité tampon seraient dues à une diminution statistiquement significative en bicarbonate [22], et les concentrations de sodium, chlorure, calcium, potassium, phosphate et magnésium sont modifiées chez les sujets traités par radiothérapie. [23,24,21]

1.8.3. Facteurs hormonales

La grossesse :

Pendant la période gravis, le pH salivaire diminue, il passe de 6,7 à 6,2. Cette légère baisse conduit à une diminution du pouvoir tampon. L'acidification de la cavité buccale est propice au développement de bactéries parodonto-pathogènes. [25]

1.8.4. Facteurs nutritionnels

L'acidité de la bouche peut être causée par la consommation excessive de :

- D'aliments trop gras
- D'aliments riches en acides (les agrumes, les boissons, ...)
- Fromage American
- Vin blanc
- Du café et de toute autre boisson ayant une forte teneur en caféine (thé, cola,..)

1.8.5. Autres facteurs

- ❖ L'âge : le pH salivaire est plus acide chez le nouveau-né, il redevient chez le sujet âgé : 5,5 à 6,5.
- ❖ Prothèse fixe ou amovible : influence aussi le pH
- ❖ Le rythme nyctéméral : pendant le sommeil le débit diminue, le pH diminue, et dans ce moment- là formation du tartre et du caries est favorisée.
- ❖ le tabac
- ❖ l'alcool
- ❖ l'appareillage orthodontique : l'étude de Zogakis et al [26] de 2018 a montré une baisse transitoire mais significative du pH 1h après le collage des brackets et la mise en place du dispositif orthodontique. Selon eux, ce phénomène pourrait être expliqué par l'utilisation d'acide orthophosphorique concentré à 37 pour le mordantage de l'émail avant collage. Dans ce cas de figure, les valeurs du pH se rapprocheraient progressivement des valeurs initiales au cours de la suite du traitement. En effet, leur étude a montré ce phénomène de retour progressif après 4-6 semaines de traitement [27]

Tableau 2: Comparaisons des niveaux moyens du Ph salivaire avant et pendant le traitement orthodontique [26]

Salivary Parameter	n	Time	Mean	SD	P Value
pH	21	T0	6.9	0.2	
		T1	6.69	0.29	.013*
		T2	6.83	0.33	.366

T0 : before treatment (baseline)

T1 : 1 hour after bonding

T2 : 4-6 weeks after bonding

*P <0.05

Chapitre 2 :
Les alliages et les
biomatériaux en
orthodontie

2.1. Les biomatériaux

2.1.1. Définition

Le domaine des biomatériaux est en constant développement en raison de la forte demande d'une population vieillissante ainsi que de l'augmentation du poids moyen des personnes [28]. Les matériaux synthétiques et naturels en contact avec les systèmes biologiques sont nommés biomatériaux. Le facteur vraiment important qui distingue un biomatériau des autres matériaux est sa capacité de pouvoir être maintenu en contact avec des tissus du corps humain sans causer d'endommagements de quelque nature que ce soit. Un biomatériau peut interagir avec les tissus de plusieurs manières qui peuvent aller jusqu'à compromettre la coexistence biomatériau/tissu [29]. Les biomatériaux représentent des enjeux économiques et sociaux élevés si l'on se réfère, d'une part au marché mondial estimé à plus de 25 milliards d'euros par an [30] (avec un taux de croissance annuel estimé à 12%) et d'autre part, à la population concernée. En effet, leurs champs d'applications sont nombreux : ophtalmologie, odontologie, chirurgie orthopédique, chirurgie cardio-vasculaire, et sont appelés à se développer afin [31] d'améliorer la qualité et augmenter la longévité de la vie humaine, par restauration ou remplacement de la perte ou l'échec d'une structure biologique pour retrouver sa forme et sa fonction.

Un biomatériau a été défini par la Société Européenne des Biomatériaux en 1986 (conférence de Chester), comme un «Matériau non vivants utilisé dans un dispositif médical destiné à interagir avec des systèmes biologiques» [32].

2.1.2. Les propriétés d'un biomatériau

La principale propriété requise d'un biomatériau est qu'il n'entraîne pas une réaction tissulaires indésirable pouvant entraîner une défaillance de l'implant lorsqu'il est placé en service, cela signifie qu'un biomatériau doit satisfaire aux différents critères, à savoir [28] [33] ;

- ✓ Une biocompatibilité qui est associée aux propriétés chimiques et à la tenue à la corrosion dans le fluide corporel du matériau dans l'organisme.
- ✓ Une biointégration qui dépend principalement de l'état de surface du biomatériau, notamment la rugosité, pour une meilleure ostéointégration. Elle caractérise l'aptitude du matériau à être colonisé par des cellules vivantes.
- ✓ Une biofonctionnalité qui dépend beaucoup des propriétés mécaniques du biomatériau utilisé (faibles modules proches de celui de l'os remplacé, pour minimiser la résorption

osseuse), et une excellente résistance à l'usure pour limiter la génération de débris d'usure. C'est la capacité du matériau à remplir la fonction pour laquelle il a été implanté.

Toutes ces propriétés sont requises pour une application réussite et durable dans le service.

Les caractéristiques des biomatériaux, relevant de la science des matériaux, sont qu'ils doivent avoir des Propriétés mécaniques et physico-chimiques aussi proches que possibles des propriétés de l'organe ou de la Partie de l'organe. Ces caractéristiques peuvent être regroupées selon trois grands thèmes :

-Propriétés mécaniques :

La ténacité: les matériaux qui pause après une grande élongation sont appelés matériaux tenaces.

La ductilité est la propriété d'un matériau de s'étirer sans se rompre.

L'élasticité est la propriété d'un matériau de se déformer puis se reprendre sa forme initiale par la suite.

La plasticité

La flexibilité: la déformation qui survient alors que le matériau est sollicité à la limite de proportionnalité.

Le fluage est le phénomène de la variation dans les efforts unifiés et la déformation sous l'effet de charge constant appliqué.

La flexion est la déformation d'un objet qui s'observe par une courbure.

Le phénomène de fatigue: se réfère la diminution de la résistance d'un matériau soumis à des contraintes qui provoquent prématurément des ruptures à l'unité de travail inférieures à la résistance à la rupture.

La malléabilité: la capacité d'un matériau de supporter une déformation plastique à la compression sans se rompre.

-Propriétés physico-chimiques:

La corrosion est la réaction chimique entre les métaux et l'environnement, ce qui provoque un changement notable dans le matériau et affecte le fonctionnement d'un composant métallique ou l'ensemble du système dans une atmosphère sèche - la corrosion est chimique en atmosphère humide - est à la corrosion électrochimique; les propriétés physico-chimiques (forme, taille, température de traitement, composition chimique, ...etc.) ont également importance au niveau de la stérilisation. Ces matériaux peuvent être stérilisés de façon à ne pas être vecteurs de germes. Le choix du procédé de stérilisation (par la chaleur, par Agent chimique, ...) est alors fait en fonction des propriétés physico-chimiques des matériaux considérés. Le matériau ne doit pas introduire de toxicité, ni par lui-même ni par ses produits de dégradation ou provoquer de réaction néfaste de la part de l'organisme hôte (réaction immunitaire ou de Rejet, thrombose).

-Propriétés biologiques :

Les caractéristiques biologiques se définissent par la réaction du vivant au contact des matériaux. Les matériaux ne doivent pas favoriser le développement in vivo d'une flore microbienne endogène. Certains matériaux sont propices à l'expression des propriétés adhésives des bactéries, ce qui peut favoriser leur prolifération et leur dissémination.

2.1.3. Les différents biomatériaux utilisés en orthodontie

2.1.3.1. Les matériaux polymères

Définition:

Un polymère est une espèce chimique dont les molécules sont formées par l'union (condensation, addition, polymérisation) de molécules organiques plus simples identiques entre elles, dites monomères. Il existe des polymères naturels : presque tous les systèmes biologiques sont fait de polymère, ils peuvent remplir des fonctions mécaniques (bois , os , cartilage , cuir) - Au cour de 20ème siècle, sont apparues les polymères synthétiques , composés de longue chaîne de molécules de carbone , hydrogène , oxygène et azote - Les nouvelles techniques d'élaboration peuvent procurer aux matériaux une bonne résistance à la chaleur et à la déformation mécaniques, ce qui offre de nouveaux champs d'applications aux polymères Parmi les matériaux polymères utilisés en ODF :

2.1.3.1.1. Les résines acryliques

La résine acrylique est un matériau bien connu et utilisé depuis longtemps dans le domaine de l'orthopédie dento-faciale. Elle se présente le plus couramment sous la forme liquide-poudre, où la poudre est un polymère et le liquide un monomère. La résine « ortho » est composée de polyméthacrylate de méthyle[34]

Ses propriétés mécaniques sont : une dureté Knoop entre 18 et 20, une résistance à la traction de l'ordre de 60 Mpa et un module d'élasticité de 2,4 Gpa. Cependant, sa résistance à l'abrasion est faible[35]



Figure 5: plaque palatine en résine acrylique[58]

Propriétés mécaniques et physiques des résines acryliques : [36]

Propriétés mécaniques :

- Dureté : 18 à 22 VHN, 16 à 18 VHN sous forme chémo-polymérisable
- Module d'élasticité : 2400 à 3500 MPa
- Limite élastique : 27,5 MPa
- Résistance à la traction : 60MPa
- Résistance à la compression : 75MPa
- Résistance en flexion : 1 à 3 MPa
- Résistance à la fatigue : plus élevée de 50% par rapport aux polyvinyles.

- Absorption d'eau : de par sa nature moléculaire polaire, la résine est hydrophile. L'absorption d'eau s'effectue toutefois lentement. La résine absorbe en fait 1 % de son poids, ce qui correspond à une dilatation linéaire d'environ 0,23 %. Le temps nécessaire pour atteindre la saturation dépend de l'épaisseur de la prothèse considérée. En moyenne, une prothèse partielle en résine acrylique immergée dans l'eau à température ambiante se sature complètement en près de 17 jours.

Ces valeurs faibles sont encore minorées :

- Si le cycle de cuisson est raccourci.
- Si l'épaisseur est faible.
- Si la résine est poreuse.
- Si elle a absorbé trop d'eau.
- Si les contraintes thermiques au polissage ont été excessives.

Les propriétés mécaniques :

Sont améliorées :

- Par un haut degré de polymérisation.
- Par adjonction de glycol di-méthacrylate, permettant d'obtenir une réticulation tridimensionnelle.

Propriétés physiques :

- Coefficient de dilatation thermique : $81 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$. En comparaison, le plâtre est à $11 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, expliquant les distorsions lors du refroidissement simultané du moule et de la prothèse ; et la dentine à $8,6 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, l'émail $11,4 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$.
- Conductivité thermique : $0,2 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$, soit environ 50 à 100 fois moins qu'un alliage métallique, avec toutes les conséquences négatives d'une faible transmission des variations thermiques par une base prothétique en polyméthacrylate de méthyle : perturbation de l'extéroception, épithélialisation réduite, ostéogénèse également diminuée, troubles de la salivation...
- Optique: *Indice de réfraction : 1,49, proche des dents (entre 1,5 et 1,6).
 - *Transparence : est excellente.
 - *Transmission de 90 % de la lumière Incidente et des UV jusqu'à 250 nm.
 - *Possibilités de coloration et pigmentation du matériau.

2.1.3.1.2. Les résines composites [37]

Elles sont constituées de deux phases organique et inorganique liées par un agent de couplage : le silane et des adjuvants.

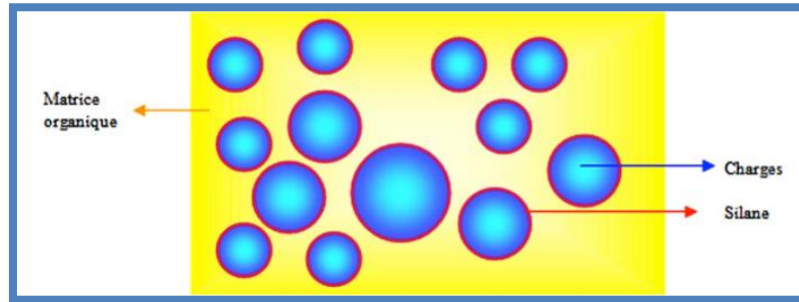


Figure 6: Représentation schématique d'une résine composite [59]

A-Phase organique ou dispersante: 25 à 50 % du volume et correspond à:

La matrice résineuse : est le composant chimique actif du composite. C'est un monomère fluide qui est converti en un polymère rigide par une réaction d'addition. On retrouve communément : le bis-GMA (Bowen), l'UDMA, le TEGDMA, le GDMA et l'HEMA.

Les différents additifs :

- Des inhibiteurs de prise.
- Des agents de polymérisation.

B-Phase inorganique:

Elle correspond à 55 – 60 % du volume et contient des charges inorganiques afin d'améliorer les propriétés mécaniques et physiques des résines. Ces charges peuvent être de différentes tailles (macro ou micro charge : 50 μm à 0,02 μm), en verre, en quartz ou en silice. Le pourcentage des charges s'étend de 35 à 90 % du poids soit environ 20 à 77 % du volume du composite.

L'augmentation de la quantité de charges améliore la résistance à la fracture et à l'usure ainsi que la dureté et la stabilité dimensionnelle.

Cependant, elle accroît la viscosité (un inconvénient lors de la manipulation clinique d'où la nécessité d'ajouter des monomères diluants). Aujourd'hui, la tendance est au mélange de divers types de charges combinés à des résines de faible viscosité : ce sont les composites micros hybrides obtenus par le développement des nanotechnologies.

Propriétés des composites:

1-Mécaniques:

La dureté: c'est la résistance à la déformation plastique, améliorée par:

- * La photo-polymérisation.

- *La matrice Bis-BMA.

- *L'augmentation du pourcentage des charges.

La résistance à l'abrasion: faible.

La résistance à la compression: acceptable

La résistance à la traction: la phase résineuse s'opposera à la désolidarisation des particules.

2-Biologiques:

La présence d'une certaine cytotoxicité due à La présence de monomères non polymérisés; la santé parodontale;

L'effet cariogène: monomères non polymérisés substrat pour les bactéries cariogènes.

3-Physico-chimiques:

Rétraction de polymérisation: liée au nombre de charges, elle diminue l'adhésion et la l'herméticité.

L'absorption hydrique: elle constitue un facteur de dégradation du composite dans les fluides buccaux et entraîne une perte des propriétés mécaniques.

Le temps de prise: varie en fonction: de la technique de polymérisation, du liant et des conditions de collage.

L'adhérence: elle est naturellement nulle, d'où la nécessité d'une technique adhésive.

2.1.3.2. Les matériaux élastomériques

Un élastomère est un polymère présentant des propriétés « élastiques », obtenues après réticulation. Il supporte de très grandes déformations avant rupture. Le terme de caoutchouc est un synonyme usuel d'élastomère.

Les matériaux élastomères tels que les pneumatiques sont souvent à base de caoutchouc naturel (sigle NR) et de caoutchouc synthétique (coupage).

Le caoutchouc naturel est resté longtemps le seul élastomère connu.

Les propriétés de l'élastomère :

Familièrement appelé « caoutchouc », l'élastomère est un matériau possédant une capacité d'élasticité excellente, suite à des compressions et ou des extensions il revient très facilement à son état de départ. L'élastomère peut supporter de nombreuses déformations sans rompre et peut reprendre sa forme initiale. Il supporte de très grandes déformations avant rupture.

2.1.3.3. Les matériaux de collage et de scellement [38,39]

L'assemblage du bracket à la structure dentaire est réalisé par l'intermédiaire d'un biomatériau capable d'adhérer aux différentes substances en présence.

2.1.3.3.1. Les composites orthodontiques

Les composites orthodontiques sont en résines et utilisés pour des traitements orthodontiques, comme la pose de brackets, bagues, ou de couronnes orthodontiques. On distingue :

***Composite auto-polymérisable[38]**

Le composite orthodontique se présentant sous forme:

D'une seule pate livrée dans des seringues

D'un produit adhésif, (Agent liant)

D'acide orthophosphorique à 37% (etching)

Temps de prise entre 4 et 5 minutes.



Figure 7: Composite auto- polymérisable[58]

*** Composite photo-polymérisable[38]**

La polymérisation est déclenchée par amorçage photochimique, à l'aide d'une lampe produisant de la lumière. On décrit 2 systèmes de photo polymérisation : La lumière UV ou de la lumière visible.



Figure 8: Composite photo polymérisable[58]

• Composite photo-polymérisable sans adhésif :[39]

Est une résine adhésive, avec du fluorure, recommandé pour la fixation des supports. Il ne nécessite pas de mélange, il est d'une application facile et la composition moins visqueuse provoque une excellente adhérence du support à la dent sans l'application de l'adhésif à l'émail.



Figure 9: Fil magique ortoconctico [58]

2.1.3.3.2. Les ciments verre-ionomères [38]

Ils sont à la fois agent de scellement et agent adhésif (scellement adhésif), Utilisés pour coller des brackets, sceller des bagues ou des gouttières.



Figure 10: Ciment verre ionomère.[58]

2.1.3.4 .Les céramiques dentaires [40]

Les céramiques sont des matériaux minéraux composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Elles présentent des liaisons chimiques fortes. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une seconde étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Il peut se réaliser avec ou sans application de pression externe grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens de l'évolution vers un état de compacité maximale.

Les différentes céramiques utilisées en ODF : [41]

-L'oxyde de Zirconium(ZrO_2) partiellement stabilisé avec du Zirconium

- L'oxyde d'alumine(Al_2O_3), qui est certainement le plus utilisé pour la fabrication des attaches.

Propriétés et conséquences sur les attaches orthodontiques :

-Propriétés optiques :

Ce sont ces propriétés qui ont déterminé le choix de la céramique pour la confection des attaches esthétiques.

-Propriétés chimiques :

Les céramiques sont chimiquement inertes vis-à-vis de l'air, des fluides oraux, des acides et des bases, elles sont biocompatibles, ne provoquent pas d'allergie, n'absorbent pas l'eau, ne se tachent pas et ne se décolorent pas.

-Propriétés mécaniques :

La dureté de la céramique est au minimum plus élevée que celle de l'acier inoxydable

Les céramiques présentent une très faible résistance à la fracture, ce qui les rend extrêmement fragiles.

Le coefficient de friction d'une attache en céramique est significativement plus important que celui d'une attache métallique.



Figure 11: Bracket en céramique[58]

2.1.3.5. Les acides de mordantage[42]

Les acides de mordantage peuvent être présentés sous forme d'eseringue ou de flacon.

Ils existent:

-L'acide orthophosphorique:

C'est l'agent de mordantage amélaire le plus utilisé en orthodontie. Il dissout les cristaux d'hydroxyapatite créant une surface amélaire rugueuse et étendue. Il est utilisé à une concentration de 35 % pendant 30 secondes.

-L'acide fluorhydrique :

Utilisé à une concentration de 10 % pendant 10 minutes pour mordancer la surface des céramiques. Cet acide, très fort, requiert une isolation méticuleuse des surfaces adjacentes (graves lésions possibles de la muqueuse buccale) mais assure une adhésion mécanique importante.

-L'acide polyacrylique:

Il permet uniquement d'abaisser la tension superficielle de la surface de la dent en raison de son faible pouvoir acide et de son haut poids moléculaire. Il est donc considéré comme un agent de conditionnement plus que de mordantage. Il est indiqué à une concentration de 10 % en association avec un Ciment Verre Ionomère (CVI).

2.2. Les alliages

2.2.1. Définition

Par définition, un alliage est un mélange de plusieurs éléments où chaque constituant est choisi afin d'en optimiser les propriétés en fonction des indications. Les métaux purs n'ont pas les propriétés physiques, biologiques appropriées pour pouvoir être utilisés dans des conditions normales d'utilisation en bouche [43].

Un alliage est un mélange solide obtenu par fusion de deux ou plusieurs métaux. Un alliage à deux éléments est dit binaire, ternaire lorsque trois éléments sont présents et ainsi de suite. La composition d'un alliage peut être exprimée selon le pourcentage en poids des éléments, soit selon le pourcentage d'atomes de chaque élément contenu dans l'alliage, on parle dans ce cas de pourcentage atomique [44].

À l'état fondu ou liquide, les métaux se dissolvent à divers degrés les uns dans les autres, ce qui leur permet de former des alliages à l'état solide lors du refroidissement à température ambiante. De la même façon, tous les liquides ne sont pas solubles les uns dans les autres. [45,46]. Cette solubilité dépend de la taille relative des espèces atomiques individuelles, de la structure cristalline formée par les composants métalliques purs, des valences des composants et de leur réactivité [47].

2.2.2. Classification des alliages

Il existe de nombreuses classifications des alliages métalliques. Ces classifications peuvent différer en fonction des zones géographiques, nous présenteront ici les normes américaines et européennes.

Aux Etats-Unis, l'American National Standards Institute (ANSI) et l'American Dental Association (ADA) présentent deux types de classification des alliages dentaires. La première classe les alliages en fonction de leur composition chimique en métaux nobles ; la seconde en fonction de leurs propriétés mécaniques en prenant en compte la limite conventionnelle élastique et les pourcentages d'élongation. De cette dernière classification dépendent les indications cliniques [48].

Tableau 3: Classification des alliages en fonctions de leurs compositions chimiques selon ADA[48,60]

Classe	Métaux nobles (en %)	Or (en %)
Alliages très nobles	> 60	>40
Alliages nobles	>25	
Alliages à prédominance de métaux de base	<25	

Tableau 4: classification des alliages en fonction des propriétés mécanique selon ADA [48,60]

Type	Limite conventionnelle d'élasticité en MPa minimum	Allongement à la rupture maximum (%)
1. Résistance faible	80	18
2. Résistance moyenne	180	12
3. Résistance forte	240	12
4. Résistance très forte	300	10

2.2.3. Les différents alliages utilisés en orthodontie

2.2.3.1. Les alliages à base d'or

Les alliages à base d'or furent les premiers à être utilisés malgré leur coût élevé. Ils étaient utilisés dans la pratique de l'Edgewise préconisé par Angle. Ils sont composés d'or, de cuivre, d'argent de palladium et de platine.

Ces fils à base d'or possèdent un module d'élasticité plus bas que celui de l'acier, soit de l'ordre de 100 GPa et les forces restituées à la décharge sont donc inférieures. [49]

Composition:[50]

- Les compositions limites de huit groupes ou types de fils d'alliages d'or modernes sont donnés dans le tableau:

Tableau 5: composition limites de fils dentaire en alliage d'or[50]

Échantillons N°	Or%	Platine%	Palladium%	Argent%	Cuivre%	Nikel%	Zink%
1	25-30	40-50	25-30
2	54-60	14-18	1-8	7-11	11-14	0-1	0-2
3	45-50	8-12	20-25	5-8	7-12	..	0-1
4	62-64	7-13	0-6	9-16	7-14	0-2	0-1
5	64-70	2-7	0-5	9-15	12-18	0-2	0-1
6	56-63	0-5	0-8	14-25	11-18	0-3	0-1
7	10-28	0-25	20-37	6-30	14-21	0-2	0-2
8	0-1	42-44	38-41	16-17	0-1

2.2.3.2. L'acier inoxydable [51]

Les aciers inoxydables, couramment appelés inox, jouent un grand rôle dans d'innombrables domaines : vie quotidienne, industrie mécanique, agroalimentaire, chimie, transports, médecine, chirurgie, etc. Ce sont des aciers, alliages de fer et de carbone, auxquels on ajoute essentiellement du chrome qui, au-delà de 10,5 % en solution (selon la teneur en carbone) dans la matrice, provoque la formation d'une couche protectrice d'oxyde de chrome qui confère à ces aciers leur inoxydabilité.

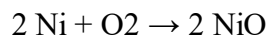
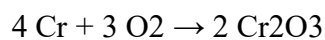
D'autres éléments sont ajoutés, notamment le nickel qui améliore les propriétés mécaniques en général et la ductilité en particulier, le molybdène ou le titane améliorent la stabilité de l'alliage pour des températures autres que l'ambiante ainsi que des éléments à hauts points de fusion comme le vanadium et le tungstène accompagné en général d'une augmentation de la teneur en chrome, pour obtenir la résistance aux hautes températures au contact d'une flamme (aciers réfractaires).

-Caractéristiques mécaniques et chimiques :

Les aciers inoxydables restent difficilement remplaçables au regard de leurs caractéristiques mécaniques élevées : résistance aux efforts, dureté et résistance aux chocs. Aucun des autres matériaux énumérés plus haut ne cumule toutes ces propriétés.

L'élément d'alliage auquel les aciers inoxydables doivent leur résistance à la corrosion est le chrome. Contrairement à ce que l'on croit généralement, ce métal est très réactif du point de vue chimique et il est en particulier très oxydable, mais son oxyde forme une véritable peau à la fois transparente et protectrice. Allié au fer et au nickel, il provoque la formation d'un composé oxydé capable de ralentir ou même d'arrêter totalement la corrosion.

Le chrome et le nickel s'oxydent ainsi :



-Les propriétés de résistance de ces alliages :

Les aciers inoxydables ne peuvent être corrodés à froid qu'en présence d'humidité. C'est ainsi qu'ils résistent au chlore, gaz pourtant très corrosif.

L'action des solutions aqueuses est telle que la corrosion électrochimique prend le pas sur la corrosion chimique directe ; la bonne tenue du matériau dépend des potentiels électrochimiques en surface et de leur répartition.

Les aciers inoxydables se comportent de manière active lorsqu'ils viennent d'être usinés, décapés ou polis et de manière passive lorsque les attaques extérieures ont permis de former le film qui les protège.

Une bonne utilisation des aciers inoxydables nécessite donc un métal d'une très grande homogénéité pour éviter des corrosions locales et un passage de l'état actif à l'état passif en tous les points de la surface exposée.

2.2.3.3 . L'Elgiloy® [52]

L'Elgiloy® est un alliage de cobalt 40%, de chrome 20% ,de nickel 15%, de molybdène 7%. Ce n'est pas donc un acier. Il existe sous quatre forme de couleur et de rigidité différentes : bleu (rigidité la plus basse) puis jaune, vert, rouge (la plus élevé).

Il résiste bien à la corrosion et possède des propriétés particulières dont la plus spécifique est sa capacité à recevoir un traitement thermique durcissant qui augmente sa rigidité et plus encor sa limite élastique.

L'Elgiloy® est très malléable et permet la réalisation de boucles multiples dans la technique bioprogressive de Rickette.

Utilisé tel qu'il est livré, le fil va distribuer des forces légères au début du traitement. Elles seront augmentées plus tard au besoin par chauffage partiel ou totale de l'arc.

2.2.3.4. Les alliages en titane

Le titane et ses alliages sont largement utilisés, en raison de leurs propriétés intéressantes, en particulier leur excellente résistance à la corrosion du fait d'une grande inertie chimique, associée à une faible densité comparativement à l'acier [53, 54]. Ils possèdent de plus de bonnes caractéristiques mécaniques ainsi que des températures de fusion relativement élevées. Ils sont également utilisés dans le domaine biomédical en raison de leur biocompatibilité.

De plus, grâce à leur biocompatibilité avec les tissus humains, les alliages de titane constituent des matériaux de choix en orthopédie et en implantologie (prothèse de la hanche, implants dentaires, visserie chirurgicale,...) [55,56].

Propriétés physiques et mécaniques[40]

- Masse volumique : 4,5 g/cm³, c'est 2 fois moins que les alliages de Cr-Co, et 4 fois moins que les alliages à base d'or.
- Point de fusion : élevé, environ 1720°C, qui le classe dans la série des alliages réfractaires.
- Conduction thermique : très inférieure aux autres alliages utilisés en prothèse. Cela représente un inconvénient par rapport au Cr-Co, pour les infrastructures de PAP.
- Dureté : comparable à celle des alliages précieux à base d'or. Très inférieure à celle des alliages non précieux (210 à 465 HVN).

2.2.3.5. Les alliages (Co-Cr)

Les alliages Co-Cr peuvent être généralement décrit comme des alliages à haute résistance, tandis que le module d'élasticité élevé fournit la résistance et la rigidité requise. L'alliage contient nominale, en pourcentage en poids, 25.5% chrome, 8.5% nickel, 3% fer, 5% molybdène, 2% tungstène, 0.4% silicium, 0.75% manganèse, 0.06% carbone, 0.08% azote et le reste du cobalt plus les impuretés normales que l'on trouve normalement dans les alliages de cette classe. L'alliage peut également contenir du cuivre et certains formateurs de carbure.

2.2.3.6. Alliages nickel-chrome (Ni-Cr)

Les alliages nickel-chrome ont de meilleures propriétés pour l'utilisation en tant que chape de restauration céramo-métallique. Ces meilleures propriétés sont des valeurs de dureté et un module d'élasticité plus importants comparés à l'or. Ces valeurs permettent de diminuer l'épaisseur du support métallique laissant plus de place pour le matériau cosmétique, tout en conservant des propriétés mécaniques adéquates. De plus, le coefficient d'expansion thermique (C.E.T.) des alliages nickel-chrome est proche de celui des céramiques ce qui permet d'éviter les fractures durant les cycles de cuisson et de refroidissement.

Les alliages nickel chrome sont généralement divisés en groupes basés sur la teneur en chrome, molybdène et béryllium.

-Propriétés physiques et mécaniques des alliages Ni-Cr et Co-Cr [36]

Physiques :

-Intervalle de fusion : entre 1250 et 1450°C. Ce qui est supérieur aux alliages à base d'or (860 à 1250°C) et équivalent aux alliages à base de palladium : 1130 à 1320°C. L'intervalle de fusion des alliages de nickel est en règle générale inférieur à celui des alliages à base de

chrome. Ceci est dû à la présence de bore, de béryllium et de gallium, éléments mineurs pouvant être additionnés aux alliages à base de nickel. En quantité trop importante, ils peuvent diminuer la température du solidus au-dessous de 1150°C ce qui constitue une limite inférieure à observer pour éviter la déformation des armatures lors des cycles de cuisson de la céramique. Les valeurs élevées de l'intervalle de fusion imposent le recours à des revêtements spéciaux à liants de phosphates ou de silicates d'éthyle, capables de résister à des températures de cuisson de l'ordre de 900 à 1000°C .

-Mécaniques :

-Limite élastique : les alliages à base de nickel présentent une large étendue de valeur : de 255 à 430MPa. Cela s'explique par les différences de compositions et le rôle très important joué par les éléments d'addition.

- Limites de rupture en traction : il existe une corrélation entre cette valeur et celle de la limite élastique.

- Module d'élasticité : les alliages cobalt-chrome et cobalt-chrome-nickel sont les plus rigides (valeur la plus élevée du module d'élasticité), suivis par les alliages nickel-chrome-béryllium (80 % de la valeur des alliages à base de cobalt) et par les alliages à base d'or : 40 % à 50 % de la valeur des alliages à base de cobalt. Les alliages à base de palladium possèdent un comportement intermédiaire. Ainsi avec les alliages non nobles, il est possible d'obtenir des éléments prothétiques très rigides avec des épaisseurs nettement plus faibles qu'avec les alliages à base d'or.

- Allongement permanent : Ces alliages peuvent avoir des valeurs d'allongement atteignant les 10 %. En cas de déformation d'un crochet, il est possible de le resserrer sans risque de le casser.

- Dureté : les alliages à base de cobalt sont généralement plus durs que les alliages à base de nickel.

2.3.7. Alliages Ni-Ti

Les alliages nickel-titane (Ni-Ti) utilisables en orthodontie possèdent des propriétés pseudoélastiques particulièrement adaptées à certains types de déplacements dentaires. S'il existe à l'heure actuelle une grande variété d'arcs Ni-Ti, leurs qualités et leurs propriétés ne sont pas toujours identiques. En effet, les propriétés de super élasticité et de mémoire de forme ne seront exploitables que si les procédés de fabrication de ces matériaux respectent un certain cahier des charge.

Les alliages type nickel-titane présentent ainsi des propriétés pseudo-élastiques liées à l'existence d'une transformation de phases à l'état solide : la transformation martensitique.

Cette transformation s'effectue entre des températures dites « basses » et « hautes », sans diffusion, d'une manière quasi instantanée et sans modification de la composition chimique de l'alliage. Elle amène à un changement structural displacif par déplacement coopératif des atomes sur de très faibles distances. Ces alliages possèdent donc au moins deux états structuraux, l'un de haute température appelé austénite et l'autre de basse température appelé martensite, les deux phases considérées appartenant à deux systèmes cristallins distincts. La transformation de phase induit des contraintes internes lors de la formation de domaines martensitiques au sein de l'austénite. Ces contraintes amènent à l'organisation de groupements auto-accommodés, appelés « variantes », qui visent à minimiser la déformation globale induite.

En l'absence de contraintes externes, ces variantes sont équiprobables et leur distribution permet au matériau transformé de conserver sa forme initiale. La formation de la martensite n'entraîne donc que des déformations élastiques réversibles. La caractéristique de cette transformation martensitique est de posséder un caractère thermoélastique: la croissance des domaines de martensite est contrôlée par l'évolution de la température.

Chapitre 3 :

Variation du pH et l'orthodontie

3.1 La Biocompatibilité

3.1.1. Définition de la biocompatibilité

WATAHA définit la biocompatibilité comme « la capacité d'un matériau de provoquer une réponse biologique appropriée dans une application donnée ». Il en résulte une interaction entre l'hôte, le biomatériau et sa fonction dans l'organisme. Dans ces conditions, le matériau a un effet sur l'hôte et réciproquement.

La réponse de l'hôte est un processus dynamique parce qu'elle se modifie sous l'effet d'un processus pathologique ou du vieillissement. C'est également un processus continu Puisqu'elle dure dans le temps.

L'étude de la biocompatibilité intègre donc la sécurité du patient, du personnel soignant, les questions de conformité avec la réglementation et la responsabilité juridique du praticien. Elle doit prévoir les conséquences biologiques locales et générales, immédiates et différées, réversibles ou non à court, moyen et long terme. Les manifestations se situent autour du biomatériau mais également à distance. [61]

La biocompatibilité est la capacité des matériaux à ne pas interférer, ne pas dégrader le milieu biologique dans lequel ils sont utilisés.

Elle présente la capacité d'un biomatériau à remplir sa fonction désirée vis-à-vis d'un traitement médical sans provoquer d'effets locaux ou systémiques indésirables chez le receveur ou le bénéficiaire de cette thérapie, mais en générant la réponse cellulaire ou tissulaire la plus appropriée à cette situation spécifique et en optimisant la performance cliniquement de cette thérapie. [62]

La biocompatibilité peut alors être définie comme l'aptitude d'un biomatériau à remplir pleinement la fonction pour laquelle il a été conçu et développé (notion de bio fonctionnalité), sans porter atteinte à la vitalité du milieu biologique dans lequel il est inséré (notion de biosécurité). [97]

WIDU et coll. définissent un matériel comme biocompatible s'il n'a pas d'influence biologique négative sur son environnement, c'est-à-dire n'entraînant pas de réactions toxiques, allergiques, ou carcinogéniques. De plus, les propriétés physiques du matériel ne doivent pas être altérées une fois mis en condition in vivo.

La biocompatibilité tient compte des conséquences biologiques locales et générales, immédiates et différées, réversibles et définitives, à court, moyen et long terme. [98]

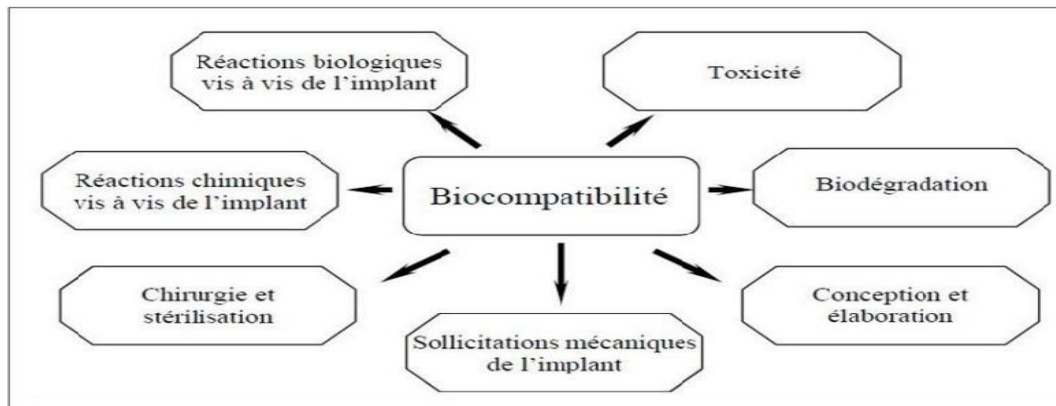


Figure 12: Présentation schématique de l'ensemble des facteurs qui influencent la biocompatibilité [72]

3.1.2. Biocompatibilité des différents alliages et biomatériau orthodontiques

3.1.2.1. les alliages

- L'acier inoxydable :

Les propriétés fortes de ces alliages sont leur dureté et leur ténacité élevée. Les recherches sont encore focalisées sur l'amélioration de la résistance à la corrosion et la prévention contre la libération d'ions Ni^{2+} toxiques. [63,64]

- Cobalt chrome :

Certaines nuances contiennent du nickel pour obtenir un durcissement par précipitation et améliorer l'usinabilité. Une teneur en Cr voisine de 25-30% confère aux alliages Co-Cr une bonne résistance à la corrosion du fait de la formation spontanée d'une couche superficielle d'oxyde stable Cr_2O_3 . [65]

- Les alliages à base Titane :

Par comparaison avec autres matériaux, métalliques ou non-métalliques, et au regard des différents critères de biofonctionnalité, le titane et ses alliages représentent des biomatériaux de choix. En effet, leurs caractéristiques, aussi bien mécaniques que biologiques, justifient l'intérêt du monde chirurgical, de développer de nouveaux matériaux :

A/ Biocompatibilité des surfaces (résistance à la corrosion) :

Le titane révèle sa supériorité vis-à-vis des autres métaux, en raison de sa résistance à la corrosion extraordinaire qui résulte de leurs inerties biologiques idéales. Le titane tend à s'oxyder spontanément à l'air et en milieu aqueux du fait de la présence de protons issus de la dissociation de l'eau ou/et de l'oxygène dissous dans le liquide. La résistance à la corrosion du titane et de ses alliages, est associée à la couche passive TiO_2 , chimiquement stable observée à la surface de l'alliage, de quelques nanomètres, qui provoque l'arrêt du processus de corrosion en réduisant à l'extrême les échanges électroniques. De plus, la reconstruction de la couche est immédiate, après dégradation par usure (par frottement mécanique) ou au contact du liquide physiologique. [66]

B/Biocompatibilité structurale (caractéristiques mécaniques) :

Les alliages de titane présentent des caractéristiques mécaniques meilleures (module d'élasticité, résistance mécanique, faible densité) que celles de leurs concurrents polymères, céramiques. Toutefois, dans le but de disposer les alliages de titane présentant un module d'élasticité comparable à celui de la substance osseuse, de nombreuses équipes recherchent des alliages présentant le couple de propriétés « faible module d'élasticité - haute résistance mécanique. [67]

- Les alliages à base de Nickel :

Ces matériaux sont aussi susceptibles d'être fissurés par corrosion, raison pour laquelle ils sont peu employés. Un grand intérêt est manifesté pour l'alliage Ti-Ni à mémoire de forme qui couvre un large panel d'applications dans le domaine médical.

3.1.2.2 .Les biomatériaux

- Les céramiques :

La céramique alumineuse est l'un des matériaux les plus biocompatibles. Les céramiques sont donc des matériaux bio-inertes : parfaite tolérance biologique, pulpaire et Parodontale. Cependant, les problèmes de biocompatibilité peuvent ne pas être liés Directement au matériau, mais à son état de surface. En effet, les défauts de surface, liés à un Déficit de polissage après retouches, ou à un défaut de réalisation de l'étape de glaçure, Représentent des zones de rétention et de propagation de la plaque dentaire et peuvent générer Des problèmes parodontaux. [68]

3.2. La biodégradation

3.2.1. Définition de la biodégradation

La biodégradation correspond à la dégradation d'un biomatériau par l'environnement Biologique dans lequel il fonctionne. Elle peut altérer sa biosécurité lors du relargage de Produits nocifs, ou altérer sa biofonctionnalité.

On distingue plusieurs types de Biodégradation : la corrosion en surface, la fatigue due à l'accumulation de contraintes, et L'usure des surfaces. Quel que soit le type de biodégradation, il conduit toujours à une perte d'intégrité et une Diminution de la biocompatibilité. Dans la cavité buccale, la dégradation peut être d'ordre chimique, électrochimique ou biologique, par corrosion ou dissolution.

La corrosion en milieu buccal est possible puisque la salive est un électrolyte faible. L'usure peut être adhésive, abrasive, ou corrosive. La fatigue entraîne des modifications structurales permanentes, progressives et localisées lors de contraintes qui se cumulent et entraînent une fracture après un nombre suffisant de cycles. Elle se visualise sur des courbes propres à chaque biomatériau.

3.2.2. Formes de biodégradations

3.2.2.1. Biodégradation environnementale

c'est une dégradation d'origine chimique, biochimique ou biologique principalement par attaque microbienne. [98]

3.2.2.1.1. La corrosion

- Définition :

La corrosion est une destruction progressive, une lente désagrégation, un effritement d'une substance, ou d'une surface par effet chimique [98] , La corrosion est un phénomène très largement répandu, observable aussi bien dans la nature lorsqu'elle contribue à la biodégradation d'objets abandonnés. Dans le domaine de l'orthodontie lorsque des dispositifs thérapeutiques faits d'alliages métalliques sont immergés pour de longues périodes dans le milieu salivaire.

Pour les biomatériaux métalliques, la forme la plus pertinente est la corrosion aqueuse, telle qu'elle se produit à la surface d'un métal plongé dans un électrolyte aqueux. La salive d'une manière générale, est capable d'influencer le comportement de la corrosion :

- Les molécules organiques peuvent se lier aux ions libérés par la corrosion, entraînant un déplacement de l'équilibre.
- La stabilité de la couche d'oxyde sur le métal est affectée par le pH et les substances organiques présentes.
- La stabilité de la couche d'oxyde est également affectée par le niveau d'oxygène dissous : une déficience d'oxygène conduit à une corrosion accélérée.

Les différents types de la corrosion :

Trois grands types de corrosion sont décrits :

- La corrosion chimique
- La corrosion électrochimique, encore appelée corrosion aqueuse, ou humide
- La corrosion bactérienne L'environnement joue un rôle important dans chacun de ces trois types.

Nous parlerons ensuite essentiellement de la corrosion électrochimique qui est la principale responsable du phénomène d'électrolyse buccal. [99]

A/ La corrosion électrochimique :

D'un matériau correspond à une réaction d'oxydo-réduction, dont :

- La réaction d'oxydation d'un alliage est appelée réaction « anodique » (libération d'ions et d'électrons)
- La réaction de réduction de l'agent oxydant (la salive) est appelée réaction « cathodique » (captation des électrons par les ions) [69]. Ainsi, la corrosion électrochimique d'un alliage est la formation d'ions et leur libération dans la salive [70]. Ces éléments initialement non chargés perdent un ou plusieurs électrons, devenant ainsi chargés positivement et sont libérés dans la solution. La corrosion est une propriété chimique des alliages qui a une influence sur d'autres propriétés, tels les propriétés esthétiques et la résistance mécanique du matériau. [71]

B/Corrosion chimique :

Elle est également appelée corrosion sèche, ou encore corrosion non aqueuse. Elle se déroule en présence d'une atmosphère sèche, à température élevée. Son rôle est donc très limité en bouche. A haute température, certaines substances chimiques ne posant normalement aucun problème chimique peuvent devenir corrosives.[99]

C/ Corrosion caverneuse :

La corrosion caverneuse siège entre deux surfaces fermées ou dans des zones très étroites où l'échange d'oxygène est impossible, associées à la présence de petits volumes de solution stagnante entre les interstices. Elle se réalise souvent via l'application de parties non métalliques sur du métal (ligature élastomérique sur un bracket par exemple). D'une manière générale, la corrosion caverneuse se rencontre surtout sur les métaux et alliages dont la tenue dépend de la stabilité du film passif, car ces films sont instables en présence de concentrations élevées de Cl^- et de H^+ . La diminution du pH et l'augmentation de la concentration des ions chlorures Cl^- sont donc deux facteurs essentiels à l'initiation et la propagation du phénomène de corrosion caverneuse. Le mécanisme de base à l'origine de la corrosion caverneuse des alliages passivables en milieux chlorurés aérés est une acidification progressive du milieu dans la caverne. La convection du liquide est fortement freinée dans la caverne et l'oxygène local s'épuise très rapidement. L'acidité du milieu augmentant avec le temps, les conditions locales deviennent très agressives. La couche passive de l'alliage se dissout alors et le processus de corrosion locale s'accélère. Dans la crevasse, le pH de l'ordre de 1 à 3 et la teneur en Cl^- est plusieurs fois celle de la solution, avec formation de chlorures métalliques. Les produits de corrosion du Fe, Cr, et Ni, principaux composants de l'acier inoxydable, forment des solutions chlorées hautement acides en s'accumulant dans la caverne, où les vitesses de corrosion sont alors très élevées. [121,122]. Le cuivre est également très sensible à la corrosion caverneuse. L'acier inoxydable duplex 2205 est une alternative améliorée du 316L pour la fabrication des brackets orthodontiques quand il est utilisé avec le Ti, ses alliages, ou les arcs acier inox. [123]. L'acier inoxydable peut être protégé de la corrosion caverneuse par dépôt d'un film d'or par galvanoplastie avant et après brasure d'argent [124].

D/ Corrosion par piqûres :

Il s'agit d'une forme de corrosion localisée et symétrique dans laquelle les piqûres se forment à la surface du métal. Particulièrement insidieuse, elle survient souvent sur les métaux de base qui sont protégés contre la corrosion généralisée, par la formation d'un mince film d'oxyde

(acier inoxydable...). La corrosion par piqûres a été identifiée sur les brackets et les fils. En présence d'ions agressifs de type chlorures Cl^- dans l'environnement, le film se casse localement et une dissolution rapide du métal à nu apparaît sous forme de piqûres. Les surfaces des arcs acier inoxydable et NiTi peuvent mettre en évidence des cavernes et des pores, sites susceptibles de donner naissance à des attaques corrosives. Des expériences de polarisation potentiodynamiques combinées à des observations au microscope électronique d'arcs en acier inoxydable, CoCr, NiCr, NiTi et Béta-Ti soumis à une corrosion électrochimique en salive artificielle ont mis en évidence une corrosion par piqûres formée à la surface des fils. [113]. Kim. [106]. confirme ces résultats toujours in vitro sur les arcs NiTi et aciers inox. Les alliages Cr-Co (Elgiloy) montrent une corrosion par piqûres plus importante par rapport aux alliages NiTi, des potentiels de repassivation plus faibles et une augmentation de la densité de courant une fois que la piqûre est créée. [98]

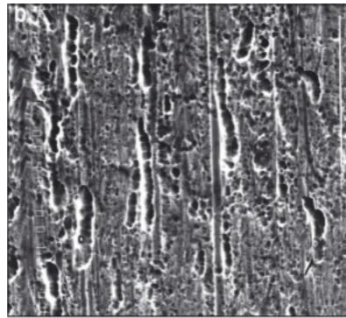


Figure 13: Image électronique secondaire d'un arc orthodontique en NiTi montrant une corrosion par piqûres [98]

E/La corrosion biologique:

Plusieurs hypothèses ont été émises sur le mécanisme de la biocorrosion. En effet, Crolet . . [100] parle du « mythe de l'aération différentielle » en rapport avec l'accumulation, par endroits, d'amas de plaque dentaire. Il a montré que, même si ce n'est pas la raison principale de la corrosion, ce serait un processus d'initiation. En milieu aéré, la réduction de l'oxygène entraîne une augmentation du pH favorisant la passivation, alors que dans les régions anodiques, l'hydrolyse des ions métalliques diminue le pH et augmente l'acidité ce qui favorise la corrosion. Cette baisse du pH s'ajoute à celle engendrée par les micro-organismes de la plaque dentaire. En effet, les micro-organismes sécrètent des acides organiques (acide lactique) qui modifient le pH local et peuvent attaquer des métaux insuffisamment résistants sur le plan électrochimique ou qui ont déjà subi une fatigue mécanique développant fissures et

crevasses à la surface du métal, qui seront un lieu de prédilection de localisation microbienne et d'attaque anodique par aération différentielle. [101].

Toutefois, dans les nombreux interstices dent – obturation - gencive, et au niveau des amas de plaque bactérienne acidogène, le pH peut être très acide. La tendance à la dissolution des métaux devient alors très élevée dans ces zones. [102] [103]. Les acides minéraux et organiques issus du métabolisme microbien peuvent jouer un rôle dans le processus de dégradation. En effet, de nombreuses bactéries sont susceptibles par fermentation ou par oxydation, de donner des métabolites acides [100].

D'après les travaux de Tani et coll., l'usure mécanique reste la cause principale de la mauvaise tenue de certaines restaurations dentaires, mais l'attaque corrosive a aussi un rôle à jouer. En effet, des échantillons d'acier inoxydable (entre autres alliages) contenant 18,43% de Cr et 9,37% de Ni ont été testés au potentiostat dans un milieu synthétique. Ils ont alors déduit que la diminution du pH de la solution (par addition d'acide lactique) favorise la corrosion en augmentant le courant de passivité [104]. Platt[105] note un comportement particulièrement défavorable pour des pH inférieurs à 4. Des signes de corrosion localisée sont détectés à pH acide (entre 3 et 4) notamment en présence d'ions chlorures. De plus, pour Brugirard [104], un pH très bas ($\text{pH} < 5$) entraîne des pics de corrosion plus grands et donc augmente la tendance à la dissolution des alliages étudiés. Cependant, une acidité moyenne ($\text{pH}=5$) a donné des tracés très proches de ceux obtenus pour le pH 6,5. Pour plusieurs auteurs, les aciers inoxydables et les alliages Ni-Cr sont très sensibles à la corrosion localisée par piqûres et crevasses. Ils expliquent cela par la survenue d'une rupture des films de passivité qui protègent la surface du matériau, grâce à la présence dans leur composition d'éléments naturellement passifs tels que le Cr et le Ni [103 ,106]. . L'oxydation de la surface du métal permet la formation d'un film passif le protégeant. Mais dans certaines conditions il y a rupture locale avec reprise du processus d'oxydation [107].

De plus, la corrosion localisée par piqûre est la forme de corrosion la plus fréquemment rencontrée dans les attachements orthodontiques [108,109].

L'acier inoxydable montre, au microscope électronique à balayage, un aspect austénitique avec présence de rainures qui sont en rapport avec des défauts d'usinage et de polissage et qui peuvent constituer des points d'ancrage et d'attaques électrochimiques[104]. .

D'autre part, Kim[106]. affirme que l'examen au microscope électronique de l'acier inoxydable (entre autres alliages), préalablement exposé à une polarisation, présente une importante corrosion localisée.

La composition et la structure de phase de l'alliage : paramètres majeurs de la Corrosion :

A-Composition de l'alliage :

La libération d'éléments par un alliage est sélective [73]. La quantité d'éléments libérés n'est pas Proportionnelle à la quantité qu'il représente dans la composition de l'alliage. Dans son étude, Wataha a observé sur un alliage métallique très noble monphasé ayant un pourcentage atomique en or de 50%, que l'élément or ne représentait que 2 % de la masse libérée par cet alliage. Sur un autre alliage Avec un pourcentage atomique de cuivre de 32%, le cuivre représentait 85% de la masse libérée [71]. De même, Jones et al. Ont mis en évidence que les quantité d'ions nickel libérées par les alliages à base De nickel n'était pas proportionnelle à la quantité de nickel contenue dans ces alliages [73].

B-Structure de phase de l'alliage :

Dans une étude, Wataha observe la masse d'éléments libérés par différents alliages hautement nobles Et des alliages nobles après 72h d'exposition dans un milieu contenant des protéines à pH 7,2 et 37°C. Parmi les alliages hautement nobles, l'un est un alliage monphasé et l'autre multiphasé. Malgré le fait Que ces deux alliages hautement nobles soient composés de quantités quasi équivalentes d'atomes Au (50 at.% pour l'alliage simple et 52 at.% pour l'alliage à phase multiple), la masse totale libérée de L'alliage multiphasé est de trente fois (69 µg) celle de l'alliage monphasé (1,9 µg). [71]

En général, les alliages multiphasés (tel que l'alliage nickel-chrome) présentent des taux de corrosion Plus élevés que les alliages monphasés en raison des effets galvaniques entre les zones Microscopiques des différentes compositions. [74] [75]

Corrosion des alliages dentaires :

L'environnement dans lequel se trouve l'alliage joue un rôle dans le phénomène de corrosion, Notamment le caractère acide du milieu. Certains éléments peuvent faire varier l'acidité comme la Qualité de la salive et les protéines qu'elle contient, l'alimentation, la plaque dentaire, les bactéries en Présence. [76]

La diminution du pH induit, généralement, une augmentation de la quantité d'éléments libérés par les Alliages, particulièrement ceux à base nickel.[77].Covington et al.ont étudié la libération de nickel (Ni^{2+}) et de béryllium (Be^{2+}) à partir d'alliages dentaires de métaux de base dans la salive acidifiée à plusieurs niveaux de PH (PH 2 ,PH 4 et PH 6).Ils ont trouvé que la baisse du PH augmentait les niveaux de nikel et de béryllium libérés . [78]

Wataha et al ont trouvé concernant les alliages hautement nobles et nobles à forte teneur en or, que leur exposition à des milieux acides (deux Solutions de 0,1M d'acide lactique et de 0,1M de NaCl respectivement à pH 4 et à pH 1 et une solution Saline tamponnée au phosphate à pH 1) n'altérerait pas la libération d'éléments. Certains alliages sont Plus résistants que d'autres à l'acidité du milieu.

Il est important de considérer l'acidité apportée par la plaque dentaire et les protéines qui augmentent La libération d'éléments[79] [80] . Les protéines salivaires forment un complexe métal-protéines à la surface de l'alliage qui peuvent augmenter la corrosion, particulièrement sur les alliages nickel-titane[76]. Concernant les bactéries de la plaque, on estime important le rôle de *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) dans la formation des caries dentaires. Cette bactérie est productrice d'acide lactique induisant une diminution du pH à l'origine de déminéralisation de l'émail et de la dentine. Une étude a observé l'influence de la bactérie *S. mutans* sur la toxicité des métaux de base (nickel-chrome et cobalt-chrome)[81].

Les résultats indiquaient une exacerbation de la libération d'éléments (nickel, chrome et cobalt, nature des ions non précisée) par les alliages exposés à *S. mutans*. Ainsi, les auteurs ont postulé que ce phénomène était dû à la diminution de pH (de 7,8 à 4,1 en 24h) lors de la croissance de *S.mutans*. Les processus exacts ne sont pas encore connus. Enfin, la corrosion est particulièrement élevée dans les crevasses, les interstices, les fosses et dans l'environnement local du sulcus gingival (via la corrosion par piquûre et la corrosion caverneuse) [82].

La corrosion caverneuse ou par effet de crevasse est associée à la présence d'une ouverture étroite (interstice, dépôt), c'est-à-dire une zone confinée avec un faible volume d'eau et une vitesse d'écoulement proche de zéro. Ce phénomène induit une différence d'accessibilité d'oxygène et/ou d'autres formes chimiques entre deux structures, créant une pile de corrosion. [69][83]

* Alliage Chrome Cobalt :

Une étude sur les paramètres de corrosion de l'alliage cobalt-chrome et l'alliage palladium-argent indique un comportement électrochimique du cobalt-chrome acceptable, assurant une

résistance à la Corrosion satisfaisante. Les résultats de l'étude n'ont pas permis de mettre en évidence une différence Significative entre le courant de corrosion de l'alliage cobalt-chrome et de l'alliage palladium-argent Dans le milieu buccal simulé (salive artificielle Fusayama) in vitro. [84]

Plus récemment, Luchetti et al. Ont étudié la libération d'ions par trois alliages cobalt-chrome réalisés Par trois procédés différents (alliage coulé, alliage réalisé par fraisage et par frittage par fabrication Assistée par ordinateur) [85]. Leurs résultats indiquent que ces trois alliages libèrent une faible quantité D'éléments (chrome, cobalt, fer ; ions non précisés dans l'étude) dans les milieux testés (salive Artificielle à pH 2,3, solution saline à 6,5% et 0,9% à pH 7,1), même si l'alliage coulé de cobalt-Chrome montre un risque plus important de corrosion en milieu acide.

*Alliage nickel-chrome :

Les alliages nickel-chrome sont instables en solution et libèrent des ions nickel (nature de l'ion non Précisé dans étude). Les alliages cobalt-chrome devraient être préférés pour un usage clinique [86] Reclaru et al. Ont étudié huit alliages nickel-chrome dans deux milieux, l'un acide (association de Chlorure de sodium et d'acide lactique, avec un pH de 2,3), l'autre neutre (salive artificielle avec un pH de 7,2). Les résultats indiquent que ces alliages ont une faible résistance à la corrosion générale et localisée (caverneuse et par piqûre). Ces alliages sont sensibles au milieu acide. En général, les quantités d'ions libérés étaient nettement plus importantes dans la solution à pH 2,3. Enfin, l'addition de certains éléments aux alliages nickel-chrome comme le béryllium et le manganèse diminue fortement leur résistance à la corrosion[87]. En revanche, d'autres éléments comme le fer et le molybdène améliorent leur comportement électro-galvanique. Jones et al ont eux aussi montré que la quantité de nickel libéré par les alliages nickel-chrome dépend des éléments qui constituent avec le nickel, l'alliage. Le chrome et d'autres éléments participent à la formation d'une couche de passivation qui protège l'alliage du phénomène de corrosion. L'augmentation de la quantité de chrome dans l'alliage diminue la libération de nickel[88]. La corrosion par piqûre est produite par certains anions, notamment les chlorures, sur les métaux protégés par un film d'oxyde mince (phénomène de passivation), ce qui est typiquement le cas avec les alliages nickel-chrome. Ce type de corrosion se traduit par l'apparition de piqûres/cavités, progressant à partir de la surface de l'alliage. Ce phénomène se produit souvent en présence de paramètres aggravants tels les chlorures et n'engendre que de faibles pertes de masse mais il peut parfois conduire à des perforations rapides. [69]

*l'acier inoxydable :

Le pH de la solution est un facteur susceptible d'affecter la stabilité du film passif l'augmentation de l'acidité et donc la quantité de protons à tendance à déstabiliser le film passif. Un milieu très acide freine la déprotonisation à laquelle la formation du film passif conduit et peut même provoquer la dissolution d'un film déjà formé.

La corrosion de l'acier inoxydable peut être due à une pile galvanique formée par une ou plusieurs de ces voies :

- La rugosité de surface des arcs aciers peut causer une attaque corrosive localisée. – Toute rayure ou abrasion d'acier inoxydable par des pinces en acier renforcé ou carbure peut se comporter comme une pile galvanique
- Des joints soudés ou brasés dans des appareils orthodontiques peuvent former des couples galvaniques in vivo . [98] .

D/les céramiques :

Selon l'étude de Anusavice et Zhang ou ils ont étudié la solubilité de vitrocéramique, ils ont trouvé que cette dernière était diminuée lorsque le pH augmentait l'altération des surfaces de ces matériaux était plus sévères après exposition aux milieux basique par rapport aux milieux acides. [89]

*/la résine acrylique :

Deux types de vieillissement sont distingués :

- vieillissement physique : il correspond à tout phénomène d'évolution irréversible du matériau non induit par une modification chimique des macromolécules. Il est lié à la disparition des plastifiants, à l'absorption des solvants, aux contraintes mécaniques.

Cheylan et coll soulignent que ce type de vieillissement est plus fréquent que le vieillissement chimique.

- vieillissement chimique : il regroupe des mécanismes entraînant une altération macromoléculaire par coupure des chaînes, par réticulation des chaînes initialement linéaires, par réaction au niveau des groupes latéraux. Dans la résine, des radicaux libres de peroxyde de benzoyle subsistent. En présence d'oxygène, ces radicaux peuvent déclencher des réactions d'oxydation en chaîne provoquant la rupture des liaisons au sein du polymère.

Les facteurs de ce type de vieillissement sont : les radiations solaires (photo dégradation), l'élévation de température, les constituants salivaires, les modifications de pH (peroxydes alcalins des produits d'entretien).[36]

3.2.2.1.2. La dissolution

La dissolution est un aspect de la corrosion, La valeur du pH (acide ou basique) de la salive influe sur la valeur du produit de solubilité, augmentant ou diminuant ainsi les concentrations salivaires ioniques en ces produit . [98].

3.2.2.2. Biodégradation fonctionnelle

Pendant qu'il est en service dans l'organisme, le biomatériau subit une dégradation liée à sa fonction. La fonction crée des contraintes essentiellement mécaniques qui peuvent entraîner plusieurs formes de dégradation fonctionnelles .

3.2.2.2.1. Les érosions usures et la fracture

– L'usure adhésive est caractérisée par un transfert de matière d'une surface vers l'autre lors de leur mouvement relatif. Il en résulte des forces adhésives agissant à la jonction des aspérités de surface.

– L'usure abrasive résulte d'une aspérité dure endommageant la surface d'un matériau plus tendre. La présence d'une particule dure provient soit du matériau dur, soit de débris captifs entre les surfaces. La résistance à l'abrasion est généralement en relation avec la dureté, mais sans proportionnalité.

– L'usure corrosive apparaît lorsque l'environnement interagit chimiquement ou électrochimiquement avec l'une ou les deux surfaces. La vitesse d'usure dépend donc de la réactivité chimique des surfaces dans le milieu [98].

_ La fracture des appareils orthodontiques : est un phénomène rare, qui peut affecter les résultats cliniques. Des fractures d'arcs en NiTi ont été rapportées après leur placement dans la cavité buccale. Selon les boissons et aliments consommés, la température varie de 0 à 60–70 °C et le pH varie de 2 à 11. Pour un pH de 6 et quelle que soit la température, il n'y a pas de perte volumétrique de poids de métal. Par contre, pour un pH de 3,5, la perte de poids est importante et augmente fortement si la température passe de 5 à 60 °C. En cas de perte trop importante de poids de métal, l'arc fragilisé est alors sujet à la fracture [110]. .

Etant donnée la présence d'un courant galvanique en bouche, la fracture du NiTi pourrait être attribuée à la dégradation des propriétés mécaniques due à l'absorption d'hydrogène. Par conséquent, la force orthodontique augmente avec l'augmentation du seuil critique de transformation martensitique. En même temps, l'élasticité de l'alliage diminue avec l'augmentation de l'adsorption d'hydrogène. Mais des doutes subsistent le maintien d'une

bonne hygiène orale pendant le traitement orthodontique permet de minimiser la baisse du pH et donc d'améliorer le comportement en corrosion des alliages présents en bouche [98].



Figure 14:Image électronique secondaire d'un fil orthodontique fracturé [98]

3.2.2.2.2. Fatigue

- Définition :

La fatigue se définit comme une détérioration interne d'un matériau soumis à des efforts répétés supérieurs à la limite d'endurance σ_D mais inférieurs à la limite d'élasticité.

La fatigue est un processus d'endommagement permanent, progressif et localisé, qui se produit dans un matériau sous l'effet de sollicitations mécaniques répétées, en un ou plusieurs points, et qui peuvent engendrer des fissures ou une fracture complète après un nombre Suffisant de cycles. [90,98]

Le comportement à la fatigue est généralement représenté à l'aide d'une courbe S-N (Stress Versus Number of cycles) ou courbe de Wöhler décrivant la variation de la Contrainte maximum que peut supporter le matériau, en fonction du nombre N de cycles de Mise en charge. Des contraintes plus faibles permettent en général de supporter un nombre Plus élevé de cycles avant la rupture par fatigue. De telles courbes permettent de définir une « limite d'endurance » du matériau, par exemple sous forme de la valeur de la contrainte Cyclique qu'un matériau peut supporter pour un nombre donné de cycles (généralement 10^7 Cycles sans rupture).

La résistance à la fatigue est également influencée par les défauts structurels du matériau (superficiels ou internes, macro- ou microscopiques).

La rupture par fatigue se caractérise par la présence de stries qui attestent de la succession de petits endommagements, et par une zone de fracture classique, provoquée par la perte de résistance de la pièce due à l'accumulation de ces petits endommagements. [90]

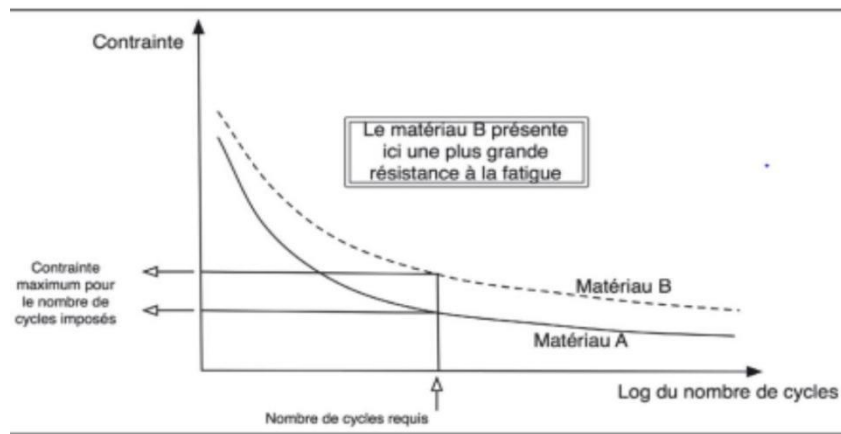


Figure 15: Courbes stress/contrainte et nombre de cycles [90]

✓ Cas des céramiques

Sous l'effet combiné de contraintes mécaniques qualifiées de sous-critiques, et de l'environnement corrosif, des fissures peuvent se propager et conduire à la rupture. Ce processus aboutit à la fracture différée dans le temps des céramiques pour des contraintes largement inférieures à la contrainte de rupture du matériau considéré. Les fractures différées sont attribuées à l'interaction chimique entre le verre et l'eau au fond de la fissure. [90]

✓ Cas de résine acrylique :

Leur dégradation résulte essentiellement d'une fatigue mécanique et thermique, voire de l'absorption hydrique. Plusieurs types de réactions peuvent conduire à une modification de la structure initiale des polymères, libérant des composés qui peuvent remettre en cause la biocompatibilité des résines acryliques. [90]

✓ Cas des alliages :

Par leur géométrie et leurs conditions particulières d'utilisation, les infrastructures de PAP sont plus que tout autre soumis à des efforts dont la répétition engendre une fatigue de l'alliage. Ceci est particulièrement évident au niveau des bras de rétention des crochets et des connexions, principale et secondaires.

Les micro-endommagements provoqués à chaque contrainte s'additionnent et finissent par provoquer, après un nombre de cycles de charge/décharge variable suivant la nature de l'alliage, l'amplitude de la déformation produite et la géométrie de la pièce, une rupture de la

structure métallique. En maintenant forme et amplitude de la déformation strictement constante, il est possible d'évaluer la résistance à la fatigue de l'alliage lui-même. [90]

3.2.3. Les effets de la biodégradation

3.2.3.1. La toxicité

A- Définition de la toxicité :

La toxicité est la capacité d'endommager un système biologique par des moyens chimiques. On Distingue la toxicité systémique qui a lieu à distance du site d'application, de la toxicité locale qui Provoque des effets nocifs au site d'application.

B- La toxicité des différents biomatériaux et alliages orthodontiques :

Les variations de pH, de la composition salivaire, l'usure et les charges mécaniques Appliquées font de la cavité buccale un environnement versatile et agressif. Selon les Recherches de Milleding et coll.

Tous les Matériaux céramiques exposés ont montré des preuves de changement de l'état de surface. Ces changements peuvent entraîner une diminution des propriétés mécaniques, une Augmentation de la rugosité de surface, ce qui accroît la rétention de plaque bactérienne et L'usure de la dent antagoniste.[91]

-Les alliages précieux et semi-précieux :

Wataha et al ont étudié la corrélation entre les éléments libérés par les alliages très nobles, nobles et les alliages à base d'argent et leur cytotoxicité in vitro (en se basant sur l'activité mitochondriale).

Les effets cytotoxiques de ces alliages ont été attribués principalement à la libération d'argent et de cuivre.[92]

-Les alliages non précieux :

Une étude in vitro, a évalué la réponse métabolique et morphologique des fibroblastes humains en culture, à l'exposition des sels d'ions libérés par les alliages nickel-chrome[93]. Parmi les paramètres observés, on retrouvait : la viabilité cellulaire, la synthèse d'ADN et/ou d'ARN, le niveau d'ATP intracellulaire et l'intégrité de la membrane. Les résultats ont permis d'établir l'ordre de toxicité des ions : Cr^{6+} , Be^{2+} étaient les plus toxiques, le Ni^{2+} modérément toxique et le Cr^{3+} et Mo^{6+} étaient les moins toxiques. L'étude indiquait que la

surveillance des activités métaboliques peut être plus pertinente que les tests de morphologie et de viabilité souvent utilisés pour évaluer la biocompatibilité.

Kim et al ont montré la cytotoxicité in vitro des alliages cobalt-chrome sur des fibroblastes et des ostéoblastes, en exposition directe et indirect.[94]

Al-Hiyasat et al. ont étudié la cytotoxicité in vitro de sept alliages commerciaux, un alliage hautement noble, six alliages de métaux de base comprenant quatre alliages nickel-chrome et un alliage cobalt-chrome [95]. Les résultats indiquent que l'alliage hautement noble était celui qui libérait le moins d'éléments et n'induisait pas d'effet cytotoxique. Quant aux alliages de métaux de base, l'alliage de cuivre et un des alliages nickel-chrome libéraient beaucoup d'éléments et étaient les plus cytotoxiques par rapport aux alliages de l'étude. Les effets cytotoxiques des autres alliages commerciaux nickel-chrome n'étaient pas statistiquement différents de l'alliage hautement noble. En revanche, l'alliage cobalt-chrome était significativement plus toxique que l'alliage hautement noble.

La cytotoxicité in vitro des alliages nickel-chrome a été prouvée par de nombreuses études. Les résultats de McGinley et al ont montré dans une étude in vitro sur kératinocytes oraux TR146, que les cellules traitées par ces alliages subissaient des altérations morphologiques, une diminution de la densité et de l'activité cellulaire, une augmentation de l'expression de cytokines inflammatoires et une augmentation de la toxicité cellulaire, par rapport aux cellules exposées au cobalt-chrome et aux cellules non exposées.[96]

Une seconde étude in vitro de McGinley et al sur un modèle tridimensionnel de muqueuse buccale (kératinocytes et fibroblastes) a confirmé les précédents résultats. [97]

Les solutions d'immersion à base de nickel ont induit une diminution significative de la viabilité cellulaire avec augmentation du stress oxydatif, de l'expression des cytokines inflammatoires et de la toxicité cellulaire. Cependant, les solutions d'immersion en alliage à base de cobalt-chrome sans nickel n'ont pas provoqué de réactions de stress oxydatif défavorable ou de toxicité cellulaire par rapport aux témoins.

-Les métaux :

Selon Darabara [111], au cours de plusieurs études, la cytotoxicité des biomatériaux utilisés en orthodontie a clairement été démontrée en évaluant les réponses cellulaires. Cependant, cette cytotoxicité était globale ; il était impossible d'évaluer la cytotoxicité de chaque composant séparément. Cette complexité est illustrée par la jonction entre les deux parties, base et ailettes, de certains brackets inoxydables, réalisée grâce à des brasures très variées à base d'or, d'argent, de nickel. En bouche, les systèmes orthodontiques sont à l'origine d'un

processus de corrosion avec le relargage d'ions métalliques à leur plus haut degré d'oxydation.

En 1983, Park[112] estime le relargage moyen, dans le cas d'un multi-attache haut et bas, de l'ordre de 40 µg/j de nickel et 36 µg/j de chrome, valeurs inférieures à l'apport quotidien moyen par les repas aux États-Unis.

Des études menées en 1993 sur le relargage des ions nickel à partir d'alliages NiTi ont montré in vitro que le taux de relargage de nickel est égal à 13.05 µg/j et reste nettement inférieur à celui ingéré lors d'une alimentation normale ; in vivo, le taux sanguin de nickel des patients porteurs d'arcs orthodontiques en alliage NiTi n'est pas significativement plus élevé que celui des sujets témoins [113,114], ce que dénonce Bentahar[115].

-Les polymères :

Selon Goldberg [116]., le principal problème du polymère réside dans sa matrice polymérisée organique. Les polymères ont une inclination au relargage :

- à court terme de monomères libres durant la conversion monomère-polymère,
- des monomères non liés ou des additifs, par élution salivaire,
- par dégradation des polymères dans les premières heures après polymérisation, suite à une polymérisation incomplète, des facteurs thermiques, chimiques et mécaniques comme mutagène, cancérigène, irritant et ou toxique pour la reproduction.

L'utilisation de plaques de polymères thermoformables est préférable [117] à celle de résine photo- ou chimio-polymérisable (plaque palatine, par exemple), car plus de produits de relargage en quantité ont été retrouvés significativement dans le surfactant pour ces deux dernières que pour les plaques thermoformables. Des colles orthodontiques sont également sujets à étude. Goldberg rappelle que les monomères sont cytotoxiques à l'égard des cellules gingivales et sont probablement responsables des allergies à ces matériaux.

Tous les systèmes de colles orthodontiques (à base de résine ou de verre-ionomères chargé en résine) pour brackets en contact avec des fibroblastes gingivaux in vitro provoquent l'expression de la protéine cyclooxygénase-2 (COX-2). Il est donc probable que, sauf en cas de problèmes d'hygiène, l'activation de l'expression de la COX-2 par les adhésifs orthodontiques soient un mécanisme potentiel de développement de l'inflammation gingivale[118].

La toxicité des systèmes de collage est due aux monomères résiduels libérés dans la cavité buccale, soit par polymérisation incomplète, soit par un processus de biodégradation. Plusieurs de ces composants monomériques sont effectivement connus pour leur toxicité.

Elles portaient principalement sur le type de polymérisation et la force de liaison des produits alors commercialisés. Petit à petit, la biocompatibilité de ces produits a suscité l'intérêt et est passée au premier plan des publications [98].

3.2.3.2. L'allergie

Les allergies de la muqueuse buccale sont extrêmement rares ; en revanche, elles sont Très souvent incriminées, notamment par le patient. Cette faible fréquence s'explique par des Conditions de sensibilisation peu favorables dans le milieu buccal tant sur le plan Immunologique qu'anatomique. La cavité buccale est baignée par la salive, qui assure un Lavage continu et facilite l'élimination des agents irritants et sensibilisant potentiel, et joue un Rôle chimique neutralisant en raison de son pH légèrement acide.

Les fréquences de réactions allergiques systémiques et locales concernent entre 0,7 et 2 % des patients et praticiens, mais semblent varier selon la géographie

- **Les métaux :**

La dermatite exprimée au niveau des mains est le site le plus courant des réactions aux métaux., L'allergie croisée au cobalt est aussi due à une primo-allergie au nickel et au chrome [119]., le croisement de l'allergie nickel/cobalt provoque une dermatite au niveau de la main plus sévère qu'une allergie isolée au nickel ou au cobalt. L'allergie croisée prédispose à une dermatite plus sévère et plus étendue . Des études sont à prévoir pour déterminer si le nickel et/ou le cobalt pourraient induire une allergie à l'or. Ces trois métaux, seuls ou combinés, sont associés à la dermatite de lèvre [120].

Facteur sexuel : la prédilection des allergies au nickel est féminine, de même que le chrome, tandis que dans les cas d'allergies au cobalt, la prédilection est masculine[120].

Des appareils orthodontiques extra-oraux tels que les arcs externes des masques faciaux contiennent du nickel et peuvent engendrer une réponse cutanée.

La réponse du système immunitaire au nickel est une hypersensibilité de type IV ou retardée, à médiation cellulaire encore appelée dermatite allergique de contact. En face d'une allergie au nickel suspectée, le diagnostic peut être confirmé par un dermatologue avec des patchs cutanés utilisant 5 % de sulfate de nickel..

- **Les polymères :** Un cas d'allergie ou hypersensibilité de type IV a été décrit [41] suite à la pose d'une plaque de contention avec apparition d'une réaction localisée hypersensible au palais.

La salive augmente l'allergénicité du latex en favorisant la libération des protéines du latex. Les allergies au latex (dans les élastomères) se manifestent soit par un eczéma allergique de contact au caoutchouc retardé de 48 h, dû aux accélérateurs de vulcanisation ou anti-oxydant, soit une urticaire allergique de contact au caoutchouc lui-même, Figure 16 Rougeur intra-orale au niveau gingival après mise en place d'un appareil multi-attache1 immédiat. Ces manifestations intéressent les ligatures élastomériques et les élastiques intermaxillaires.



Figure 16: Rougeur intra orale au niveau gingival après mise en place d'un appareil multi-attache[120]

Chapitre 4
Etude
épidémiologique

4.1. Introduction

Les variations du pH salivaire en orthodontie sont modifiées par plusieurs facteurs.

On a choisi dans notre étude l'acide orthophosphorique comme un indice pour mesurer ces variations chez les patients présentés au niveau de l'unité d'ODF de service de médecine dentaire CHU Frantz Fanon, Blida.

La fréquence des aphtes chez les patients porteurs d'un traitement orthodontique nous a motivé à faire cette étude visant à évaluer la variation de pH salivaire après l'application de l'acide orthophosphorique pour éviter les échecs et motiver les patients à avoir une bonne hygiène.

4.2. Objectifs de l'étude

4.2.1. Objectif principal

Evaluation des variations du pH salivaire suite à l'application de l'acide orthophosphorique.

4.2.2. Objectifs secondaires

La corrélation entre le pH salivaire et la fréquence des aphtes.

La relation entre la fréquence des aphtes et l'hygiène buccale.

4.3. Matériels et méthodes

4.3.1. Patients

Il s'agit d'une étude de séries de cas réalisée au niveau de la clinique médecine dentaire Zabana du centre hospitalo-universitaire de Blida.

Au cours de la période d'étude quatre-vingt dix (90) prélèvements, provenant de 30 patients on été collectés et analysés, avant et après l'application de l'acide orthophosphorique âgés de 10 ans à 25 ans.

4.3.1.1. Critères de sélection

Critère d'inclusion : les patients nécessitant une thérapeutique orthodontique fixe.

Critère de non inclusion : -les patients nécessitant une thérapeutique orthodontique amovible.

-les patients en cours de d'un traitement orthodontique fixe.

4.3.1.2. Taille de l'échantillon

Il s'agit d'une étude de série de cas (30 patients) qui se présente pour un traitement orthodontique multi-attache triés sur le nombre des patients ayant consultés au service ODF CHU Frantz Fanon, Blida.

4.3.2. La collecte des données

Les données ont été recueillies à partir des tableaux uniformisés remplis pour chaque patient après une interrogatoire (examen clinique) fait au niveau de l'unité d'ODF du service de médecine dentaire (CHU Frantz Fanon, Blida).

L'étude a été réalisée sur une durée de 6 mois entre décembre 2022 et mai 2023.

4.3.2.1. Analyse des données

Pour la saisie et l'analyse des données, l'outil informatique était utilisé avec les logiciels :

- SPSS dans sa version 23 : pour l'analyse de données, la représentation des tableaux et les graphiques.
- Microsoft Officiel Word : pour la rédaction et la mise en page mise.
- Microsoft Officiel Excel : pour la rédaction des graphes.
- Une imprimante à jet d'encre : pour l'impression des fiches cliniques.

4.3.4. Le matériel d'étude

- PH mètre.
- L'eau distillée.
- Désinfectant.
- Champs opératoires.
- Les gobelets.
- Papiers absorbants.
- Appareil photos

Définition de pH mètre :

Le pH-mètre est un appareil permettant de mesurer le pH d'une solution. Il est constitué de deux éléments : un boîtier électronique qui affiche la valeur du pH et une électrode qui mesure cette valeur proportionnel à l'activité des ions H⁺, selon la loi de Nernst .



Figure 17: les éléments du pH mètre

4.3.5. Protocole

Mode d'étalonnage:

Des solutions étalons ou tampons (solutions dont le pH est connu et constant : pH = 4,01 ; 6,86 et 9,18 sont nécessaires pour étalonner le pH-mètre.

Les solutions tampons avec certificat d'étalonnage sont commercialisées. Elles sont disponibles en sachets à usage unique.

L'étalonnage s'effectue de la façon suivante :

- Plonger tout d'abord l'électrode dans une solution tampon pH = 6,86 et régler l'indication du pH-mètre sur la valeur du pH de la solution étalon. Cette opération s'appelle la standardisation.
- Rincer l'électrode avec l'eau distillée, l'essuyer et le plonger dans une solution pH=4,01 et attendre le pH-mètre pour afficher cette valeur.

- Rincer l'électrode avec l'eau distillée, l'essuyer et le plonger dans une solution pH=9,18 et attendre le pH-mètre pour afficher cette valeur.
- Rincer l'électrode avec de l'eau distillée puis les plonger dans l'autre solution tampon. Si le résultat obtenu correspond à la valeur connue du pH de la solution étalon, l'appareil est en état de marche et est convenablement étalonné.



Figure 18: les solutions étalons

Après l'étalonnage de pH mètre :

- Poser le champ opératoire et le matériel.
- Récupération de crachats dans un gobelet afin de mesurer le pH salivaire(T1).



Figure 19: Valeur du pH après la première prise

-Après le mordantage et le rinçage le patient crache pour une deuxième fois et on mesure le pH (T2).



Figure 20: Valeur du pH après la deuxième prise.

-On attend 10 min, on récupère le troisième prélèvement et on mesure le pH (T3).



Figure 21: Valeur après la troisième prise

4.4. Résultats

4.4.1. Caractéristiques cliniques

4.4.1.1. Nombre de cas

Dans notre étude le nombre de cas recueillis était 30 cas.

4.4.1.2. L'âge

Dans notre étude l'âge des échantillons était entre 10 et 25 ans.

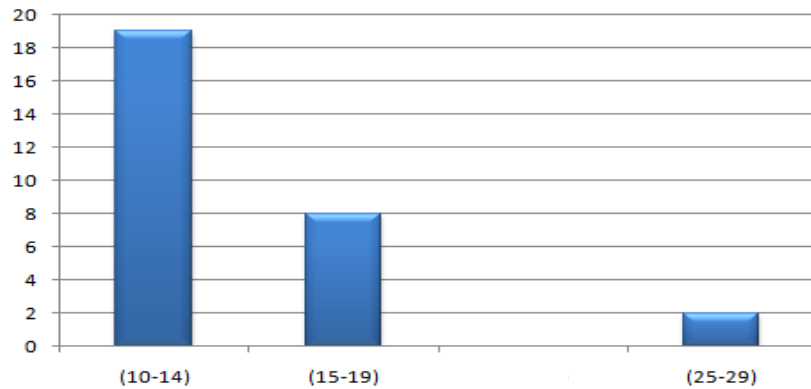


Figure 22: Répartition des cas selon les tranches d'âge

4.4.1.3. Le genre

Dans notre étude, 57 % étaient de sexe féminin (17 cas) et 43 % de sexe masculin (13 cas).



Figure 23: Répartition des cas selon le genre

4.4.1.4. L'hygiène bucco-dentaire

Dans notre étude, 46,7% des patients avaient une bonne hygiène, 46,7% une hygiène moyenne et 6,7% avaient une mauvaise hygiène.

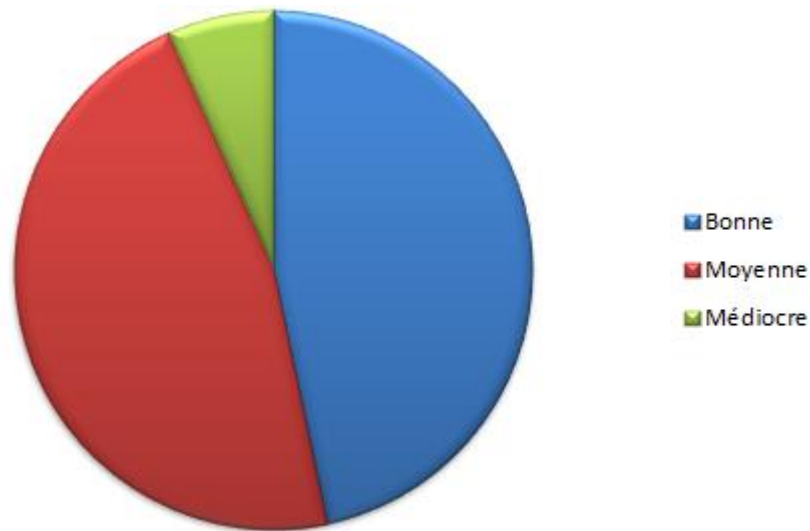


Figure 24: Répartition selon l'hygiène

4.4.1.5. Fréquence des aphtes

- 70% des patients n'avaient pas d'aphtes.

-23,3% des patients avaient un peu d'aphtes.

-6,7% des patients avaient beaucoup d'aphtes.

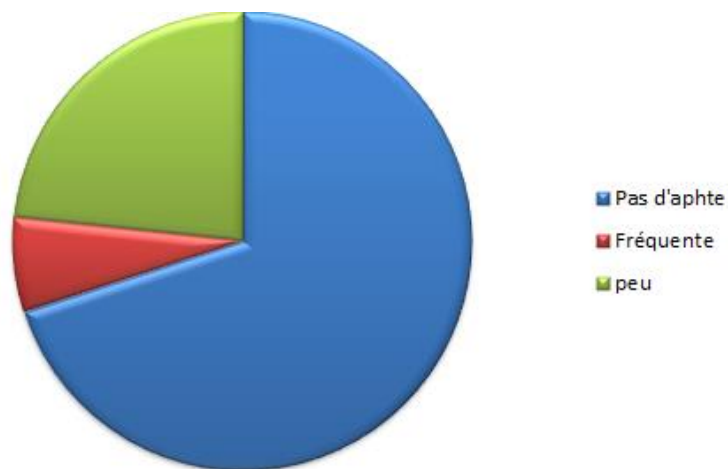


Figure 25: Répartition des cas selon la fréquence des aphtes

4.4.2. Données cliniques

4.4.2.1. Antécédents

4.2.1.1. Antécédents médicaux

Dans notre étude, 3% des patients avaient une pathologie générale (diabète type 1 non équilibré).

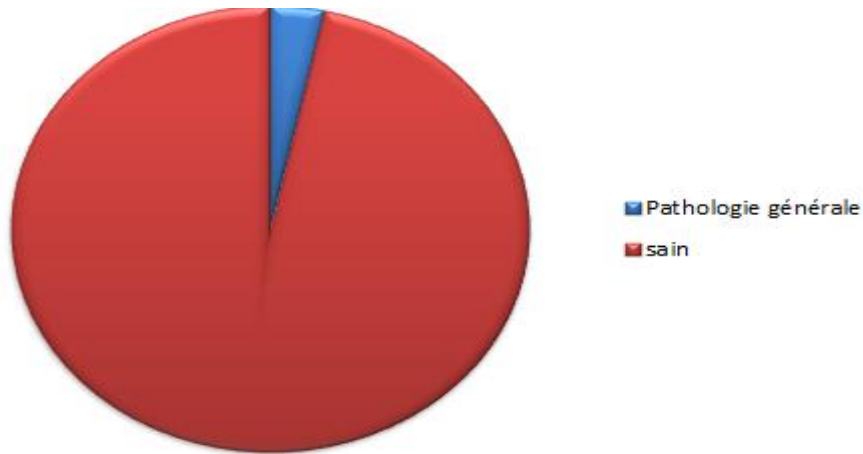


Figure 26: Répartition des cas selon l'état maladif

4.4.2.1.2. Antécédents médicamenteux

Dans notre étude:

-3% des patients étaient sous insuline.

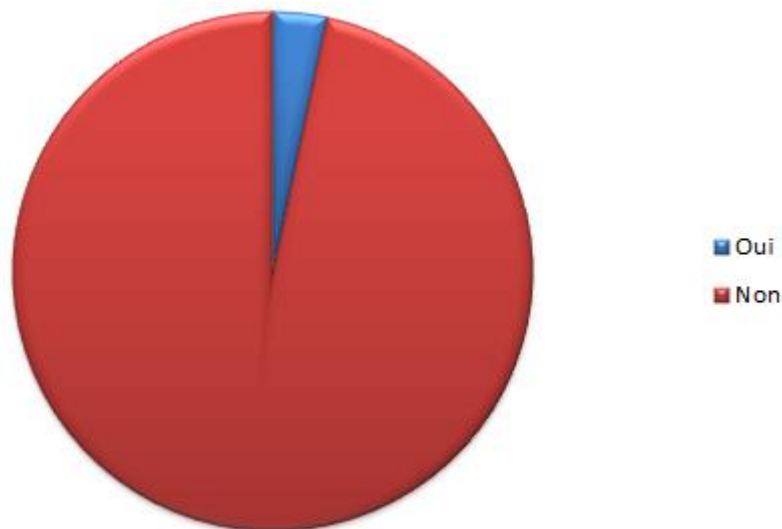


Figure 27: Répartition des cas selon la prise des médicaments

4.5. Analyse épidémiologique :

Tableau 6: Répartition des patients bénéficiés de traitement orthodontique fixe en fonction du sexe.

Sexe	Fréquence	Pourcentage
F	17	56.7
M	13	43.3
Total	30	100,0

Sex ration : $M/F = 13/17 = 0.8$

Tableau 7: Répartition des patients selon l'hygiène buccale

Hygiène buccale	Fréquence	Pourcentage
Bonne	14	46.7
médiocre	2	6,7
Moyenne	14	46.7
Total	30	100,0

Tableau 8: Répartition des malades selon la fréquence des aphtes

Fréquence des aphtes	Fréquence	Pourcentage
Absence	21	70
fréquence	2	6,7
Peu	7	23.3
Total	30	100,0

Statistiques descriptives

Tableau 9: Répartition des patients avant l'application de l'acide orthophosphorique

T1	N	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type
	30	4.40	8.78	6.4360	1.96672
N valide (liste)	30				

Tableau 10: Répartition des patients après l'application de l'acide orthophosphorique

T2	N	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type
	30	2.80	6.96	4.8987	1.09280
N valide (liste)	30				

Tableau 11: répartition des patients après 10 min de l'application de l'acide orthophosphorique.

T3	N	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type
	30	4.56	8.94	6.5787	1.02141
N valide (liste)	30				

Les moyennes :

Moyenne de T1 est de 6.44 ± 0.97

Moyenne de T2 est de 4.9 ± 1.09

Moyenne de T3 est de 6.58 ± 1.02

Tableau 12: Degré de signification entre T1 et T2

Moyenne	Ecart type	Intervalle de confiance de la différence à 95 %		t	P
		Inférieur	Supérieur		
1.53733	1.13981	1.11172	1.96295	7,387	0,000

La différence entre T1 et T2 est significative avec $P < 0,001$.

Tableau 13: Degré de signification entre T2 et T3

	Moyenne	Ecart type	Intervalle de confiance de la différence à 95 %		Test t	p
			Inférieur	Supérieur		
T3 - T2	1.68000	1.10652	1.26682	2.09318	8,316	0,000

La différence entre T2 et T3 est significative avec $P < 0,001$

Tableau 14:Degré de signification entre T1 et T3

	Moyenne	Ecart type	Intervalle de confiance de la différence à 95 %		Test t	P
			Inférieur	Supérieur		
T1 - T3	-.14267	1.00915	-.51949	.23416	-,774	0,445

La différence entre T1 et T3 n'est pas significative avec P=0,45.

Corrélations bi variées :

1.étude statistique sur la relation entre la fréquence des aphtes et l'hygiène buccale :

Tableau 15:la relation entre la fréquence des aphtes et l'hygiène

Aphte Hygiène	Absente	Peu d'aphte	Fréquence	total
Bonne	13	2	0	15
Moyenne	8	3	1	12
Médiocre	0	2	1	03
total	21	7	2	30

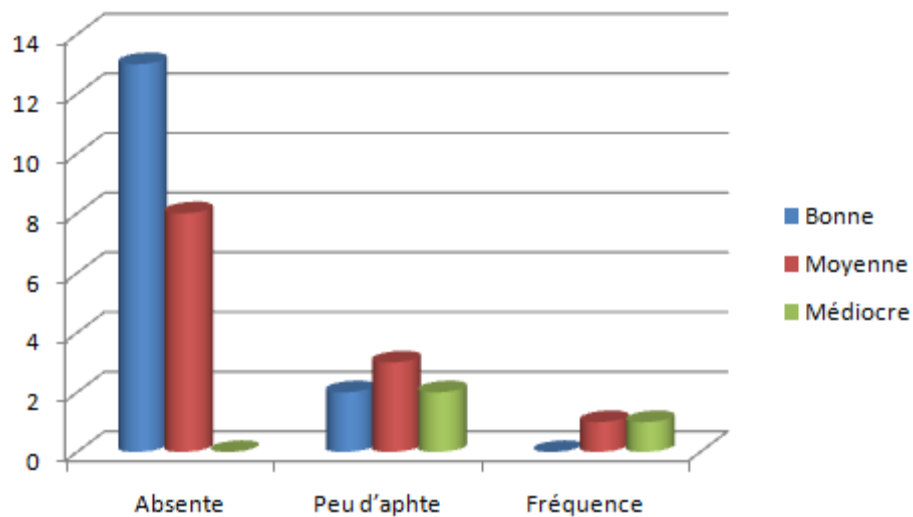


Figure 28: La corrélation entre l'hygiène et la fréquence des aphtes

Il existe une relation significative entre l'hygiène buccale et l'absence des aphtes avec un degré de signification $P=0,02$.

2.étude statistique sur la relation entre la fréquence des aphtes et le pH salivaire:

Tableau 16:la relation entre la fréquence des aphtes et le pH salivaire

Ph salivaire \ Aphte	Aphte			Total
	Absente	Peu d'aphte	Fréquence	
[4.40- 6.20 [7	5	2	14
[6.20-7.60 [13	1	0	14
[7.60-8.78 [1	1	0	2
total	21	7	2	30

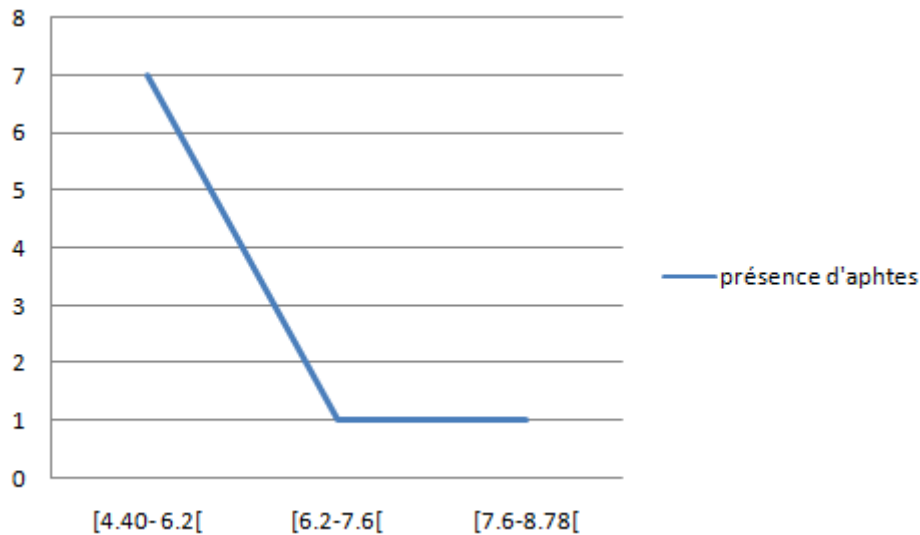


Figure 29: La corrélation entre le pH salivaire et la fréquence des aphtes

Il existe une relation entre le pH salivaire et la présence ou l'absence des aphtes.

4.6. Discussion

Dans cette étude, L'objectif principal est d'évaluer les variations du pH salivaire suite à l'application de l'acide orthophosphorique sur 30 patients nécessitant un traitement orthodontique multi attache, âgés de 10 à 25ans au niveau du service d'ODF clinique de médecine dentaire Zabana Ahmed, Blida.

Nos résultats statistiques ont montré une prédominance féminine de 55,7%. Cette observation suggère une plus grande importance de la demande esthétique chez les filles, ce qui peut expliquer leur plus grande participation aux traitements orthodontiques.

Nous avons constaté que notre facteur d'évaluation principal qui est le pH salivaire variait significativement à différents moments de l'étude. Avant l'application de l'acide orthophosphorique (T1), la valeur moyenne du pH salivaire était de 6,40, Après l'application de l'acide orthophosphorique (T2), la valeur moyenne du pH salivaire a diminué pour atteindre 4,89, indiquant une augmentation de l'acidité. Cependant, après 10 minutes (T3), il est remonté à 6,57, se rapprochant de la neutralité.

En plus cette étude nous a permis d'évaluer d'autres facteurs pour mieux enrichir notre recherche, tels que l'hygiène buccale et la présence d'aphtes. Nous avons observé que 70% des patients ne présentaient pas d'aphtes, et parmi eux, 85,71% avaient une bonne hygiène buccale. En revanche, parmi les patients ayant beaucoup d'aphtes, 50% avaient une hygiène médiocre. Cela suggère qu'une mauvaise hygiène buccale peut être associée à une plus grande prévalence d'aphtes.

- Comme résultats :

une étude réalisée par Zogakis et al [26] a montré une baisse transitoire mais significative du pH 1h après le collage des brackets et la mise en place du dispositif orthodontique. Selon eux, ce phénomène pourrait être expliqué par l'utilisation d'AcO concentré à 37% pour le mordantage de l'émail avant collage. Cette étude a montré des résultats cohérents avec les nôtres, nous avons trouvé que la différence entre T1 et T2 est significative avec un $p < 0.001$, donc le pH salivaire est diminué après l'application de l'acide orthophosphorique alors cette cohérence renforce la validité de nos résultats et suggère que la diminution du pH salivaire après AcO est un effet communément observé.

- L. Zhang et al [125] ont évalué l'effet de différents agents d'AcO sur le pH salivaire. Ils ont constaté que l'application d'agents AcO entraînait une diminution temporaire du pH salivaire, mais cette diminution était réversible et le pH salivaire revenait à des niveaux normaux après un certain temps. Nos résultats ont révélé aussi une diminution du pH salivaire après l'application de l'agent d'AcO, Il convient de noter que cet effet était transitoire et le pH salivaire est revenu à des niveaux proches de la normale après 10 minutes. Cette observation est en accord avec d'autres études similaires qui ont montré que les effets du collage dentaire sur le pH salivaire étaient de courte durée.

- Certaines études ont exploré la relation entre le pH salivaire et la présence des aphtes:

une étude spécifique menée par Abbas F Al-Taee et Ahmed S Khdhur en 2010 [126] a trouvé une différence significative dans les valeurs de pH salivaire entre les sujets contrôlés (sans aphtes) et les sujets présentant des aphtes récurrents ($p < 0.0001$). Cela suggère que le pH salivaire pourrait avoir une influence sur la présence des aphtes. Nous avons trouvé des résultats similaires ce qui renforce la fiabilité des résultats.

- Notre étude sur les 30 patients a révélé aussi une relation significative entre l'hygiène buccale et la présence des aphtes. Les patients ayant une hygiène buccale insuffisante ou négligée ont montré une prévalence plus élevée d'aphtes par rapport à ceux qui maintenaient une bonne hygiène buccale.

Ces résultats concordent avec plusieurs autres études menées dans le même sens. Par exemple, une étude publiée dans le Journal of Clinical and Diagnostic Research en 2016 a montré une association entre un brossage des dents moins fréquent et une prévalence plus élevée d'aphtes. De plus, une autre étude publiée dans le Journal of Clinical and Experimental Dentistry en 2017 a également identifié une corrélation entre des niveaux plus élevés de plaque dentaire et une plus grande incidence d'aphtes.

En conclusion, notre étude sur les variations du pH salivaire suite à l'application de l'AcO chez les patients nécessitant un traitement orthodontique multi-attache a révélé plusieurs observations importantes. Tout d'abord, l'AcO a provoqué une diminution transitoire du pH salivaire, indiquant une augmentation de l'acidité salivaire immédiatement après l'application. Cependant, le pH salivaire a montré une tendance à se rétablir vers des niveaux plus proches de la neutralité après un certain temps, généralement 10 minutes dans notre étude.

De plus, nous avons constaté une corrélation entre l'hygiène buccale et la présence d'aphtes chez les patients. Une bonne hygiène buccale était associée à une prévalence plus faible d'aphtes, tandis qu'une hygiène médiocre était liée à une plus grande présence d'aphtes. Ces résultats soulignent l'importance de maintenir une bonne hygiène buccale chez les patients orthodontiques pour réduire le risque d'aphtes.

Cependant, il convient de noter que nos résultats doivent être interprétés avec prudence, car ils sont basés sur un échantillon limité de patients dans un cadre spécifique. Pour une meilleure compréhension des variations du pH salivaire et de leur association avec l'acide orthophosphorique, l'hygiène buccale et les aphtes, des études supplémentaires et une approche systématique sont nécessaires.

Conclusion :

Le pH salivaire est connu par son influence sur les différents biomatériaux et alliages en orthodontie [77,78]. Il peut engendrer un certain nombre de complications sur la biocompatibilité de ces derniers et sur les tissus bucco-dentaires (allergie et toxicité) [91,92]

En effet nous avons constaté par cette étude épidémiologique que le pH salivaire est influencé par l'application de l'acide orthophosphorique mais cette variation est temporaire, ainsi les résultats de notre étude ont montré qu'il y a un impact sur la fréquence des aphtes et une relation entre l'hygiène buccale et les aphtes.

Dans l'ensemble, notre étude contribue à la littérature existante en fournissant des informations sur les variations de pH salivaire chez les patients suite à l'application de l'acide orthophosphorique. Ces résultats peuvent aider les professionnels de la santé dentaire à adapter les protocoles de traitement.

Enfin les études épidémiologiques de ce genre s'avèrent nécessaires et méritent d'être encouragées. Nous espérons que cette étude s'ébauche pour d'autres qui viendront la continuer.

Bibliographie

1. Trigui Y, Biomarqueurs de la salive et santé générale (thèse) , UNIVERSITÉ DE LORRAINE, 2018
2. PIETTE E. Pathologie des glandes salivaires: Traité des pathologies buccale et maxillo-faciale. Bruxelles : De Boeck Université, 1991:1084-1159.
3. KUHNEL W. Atlas de poche d'histologie : cytologie, histologie et anatomie microscopique à l'usage des étudiants. Paris : Flammarion Médecine-Sciences, 1995.
4. Mr. CHQORMANI A, Etude épidémiologique et anatomopathologique des tumeurs des glandes salivaires au sein du service d'anatomie pathologie CHU Mohammed VI Marrakech À propos de 55 cas (thèse), université de Marrakech 2020
5. ROUVIERE H., Anatomie Humaine : tête et cou Tome I
6. Edgar M, Dawes C, O'Mullane D. Saliva and oral health, 4th ed. Stephen Hancocks Ltd. 2012
7. PIETTE E, REYCHLER H. Traité de pathologie buccale et maxillo-faciale. Belgium 1991, (Bruxelles): 1095-1102.
8. L. Perlemuter et J. Waligora , Cahiers d'anatomie , 7/8, 3ème édition.
9. G. Malka, O. Trost, A. Danino, P. Trouilloud. Anatomie chirurgicale de la loge submandibulaire. EMC, Stomatol, 22-001-B-15, 2005, Médecine buccale, 28-040-M-10, 2008.
10. Kauzman, A., J.C. Tabet, and T.I. Stiharu. Hyalinizing clear cell carcinoma: a case report and review of the literature. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2011. 112(1): p. e26-34.
11. ROUVIERE H et DELMAS A. Anatomie humaine descriptive topographique et fonctionnelle. Tome 1. 15ème ed , Paris : Masson, 2002.
12. GEORGES D , Pathologies générales et salive (thèse), 2012
13. Devoize L , Dallel R. Salivation. EMC chirurgie orale et maxillo- facial 2011.
14. Dodds MWJ, Johnson DA, Yeh C-K. Health benefits of saliva : a review. J Dent, Mars 2005
15. Thivichon-Prince B, Keller J. Immunité du parodonte. EMC-Médecine Buccale 2012; 7(6): 1-7 [28-090-H-10
16. Pellerin C, Pellat B. Biochimie Odonto-Stomatologique (Collection des abrégés d'odontologie et de stomatologie), Paris, Masson, 1986
17. B. Pellat. Salives et milieu buccal. Dans : Encyclo Méd chir, chirurgie orle et maxillo-facial 2011 : 1-10 (article 22-008-A-10)

18. Danisca Uthayasankar, Gifrina Jayaraj, Gayathri R. Saliva in diabetes- a review. European Journal of Molecular and Clinical Medicine. ISSN 2515-8260. Volume 07, Issue 01, 2020.
19. Hyeon Jung Kim, D.D.D, Bong- Jick Suh, DDS, M.S, Ph .D. Changes in salivary flow and pH in stressful conditions. Heon-Jung Kim, Bong-Jick Suh. Vol 26. No.12001.
20. Bechir F, Paucurar M, Tohati A, and Simona M Bataga. Comparative study of salivary pH, Buffer Capacity, and Flow in Patients with and without Gastroesophageal Reflux Disease. Int. J. Environ. Res. Public Health 2022,19,201.
21. Guibert J, aspects qualitatifs de la salive dans le cadre de la radiothérapie cervico faciale. Revue systémique de la littérature (thèse), université de Bordeaux, 2018
22. Almstahl A, Wikstrom M, Groenink J. Lactoferrin, amylase and mucin MUC5B and their relation to the oral microflora in hyposalivation of different origins. Oral Microbiol Immunol. dec 2001;16(6):345–52.
23. Funegård U, Franzén L, Ericson T, Henriksson R. Parotid saliva composition during and after irradiation of head and neck cancer. Eur J Cancer B Oral Oncol. juill 1994;30B(4):230–3.
24. Valdez IH, Atkinson JC, Ship JA, Fox PC. Major salivary gland function in patients with radiation-induced xerostomia: flow rates and sialochemistry. Int J Radiat Oncol Biol Phys. janv 1993;25(1):41–7.
25. Ben Farhat S, pathologie dentaire et grossesse (mémoire), université de versailles saint-quentin-en-yvelines, 2015
26. Zogakis IP, Koren E, Gorelik S, Ginsburg I, Shalish M. Effect of fixed orthodontic appliances on nonmicrobial salivary parameters. Angle Orthod. Nov 2018 ;88(6) : 806-811.
27. Bourget E, Modification salivaires lors du traitement orthodontique multi-attache (thèse), université de Nantes, 2020
28. V. S. de Viteri and E. Fuentes, "Titanium and titanium alloys as biomaterials," *In Tribology- Fundamentals and advancements. InTech*, 2013.
29. S. A. Jacota P, " Films minces de dioxyde de titane déposés sur titane par MOCVD: microstructure et biocompatibilité," Doctoral dissertation, Université de Toulouse, 2008.
30. F. Guillemot, " Etude métallurgique d'alliages de titane pour applications biomédicales," Doctoral dissertation, Rennes, INSA, 2000.
31. E. Delvat, "Contribution au développement de nouveaux alliages biocompatibles de base de titane," Doctoral dissertation, Rennes, INSA, 2006.

32. D. L. S. D. L. H. Z. Sarandha, Textbook of complete denture prosthodontics. JAYPEE BROTHERS PUBLISHERS, 2008.
33. I. H. Oh, N. Nomura, N. Masahashi and S. Hanada, "Mechanical properties of porous titanium compacts prepared by powder sintering," *Scripta Materialia*, vol. 49, no. 12, pp. 1197-1202, 2003
34. Grimonster J. La réadaptation intrabuccale des bases acryliques. *Actual Odontostomatol* 1998;204:439–)
35. Burdairon G. Abrégé des biomatériaux dentaires. Paris : Editions Masson, 1990, 306 p.)
36. Pierre COMPAIN, thèse pour le DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE « comportement des matériaux prothétique dentaire en solution saline »
37. Ngokwey L, Libération des monomères par les résines composites en odontologie conservatrice: données actuelles, HAL Id:dumas-02073844 , <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas>
38. Dr drareni. M les biomatériaux en ODF cour 2ème année 2017
39. Gadra A, les composites <http://www.slideshare.net>
40. Helfer M, Étude des matériaux de reconstruction prothétique odontologique en salive artificielle, HAL Id: tel-01749870 , <https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01749870>
41. Catalogue produits pour orthodontie 2008 25ème édition italienne 9ème édition français
42. POYET Priscilla, « La toxicité en orthodontie : pour le patient ? pour le praticien ? Le collage en question » Thèse , 2013
43. Barralis J, Maeder G. Précis de Métallurgie, élaboration, structures-propriétés et normalisation. Nathan. 2007.
44. Brugirard J, Guiraldenq P. Fonderie en pratique dentaire. *Odontologie* 1989;1-0 [Article 23-646-C-10].
45. Burdairon. G, Degrange.M. Alliages Chrome-cobalt. *Technologie des matériaux, stomatologie*; 1979
46. Burdairon. G. Abrégé de biomatériaux dentaires. Masson, Paris. 1990
47. Flinn RA, Trojan PK. *Engineering materials and their applications. Engineering Materials and Their Applications*, 4th Edition, by Richard A Flinn, Paul K Trojan, pp 1056 ISBN 0-471-12508-3 Wiley-VCH, December 1994. 1994;1056.
48. ANSI/ADA. Specification no5: Dental casting alloys Chicago. American Dental Association; 1997

49. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials ; Scientific and clinical aspects. Stuttgart. Thème, 2001 ;77-105
50. W SKINNER, W PHILLIPS, Les matériaux Dentaire 6ème édition, Paris, rue du petit-pont, 17
51. Les Aciers Inoxydables" - Les éditions de physique - Editeurs scientifiques P. Lacombe - B. Baroux - G. Beranger
52. Lejoyeux, Logique et cohérence Thérapeutique Orthodontique,
53. Bahloul A., Sahour M.C., Lavisse L., Oumeddour R., Study of titanium oxidation assisted by an Nd: YAG pulsed laser, American Institute of Physics, 2008, 1047, 276
54. Donachie M.J., Titanium: A Technical Guide, ASM International, Materials Park, 2000, 44073-0002, USA.
55. Figueira N., Silva T. M., Carmezim M. J., Fernandes J. C., Corrosion behaviour of NiTi alloy, Electrochimica Acta, 2009, vol. 54, no. 3, pp. 921-926.
56. Ghibaudou Quentin, Influence des états de surface sur le développement des péri-implantites, Thèse de doctorat, Université Claude Bernard-Lyon, 2014, pp.5-8.
57. McGinley EL, Moran GP, Fleming GJP. Biocompatibility effects of indirect exposure of base-metal dental casting alloys to human-derived three-dimensional oral mucosal model. J Dent. 2013 ;41(11) :1091-100
58. Benredjal Y, Boubrouat B, Boudina A, Boukhtaia R, Evolution des brackets en ODF (Mémoire), Algérie, Université de Tizi Ouzou , 2019
59. NGOKWEY Iyem Lucie, Libération des monomères par les résines composite en odontologie cervicofaciale : donnée actuelle (thèse), Paris, Université Paris Diderot, 2017
60. ADA Council on Scientific Affairs Titanium application in dentistry J Am Dent Assoc 2003 ;134 :347-349
61. Poyet Priscilla, La toxicité en orthodontie pour le patient ? pour le praticien le collage en question (Thèse), France, Université de Claude Bernard ; 2013
62. Williams DF. On The mechanisms of biocompatibility. Biomaterials. 2008 ;29 (20) : 2941-53
63. H. J. Breme, Metals and implants. Metals as biomaterials., 1998.
64. J. R. Davis, Handbook of materials for medical devices, 2003.
65. H. F. Hildebrand and J. C. Hornez, "Biological response and biocompatibility," *Metals as biomaterials*, pp. 265-290, 1998.
66. J. A. Planell and F. J. Gil, "Contribution of metals and alloys to the design and development of biomaterials," *In Anales de química, REAL SOCIEDAD ESPANOLA DE QUIMICA*, vol. 97, pp. S17-S21, 1997.

67. L. G. e. J. D. K. Wang, "Low modulus, high strength, biocompatible alloy for medical implants," *Titanium Science and Technology*, vol. 92, pp. 2697-2704, 1993.
68. L. G. Griffith, "Polymeric biomaterials," *Acta materialia*, vol. 48, no. 1, pp. 263-277, 2000.
69. ACCOAST spécialiste portuaire. La corrosion des matériaux métalliques en eau de mer (internet). (cité 27 août 2018).
70. Craig, R.G., Powers, J.M. Restorative Dental Materials. 11th ed. Harcourt Health Sciences ;2002.
71. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys : A review. *J Prosthet Dent*. 2000 ;83(2) :223-34.
72. S. A. Jacota Popescu, " Films minces de dioxyde de titane déposés sur titane par méthode microstructure et biocompatibilité," Doctoral dissertation, Université de Toulouse, 2008.
73. Elshahawy W, Ajlouni R, James W, Abdellatif H, Watanabe I. Elemental ion release from fixed restorative materials into patient saliva. *J Oral Rehabil*. 2013 ;40(5) :381-8
74. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*. 2002 ;87(4) :351-63
75. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium. *J Dent Res*. 1991 ;70(6) :1014-8
76. Wataha JC, Schmalz G. Dental alloys. In : *Biocompatibility of dental materials*. Berlin : Springer ; 2009 : 221-54
77. Covington JS, McBride MA, Slagle WF, Disney AL. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. *J Prosthet Dent*. 1958 ; 54(1) :127-36
78. Wataha JC, Lockwood PE, Khajotia SS, Turner R. Effect of pH on element release dental casting alloys. *J prosthet Dent*. 1998 ;20(6) :691-8
79. Elshahawy W, Watanabe I, Koike M. Elemental ion release from four different fixed prosthodontic materials. *Dent Mater*. 2009 ;25(8) :976-81
80. Wataha JC, Nelson SK, Lockwood PE. Elemental release from dental casting alloys into biological media with and without protein. *Dent Mater*. 2001 ;17(5) :409-14
81. McGinley EL, Dowling AH, Moran GP, Fleming GJP. Influence of *S. mutans* on base-metal dental casting alloy toxicity. *J Dent Res*. 2013 ;92(1) :92-7
82. Reclaru L, Meyer JM. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent*. 1994 ;22(3) :159-68
83. American Dental Association status report on the occurrence of galvanic corrosion in the mouth and its potential effects. *J Am Dent Assoc* 1987 ;115(5) :783-7.
84. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosgeat B, Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci*. 2005 ;113(1) :90-5

85. Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, et al. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent.* 2015 ;114(4) :602-8
86. Mercieca S, Caligari M, Buhagiar J, Camilleri J. Assessment of corrosion resistance of cast cobalt and nickel-chromium dental alloys in acidic environments. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2018 ;16(1) :47-54
87. Reclaru L, Unger RE, Kirkpatrick CJ, Susz C, Eschler P-Y, Zuercher M-H, et al. Ni-Cr based dental alloys; Ni release, corrosion and biological evaluation. *Mater Sci Eng c.* 2012 ;32(6) :1452-60
88. Jones SB, Taylor RL, Colligon JS, Johnson D. Effect of element concentration on nickel release from dental alloys using a novel ion beam method. *Dent Mater.* 2010 ; 26(3) : 249-56
89. Anusavice KJ, Zhang N-Z. Chemical durability of Dicor and lithia-based glass-ceramics. *Dent Mater.* 1997 ;13(1) : 13-9.
90. HELFER M, étude des matériaux de reconstruction prothétique odontologique en salive artificielle (thèse), France, Institut Polytechnique de Lorraine. 2012.
91. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Basic aspects. In: *Biocompatibility of dental materials.* Berlin: Springer; 2009 :1-12
92. Wataha JC, Malcolm CT, Hanks CT. Correlation between cytotoxicity and the elements released by dental casting alloys. *Int J Prosthodont.* 1995 ;8(1) :9-14.
93. Messer RLW, Lucas LC. Evaluations of metabolic activities as biocompatibility tools: a study of individual ions' effects on fibroblasts. *Dent Mater.* 1999 ;15(1) :1-6.
94. Kim E-C, Kim M-K, Leesungbok R, Lee S-W, Ahn S-J. Co-Cr dental alloys induce cytotoxicity and inflammatory responses via activation of Nrf2/antioxidant signaling pathways in human gingival fibroblasts and osteoblasts. *Dent Mater.* 2016 ;32(11) :1394-405
95. Al Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. Elements released from dental casting alloys and their cytotoxic effects. *Int J Prosthodont.* 2002 ;(5)473-8
96. McGinley EL, Fleming GJP, Moran GP. Development of a discriminatory biocompatibility testing model for non-precious dental casting alloys. *Dent Mater.* 2011, 27(12) :1295-306
97. HAUX E, CORROSION D'UN TYPE DE MINIVIS D'ANCRAGE ORTHODONTIQUE EN Ti6Al4V (Mémoire), France, Université de Lorraine, faculté d'odontologie, 2014
98. Szustakiewicz, B. et al. Comportement en milieu buccal. *Orthod. Fr.* 80, 99–135 (2009)
99. PAYEN A, L'électro galvanisme buccal: une histoire de pile (thèse), France, UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE. 2018.

100. CROLET J.-L. : biocorrosion : régulation du pH par les bactéries sulfato-réductrices. *Matériaux et Techniques*, 9 –10, pp : 71 – 77, 1992
101. .PICARD B. : biocompatibilité des métaux dans le milieu buccal. *Actualités OdontoStomatologiques*, 145, pp : 147-157, 1984.
102. .ABDALLAOUI F. : effets du régime alimentaire du mois de Ramadan sur la composition salivaire et l'état de santé de l'organe dentaire : étude réalisée auprès d'un groupe de jeunes marocains. Thèse pour l'obtention du Doctorat de 3ème cycle, 1997.
103. GUYONNET J.-J. : électro galvanisme buccal et sa pathologie. *Encyclopédie Médico-chirurgicale (Paris-France), Stomatologie et Odontologie*, 23063 D10, 6p, 1993.
104. BRUGIRARD J. : étude du comportement électrochimique des métaux et alliages dentaires. Ed. Julien Prélat, Paris, 1970. BARBIERI B.: biofilm et maladies parodontales. *Information Dentaire*, 40, pp : 3451 – 3457, 22 novembre 2000.
105. PLATT J.: corrosion behavior of 2205 duplex stainlesssteel. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 112: 69 - 79, 1997.
106. KIM H., Johnson JW : corrosion of stainlesssteel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle orthodontist*, 69, 1, pp: 39- 44, 1999
107. PELLAT B.: milieu buccal. Ed. technique, E.M.C. (Paris-France), stomatologie et odontologie, 22-008-A-10, 6 p, 1993
108. .MAIJER R.:biodegradation of the orthodontic bracket system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 90: 195- 198, 1986.
109. HUNT N.P.: an investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic sarchwires. *Angle orthodontist*, Vol. 69, No. 5, pp: 433- 440, 1999.
110. Ahn SJ, Lim BS, Lee YK, Nahm DS. Quantitative determination of adhesion patterns of cariogenic streptococci to various orthodontic adhesives. *Angle Orthod*2006; 76:869–875
111. Darabara MS, Bourithis LI, Zinelis S, Papadimitriou GD. Metallurgical characterization, galvanic corrosion, and ionic release of orthodontic brackets coupled with Ni-Ti archwires. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*2007;81:126–134
112. Park HY, Shearer TR. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod*1983;84:156–159
113. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*1993;103:8–14
114. Bishara SE, Barrett RD, Selim MI. Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*1993;103:115–119

115. .Bentahar Z, Bourzgui F, Zertoubi M, EL Adioui-Joundy S, Morgan G. Dégradation électrochimique des matériaux métalliques utilisés en orthodontie. *Int Orthod*2005;3:5–17
116. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: A review. *Clin Oral Investig*2008;12:1–8.
117. Kopperhud HBM, Wellendorf H, Kleven IS. Composition of and leachable products from polymer based orthodontic materials. The Joint Meeting of the Continental European (CED) and Scandinavian (NOF) Divisions of the IADR 2005, Sep 16. Consultable sur http://iadr.confex.com/iadr/eur05/techprogram/abstract_67336.htm.
118. .Huang TH, Liao PH, Li HY, Ding SJ, Yen M, Kao CT. Orthodontic adhesives induce human gingival fibroblast toxicity and inflammation. *Angle Orthod*2008;78:510–516.
119. Goon AT, Goh CL. Metalallergy in Singapore. *Contact Dermatitis*2005;52(3):130–132
120. .Ruff CA, Belsito DV. The impact of various patient factors on contact allergy to nickel, cobalt, and chromate. *J Am AcadDermatol*2006;55:32–39
121. Matasa CG. Characteristics of used orthodontic brackets. In:Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC, Eds. *Dental materials in vivo : Aging and related phenomena*, Quintessence, 2003:139–154.
122. .Olefjord I, Wegrelius L. Surface analysis of the passive state. *Corrosion Science* 1990;31:89–98.
123. Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, et al. Corrosion behavior of 2205 duplex stainlesssteel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*1997;112:69–79.
124. .Rogers OW. A study in the control of crevice corrosion of silver soldered stainlesssteel joints. *Br Dent J* 1977;143:397–403
125. Zhang L, Effect of etching agents on the pH of saliva and lactic acid production, *Journal fo Dentistry*,
126. Al-Tae A F, Khudhur A S, Determination of salivary pH in patients with recurrent aphtous ulceration, *Al Rafidain Dent.J* vol 10, No 2,(en ligne), 2010

Résumé

le milieu buccal est composé essentiellement d'un liquide qui trouve son origine des diverses sécrétions salivaires enrichies par l'exsudation du fluide gingival.

Plusieurs études ont marqué la variation des pH salivaires et son influence sur la flore buccale.

Ainsi la fréquence des aphtes chez les patients porteurs d'appareils orthodontiques nous a motivé à effectuer une étude expérimentale basée sur l'évaluation des pH salivaires suite à l'application de l'acide orthophosphorique dont l'objectif est de mieux comprendre la corrélation entre le pH salivaire l'hygiène bécane et la fréquence des aphtes afin d'améliorer la prise en charge de ces patients.

Abstract

The oral cavity is primarily composed of a liquid originating from various salivary secretions enriched by gingival fluid exudation. Several studies have highlighted the variation in salivary pH and its influence on oral flora. Therefore, the frequency of aphthous ulcers in patients wearing orthodontic appliances motivated us to conduct an experimental study based on evaluating salivary pH following the application of orthophosphoric acid. The objective of this study is to better understand the correlation between salivary pH, oral hygiene, and the frequency of aphthous ulcers in order to improve the management of these patients.

ملخص

يتكون التجويف الفموي أساساً من سائل ينبع من الإفرازات اللعابية المختلفة التي تثريها تسريبات سائل اللثة. أظهرت العديد من الدراسات تغيرات في درجة الحموضة اللعابية وتأثيرها على الفلورا الفموية. وبالتالي، أشعرنا تكرار تقرحات الفم لدى المرضى الذين يرتدون أجهزة تقويم الأسنان بالحافز لإجراء دراسة تجريبية تستند إلى تقييم درجة الحموضة اللعابية بعد تطبيق حمض الفوسفوريك. هدف هذه الدراسة هو فهم العلاقة بين درجة الحموضة اللعابية والنظافة الفموية وتكرار تقرحات الفم من أجل تحسين رعاية هؤلاء المرضى.