

Les nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Louis Chatelot

▶ **To cite this version:**

Louis Chatelot. Les nanoparticules en orthopédie dento-faciale. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. hal-03298196

HAL Id: hal-03298196
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-03298196

Submitted on 23 Jul 2021

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

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

ACADÉMIE DE NANCY – METZ

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE

ANNÉE 2020 **N° 11054**

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 14 février 2020

par

Louis CHATELOT

Né le 10 décembre 1993 à Saint-Dizier (Haute-Marne)

Les nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Composition du jury :

Président :	Pr Pascal AMBROSINI
Membre :	Dr Magali HERNANDEZ
Co-directrice :	Dr Marilyne SENG
Directeur de thèse :	Dr Kazutoyo YASUKAWA

« Par délibération en date du 11 décembre 1972, la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propre à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation »

UNIVERSITÉ DE LORRAINE | FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT ***Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE***

Vice-Doyens : Dr Céline CLEMENT – Dr Rémy BALTHAZARD – Dr Anne-Sophie VAILLANT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr ARTIS - Pr M. VIVIER

Doyens Honoraires : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Professeur émérite : Pr M-P FILLEUL

Département odontologie pédiatrique **Sous-section 56-01**	Mme	**DROZ Dominique**	Maître de conférences *
	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Maître de conférences *
	M.	LEFAURE Quentin	Assistant
	Mme	HOMBOURGER Morgane	Assistante
	Mme	FANGET Alexia	Assistante
Département orthopédie dento-faciale **Sous-section 56-01**	M.	**VANDE VANNET Bart**	Maître de conférences associé *
	Mme	SENG Marilyne	Assistante *
Département prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale **Sous-section 56-02**	Mme	**CLÉMENT Céline**	Maître de conférences *
	M.	BAUDET Alexandre	Assistant *
	Mme	NASREDDINE Greyce	Assistante
Département parodontologie **Sous-section 57-01**	M.	**AMBROSINI Pascal**	Professeur des universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de conférences *
	M.	LACH Patrick	Assistant
	Mme	MAYER-COUPIN Florence	Assistante
	Mme	PAOLI Nathalie	Enseignante univ. – praticien attachée
Département chirurgie orale **Sous-section 57-01**	Mme	**GUILLET-THIBAULT Julie**	Maître de conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de conférences
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de conférences *
	M.	CLERC Sébastien	Assistant*
	M.	VEYNACHTER Thomas	Assistant
	Mme	KICHENBRAND Charlène	Enseignante univ. – praticien attachée*
Département biologie orale **Sous-section 57-01**	M.	**YASUKAWA Kazutoyo**	Maître de conférences *
	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des universités *
	Mme	EGLOFF-JURAS Claire	Maître de conférences *
Département dentisterie restauratrice, endodontie **Sous-section 58-01**	M.	**MORTIER Éric**	Professeur des universités *
	M.	AMORY Christophe	Maître de conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de conférences *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Professeur des universités *
	M.	VINCENT Marin	Maître de conférences*
	Mme	GEBHARD Cécile	Assistante
	M.	GRABER Clément	Assistant
	M.	GIESS Renaud	Assistant *
Département prothèses **Sous-section 58-01**	M.	**DE MARCH Pascal**	Maître de conférences
	M.	SCHOUVER Jacques	Maître de conférences
	Mme	VAILLANT Anne-Sophie	Maître de conférences *
	Mme	CORNE Pascale	Maître de conférences *
	M.	CIESLAK Steve	Assistant
	M.	HIRTZ Pierre	Enseignant univ. – praticien attaché
	Mme	MOEHREL Bethsabée	Assistante
	M.	SYDA Paul-Marie	Assistant
	Mme	WILK Sabine	Assistante
Département fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux **Sous-section 58-01**	Mme	**STRAZIELLE Catherine**	Professeur des universités *
	Mme	MOBY (STUTZMANN) Vanessa	Maître de conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de conférences
	Mme	JANTZEN-OSSOLA Caroline	Assistante associée

Souligné : ***responsable de département*** * temps plein **Mis à jour le 18/11/2019**

A notre Président du jury,

Monsieur le Professeur Pascal Ambrosini
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré Nancy I
Habilité à diriger des recherches
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier
Responsable du département de parodontologie

Vous nous faites le grand honneur de présider le jury de cette thèse et nous vous en remercions profondément. Nous avons su apprécier la qualité de votre enseignement et les nombreux conseils que vous avez pu prodiguer au cours de nos études. Veuillez trouver à travers ce travail le témoignage de notre sincère reconnaissance et de notre profond respect.

A notre Directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Kazutoyo YASUKAWA

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris DESCARTES mention sciences de la vie et de la santé

Spécialiste qualifié en médecine bucco-dentaire

Maître de Conférences – Praticien Hospitalier

Responsable du département de biologie orale

Nous vous remercions infiniment pour l'honneur que vous nous avez fait en dirigeant ce travail. Nous avons su apprécier vos qualités pédagogiques, et sommes profondément reconnaissants de votre disponibilité ainsi que de votre grande aide aussi bien lors de l'élaboration de ce travail que tout au long de notre cursus. Veuillez trouver en cette thèse l'expression de notre sincère gratitude et de notre estime.

A notre co-directrice de thèse,

Madame le Docteur Marilyne SENG
Docteur en Chirurgie Dentaire
Spécialiste en orthopédie dento-faciale
Assistante Hospitalo-Universitaire

Nous vous remercions grandement pour avoir accepté de co-diriger ce travail. Notre passion commune pour l'orthopédie dento-faciale a su nous rassembler autour de ce sujet. Veuillez trouver ici l'expression de tout notre respect.

A notre juge,

Madame le Docteur Magali HERNANDEZ
Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences – Praticien Hospitalier

Nous tenons à vous remercier pour avoir bien voulu faire partie de ce jury. Pour votre grande gentillesse et votre attention portée aux étudiants, nous vous exprimons toute notre gratitude. Veuillez trouver dans notre travail l'expression de notre plus grande considération.

SOMMAIRE

LISTE DES FIGURES 9

LISTE DES TABLEAUX 9

1. INTRODUCTION 11

2. LES NANOPARTICULES EN ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE 12

2.1. Définitions 12

2.2. Nature des nanoparticules utilisées en orthopédie dento-faciale 13

2.3. Techniques de fabrication 35

2.4. Incorporation des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 40

2.5. Les nanomatériaux en orthopédie dento-faciale disponibles sur le marché français 42

3. REVUE DE LA LITTÉRATURE SUR L'APPORT DES NANOPARTICULES EN ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE 45

3.1. Matériel et méthode 45

3.2. Résultats 48

3.3. Discussion 118

4. FICHE DE SYNTHÈSE POUR LE PRATICIEN 121

5. CONCLUSION 124

6. BIBLIOGRAPHIE 125

TABLE DES MATIÈRES 140

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Illustrations des trois formes les plus communes de nano-objet 12
Figure 2 : Convergence des approches ascendante et descendante 36
Figure 3 : Produits de nanomédecine sur le marché français en 2013 42
Figure 4 : Nombre de produits de nanomédecine par domaine thérapeutique 43
Figure 5 : Sélection des articles à partir des différentes bases de données 47

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Méthodes de production des nanoparticules 38
Tableau 2 : Nature des nanoparticules décrites en orthopédie dento-faciale 44
Tableau 3 : Études concernant l'inhibition de la croissance et de l'activité bactériennes des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 49
Tableau 4 : Études concernant l'inhibition de la croissance et de l'activité fongiques des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 64
Tableau 5 : Études concernant l'effet sur la déminéralisation et la reminéralisation de l'émail et de la dentine des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 67
Tableau 6 : Études concernant l'effet sur la dureté et la rugosité de l'émail et de la dentine des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 72
Tableau 7 : Études concernant l'effet sur l'initiation de l'ostéogenèse des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 74
Tableau 8 : Études concernant l'effet sur la coloration de l'émail des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 75
Tableau 9 : Études concernant l'effet sur la force de liaison des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 77
Tableau 10 : Études concernant l'effet sur la dureté et la rugosité de surface des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 86
Tableau 11 : Études concernant l'effet sur les forces de friction des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 90
Tableau 12 : Études concernant l'effet sur la résistance à la compression des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 94

Tableau 13 : Études concernant l'effet sur la résistance à la traction des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 96
Tableau 14 : Études concernant l'effet sur la résistance transversale des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 98
Tableau 15 : Études concernant l'effet sur la résistance à la corrosion des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 99
Tableau 16 : Études concernant l'effet sur la résistance à la flexion des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 101
Tableau 17 : Études concernant l'effet sur le taux de polymérisation des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 105
Tableau 18 : Études concernant l'effet sur la stabilité thermique des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 106
Tableau 19 : Études concernant l'effet sur la coloration des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 107
Tableau 20 : Études concernant la toxicité des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 109
Tableau 21 : Toxicité des nanoparticules utilisées en médecine bucco-dentaire 116
Tableau 22 : Synthèse des avantages et inconvénients des nanoparticules pouvant être utilisées en orthopédie dento-faciale 121

1. INTRODUCTION

Les nanoparticules connaissent un gain d'intérêt très important, la recherche les concernant ayant explosé depuis une trentaine d'années. Les domaines d'applications sont vastes, de l'électronique aux transports en passant par la cosmétique et l'alimentation. Elles investissent dorénavant la santé, la pharmaceutique et l'odontologie.

L'orthopédie dento-faciale peut se caractériser par des traitements longs, avec application de forces importantes sur les dents, et par une augmentation de la rétention de la plaque dentaire. Les conséquences sont non négligeables. On peut observer l'apparition de lésions initiales de l'émail, taches blanches inesthétiques sur les faces vestibulaires des dents, ou parfois de résorptions radiculaires.

Les nanoparticules se distinguent par des propriétés spécifiques différentes des mêmes particules à l'échelle macroscopique, ce qui confère des caractéristiques nouvelles aux matériaux dans lesquels elles sont incorporées. Elles font partie intégrante de la recherche en orthopédie dento-faciale, octroyant des avantages certains pouvant jouer sur la prévention des effets secondaires ou sur le temps de traitement, mais aussi des inconvénients tels qu'une toxicité potentielle ou une réduction des qualités mécaniques des matériaux.

Nous étudierons la nature des différentes nanoparticules en vue d'une utilisation en orthopédie dento-faciale, les méthodes de fabrication et d'incorporation de celles-ci. Par la suite, nous réaliserons une revue de littérature afin de préciser leurs effets ainsi qu'une fiche synthétique pour aider le praticien dans sa pratique quotidienne.

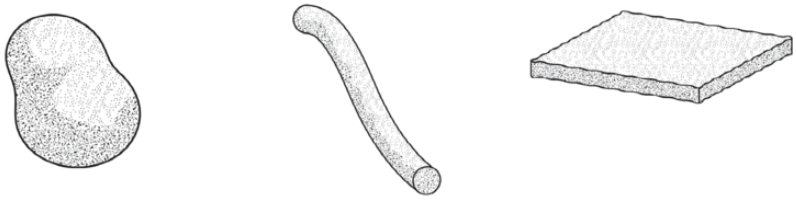
2. LES NANOPARTICULES EN ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

2.1. Définitions

Une nanoparticule est définie, selon la norme ISO TS 80004-2, comme un nano-objet dont les dimensions externes sont à l'échelle nanométrique, et dont les longueurs du plus grand et du plus petit axe ne diffèrent pas de façon significative. (4)

L'échelle nanométrique s'étend approximativement de 1 à 100 nanomètres. Un nanomètre, abrégé nm, équivaut à un milliardième de mètre, soit 10^{-9} mètre.

Un nano-objet est une portion discrète de matériau dont une, deux ou trois dimensions sont à l'échelle nanométrique. Ces trois formes les plus élémentaires sont la nanoparticule (trois dimensions externes à l'échelle nanométrique), la nanofibre (deux dimensions externes à l'échelle nanométrique) et la nanoplaque (une dimension externe à l'échelle nanométrique) (Figure 1). Un nano-objet apparaît plus souvent en groupe qu'isolé, et ses interactions sont alors probables pour des raisons d'énergie de surface.



nanoparticule nanofibre nanoplaque

Figure 1 : Illustrations des trois formes les plus communes de nano-objet

(source : https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:ts:80004:-2:ed-1:v1:fr)

Un nanomatériau est un matériau dont au moins une dimension externe est à l'échelle nanométrique ou qui possède une structure interne ou de surface à l'échelle nanométrique. Il en existe deux grandes familles : les nano-objets et les matériaux nanostructurés. Ces derniers possèdent une structure interne ou de surface à l'échelle nanométrique. On peut citer les agrégats et agglomérats de nano-objets, les nanocomposites, et les matériaux nanoporeux.

Les nanomatériaux produits par l'Homme intentionnellement avec des propriétés et des applications spécifiques sont appelés nanomatériaux manufacturés, avec pour exemple le dioxyde de titane, l'alumine, le carbonate de calcium, la silice amorphe ou plus récemment les dendrimères.

Ceux produits de manière non intentionnelle sont nommés particules ultra-fines et sont issus de procédés mécaniques ou thermiques.

Enfin, il en existe naturellement présents dans l'environnement, appelés particules ultra-fines naturelles. Les aérosols d'origine anthropique représentent 10% de l'ensemble des nanoparticules dans l'atmosphère.

L'exploitation des dimensions nanométriques de la matière se justifie aisément car les propriétés d'un nano-objet diffèrent de celles de ses formes de plus grandes dimensions. Ainsi l'on peut aboutir à des performances supérieures, que ce soit en termes de résistance mécanique, de réactivité chimique ou de conductivité par exemple. La création de matériaux dont les propriétés fondamentales (chimiques, mécaniques, biologiques…) sont modifiées concerne aussi bien les céramiques, les métaux, que les polymères ou autres oxydes magnétiques. Les domaines d'application, de par les possibilités nouvelles qu'offrent les nanoparticules, sont très nombreux : agroalimentaire, cosmétique, sport, automobile, électronique, énergie, environnement, défense, santé… (1–4)

2.2. Nature des nanoparticules utilisées en orthopédie dento-faciale

2.2.1. Argent

L'argent est un métal précieux de symbole Ag et de configuration électronique $[Kr]4d^{10}5s^{1}$. Il est historiquement connu pour ses propriétés antimicrobiennes, ce qui explique d'ailleurs son utilisation pour les couverts et plats de cuisine avant l'eau potable. Son usage en odontologie remonte à plusieurs siècles et a réellement explosé au 19ème siècle en étant l'un des composants principaux de l'amalgame dentaire. (5,6)

L'argent métallique est assez peu réactif, étant la forme la plus stable dans les milieux aqueux (fluides physiologiques) et les milieux solides. Les ions d'argent Ag^{+}, extrêmement réactifs, peuvent se lier au souffre, à l'azote ou à l'oxygène permettant par conséquent à l'argent de s'associer à des enzymes et des atomes d'azotes d'acides nucléiques. L'argent ionisé, se fixant aux protéines tissulaires, engendre une modification structurelle des bactéries conduisant à la mort cellulaire. L'effet germicide est obtenu en entrant en contact avec la paroi cellulaire de

peptidoglycane, la membrane plasmique, ainsi que l'ADN bactérien. L'argent est également utilisé au sein du complexe fluorure diamine d'argent $[Ag(NH_3)_2^+]F$, depuis plus de 80 ans au Japon, afin d'arrêter l'évolution d'une lésion carieuse. (7)

Cependant, avec l'avènement des nanotechnologies au cours des dernières décennies, ce sont les nanoparticules d'argent qui sont largement étudiées pour leurs différentes propriétés physiques, chimiques et biologiques. Elles ont d'ores et déjà été utilisées en tant qu'agents antibactériens dans le stockage alimentaire, la cosmétique, l'industrie de la santé, les revêtements textiles et pour certaines applications environnementales. En effet, la littérature semble indiquer des propriétés d'activité antimicrobienne contre les bactéries, les virus et les champignons, des propriétés anti-inflammatoire et anti-tumorale, ainsi qu'une qualité dans la pharmacocinétique. Leur application est vaste dans différents domaines de la médecine bucco-dentaire : implantologie, odontologie conservatrice, parodontie, endodontie, oncologie et orthodontie. Ainsi on peut imaginer un rôle futur prépondérant dans de nouvelles technologies touchant les soins bucco-dentaires. (5,8)

Dans le domaine de l'odontologie, la préparation des nanoparticules d'argent doit prendre en compte leurs aspects mécaniques et l'architecture du biofilm bactérien. Les propriétés des nanoparticules modifient leurs efficacités. L'efficacité de diffusion des nanoparticules dans le biofilm est inversement proportionnelle à leur taille. Celles de plus de 50 nanomètres ne peuvent y pénétrer. Les nanoparticules chargées diffusent difficilement à travers le biofilm à cause du caractère électronégatif de la surface des cellules bactériennes. La quantité totale d'argent au sein des nanoparticules se divise entre l'argent métallique Ag^0, et les ions argent Ag^+ qui possèdent la qualité d'antibactérien. L'absorption bactérienne des nanoparticules d'argent varie selon la forme, Ag^0 ou Ag^+, qui peuvent ensuite être oxydées à l'intérieur de celle-ci. La libération d'ions argent par la dissolution des nanoparticules d'argent est donc essentielle pour obtenir une action antibactérienne efficace. La taille et la forme des particules vont donc influer sur l'activité, puisqu'une nanoparticule plus petite avec une surface exposée plus grande est plus aisément dissoute qu'une plus grande nanoparticule ou qu'un agrégat de celles-ci. Pour une nanoparticule d'argent inférieure à 10 nanomètres, l'activité est attribuée à la nanoparticule en elle-même, tandis que pour celle d'une taille supérieure, elle existe au travers des ions argent provenant de la dissolution. Ainsi, le temps à partir duquel les nanoparticules vont commencer à agir dépend de la libération des ions Ag^+ par oxydation de l'argent métallique, celle-ci étant fonction de la force ionique du milieu. Il résulte aussi du pH, de la concentration en 0_2 dissous, de la température, de la présence de ligands et des revêtements de surface. Le temps est donc finalement lié à la taille et à la forme de la nanoparticule. Pour résumer, l'activité antibactérienne est bien assurée par les ions argent Ag^+, mais l'absorption bactérienne nécessaire dépend des nanoparticules d'argent.

En orthopédie dento-faciale, il semble qu'un revêtement de nanoparticules d'argent, appliqué sur les attaches orthodontiques, agit en tant qu'agent antibactérien. Il prévient ainsi l'apparition des lésions initiales de l'émail, ou taches blanches, survenant lors du traitement orthodontique fixé. L'incorporation de nanoparticules d'argent au sein d'un adhésif orthodontique inhiberait la croissance bactérienne, sans compromettre les propriétés chimique et physique du primaire d'adhésif. (9–11)

Leur synthèse est désormais bien maîtrisée et peut être réalisée par des méthodes physiques, chimiques ou biologiques. Les méthodes physiques consistent en une évaporation-condensation à l'aide d'un four tubulaire. Les méthodes chimiques utilisent de l'eau ou des solvants. Elles sont relativement coûteuses et dangereuses, tandis que les nanoparticules d'argent biologiquement synthétisées ont un rendement, une solubilité et une stabilité élevées. Les méthodes biologiques sont plus simples, rapides, non toxiques et fiables. Elles ont recours à divers systèmes biologiques tels que des plantes, des champignons, des bactéries, ainsi que des biomolécules comme des vitamines et des acides aminés. (12)

2.2.2. Dioxyde de titane

Le titane, neuvième élément le plus courant de la croûte terrestre, n'existe pas sous forme métallique dans la nature de par sa forte affinité avec l'oxygène. Le dioxyde de titane est un oxyde blanc, très stable, de formule TiO_2. On le trouve sous deux formes cristallines : l'anatase, la plus réactive, jusqu'à 700°C, et le rutile. Les ressources de dioxyde de titane se trouvent majoritairement sous forme de minerais (rutile et ilménite) au Brésil, en Chine, au Canada et en Australie, permettant d'estimer les réserves mondiales à 600 millions de tonnes. La production annuelle mondiale est de 4,5 millions de tonnes et la production française est d'environ 250000 tonnes sous forme submicronique et 10000 tonnes sous forme nanoparticulaire. Les procédés industriels de fabrication de l'oxyde pur sont : pour l'ilménite, une attaque sulfurique suivie d'une hydrolyse et d'une précipitation, et pour le rutile, une attaque par le chlore suivie d'une purification du tétrachlorure de titane par distillation. Tous deux permettent d'obtenir de la poudre de dioxyde de titane. (1,13)

A l'échelle micrométrique, sous forme de poudre, il est utilisé en tant qu'agent blanchissant et pigment blanc dans les peintures, le papier, les plastiques, les céramiques, les enduits de façade, les dentifrices, les pâtisseries et certains médicaments. A l'échelle nanométrique, des propriétés de photocatalyse permettent au dioxyde de titane d'entraîner l'oxydation en CO_2 et H_2O d'alcools, alcènes, graisses, bactéries ou virus. Il est ainsi utilisé notamment pour assainir l'air dans les hôpitaux et ambulances, pour le traitement des eaux contaminées par des produits industriels dangereux et dans les cellules solaires nanocristallines en tant que matériau photoactif. (13)

Les nanoparticules de dioxyde de titane sont généralement des mélanges de formes cristallines d'anatase et de rutile. Ces particules voient leurs propriétés physico-chimiques évoluer avec leur forme, taille, caractéristiques de surface et structure interne. La réponse biologique aux nanoparticules de TiO_2 varie également selon le revêtement de surface, et est donc différente de la réponse aux particules fines de dioxyde de titane. Les nanoparticules de dioxyde de titane sont produites en grande quantité et largement utilisées pour leur activité photocatalytique et anticorrosive, ainsi que pour leur bonne stabilité. L'activité catalytique accrue pourrait être due à leur grande surface, ou à l'anatase. Dans le domaine de la médecine, elles sont étudiées pour servir en nanothérapeutique et en imagerie, comme photosensibilisant potentiel en thérapie photodynamique par exemple. Leurs propriétés physiques leur donnent un grand intérêt pour les soins de la peau et elles présentent des propriétés antibactériennes sous irradiation aux ultraviolets. En raison de leur capacité d'atténuation du spectre violet, elles peuvent également servir d'écran solaire. (14,15)

En orthopédie dento-faciale, la prévention de l'apparition des lésions initiales de l'émail constitue une préoccupation majeure car celles-ci sont nuisibles et inesthétiques. Le développement de films photocatalyseurs à base de dioxyde de titane semble permettre de lutter contre ces taches blanches. En étant utilisées comme revêtement des arcs et des attaches puis exposées à une lumière ultraviolette, les nanoparticules de dioxyde de titane possèderaient un effet antibactérien par le processus de photocatalyse. Par ailleurs, l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane dans des composites de collage orthodontiques, à hauteur de 1%, pourrait réduire de manière significative la croissance bactérienne à long terme par rapport aux composites conventionnels, sans compromettre la résistance au cisaillement. Une action anticorrosive peut aussi s'avérer particulièrement intéressante pour limiter un relargage d'ions métalliques par les appareils et donc prévenir des effets systémiques. (16,17)

De nombreuses techniques de synthèses existent concernant les nanoparticules de dioxyde de titane : le dépôt chimique en phase vapeur, la technique sol-gel, la synthèse hydrothermale, l'hydrolyse, la technique solvothermale, le broyage à billes, la méthode par combustion, par exemple. La méthode de co-précipitation chimique utilisant l'oxysulfate de titane et l'hydroxyde de sodium comme sources primaires est une voie simple, rapide et peu coûteuse. Dans cette technique, la poudre d'oxysulfate de titane est dissoute dans de l'eau désionisée et agitée à une température de 700°C pendant une demi-heure. La solution d'hydroxyde de sodium est ajoutée sous agitation pendant une heure, puis le précipité résultant est filtré puis lavé pendant une heure dans un four à air chaud. Enfin, la nano-poudre est recristallisée par chauffage dans de l'eau désionisée pendant 5 à 6 heures, séparée

de la solution par filtration, et calcinée à différentes températures (300°C, 400°C, 500°C, 700°C) pendant 2 heures dans un four à moufle. (18)

2.2.3. Cuivre et oxyde de cuivre

Le cuivre, Cu, est un métal ductile et malléable, rouge orangé. Son utilisation par l'Homme remonte à plus de 5000 ans avant J.-C., en Moyen-Orient, Empire du milieu et sur l'île de Chypre. Pendant la période romaine, sa production était proche de 15000 tonnes par an. Il est le second meilleur conducteur après l'argent. Il sert de conducteur de courant basse tension. Celui-ci est utilisé comme revêtement de toiture avec une couleur « vert de gris » caractéristique, car il résiste assez bien à la corrosion. L'utilisation du cuivre en tant qu'agent antibactérien est connue depuis l'Égypte ancienne, stérilisant les plaies et l'eau par exemple. Les composés de cuivre solubles possèdent une excellente activité antimicrobienne contre des bactéries, des virus, des champignons et des algues. En 2010, la production mondiale atteignait 19 millions de tonnes par an. L'oxyde de cuivre est un métal semi-conducteur doté de propriétés électriques, magnétiques et optiques particulières. Ses applications sont nombreuses : supercondensateurs, filtres infra-rouges, supports d'enregistrement magnétique, capteurs, catalyseurs, semi-conducteurs… (19–21)

Les nanoparticules de cuivre sont utilisées pour le développement de peintures et de revêtements antibactériens pour les matériaux ménagers, les textiles, les dispositifs biomédicaux, les équipements de stockage hospitalier et alimentaire. Leur activité antimicrobienne est grandement renforcée par le passage à l'échelle nanométrique. Les nanoparticules d'oxyde de cuivre, CuO, ont vu récemment leur production croître et leur utilisation se généraliser en raison de leurs propriétés physico-chimiques singulières. Leur production mondiale est estimée à 570 tonnes en 2014, pour atteindre 1600 tonnes en 2025. Ces particules sont utilisées comme catalyseur industriel, détecteur chimique, dans la cosmétique, les textiles, la microélectronique, la désinfection et le domaine médical. Leur attrait réside dans des propriétés antibactériennes et biocides, contre un grand panel de pathogènes y compris des bactéries habituellement résistantes aux médicaments classiques. (20,22,23)

L'effet antimicrobien des nanoparticules de Cu se produit par plusieurs mécanismes, via l'action directe des nanoparticules, mais aussi la libération d'ions Cu^{2+} pouvant endommager les protéines présentes dans l'enveloppe bactérienne ainsi que l'hélice d'ADN. Cela entraîne la désorganisation de la structure hélicoïdale, des dommages à la membrane cellulaire et la dénaturation des protéines, le tout aboutissant à la mort cellulaire. Leurs différentes tailles possibles et leur rapport surface/volume élevé leur confèrent une bonne activité catalytique associée à une conductivité électronique élevée. Cette activité catalytique a pu être observée dans de nombreuses réactions organiques et lors de la dégradation du bleu de méthylène. (20)

Les applications biomédicales sont nombreuses, comme par exemple les capteurs chimiques, les agents antimicrobiens, les catalyseurs de différentes réactions, les formulations anti-cancéreuses, les matériaux de revêtement. On pourrait se servir de ces nanoparticules pour la détection de virus dans le corps humain, tel que celui de la grippe H1N1, à travers le marquage des anticorps.

En odontologie, l'incorporation de nanoparticules de cuivre et d'oxyde de cuivre à des adhésifs orthodontiques semble entraîner un effet antibactérien, par une inhibition de la colonisation bactérienne et du développement de la plaque, sans effet néfaste sur la force de liaison entre la dent et l'attache. (23,24)

La synthèse de nanoparticules de cuivre en vue d'applications antimicrobiennes peut être réalisée par voie chimique (synthèse redox par voie humide…). Par voie électrochimique, cela permet d'obtenir des composés de haute pureté et de morphologie contrôlée (méthode de l'anode artificielle…), ou encore par voie physique ou mécanique (technique de co-pulvérisation cathodique par faisceau ionique...). La synthèse des nanoparticules d'oxyde de cuivre en vue d'applications biomédicales a progressé au cours des dix dernières années, permettant un contrôle de la taille et de la morphologie. Des nanoparticules de 4 nanomètres sont obtenues par méthode électrochimique, de 20 à 30 nanomètres par synthèse sonochimique, de 7 à 9 nanomètres par technique sol-gel, de 5 à 25 nanomètres par système de microémulsion, de 4 nanomètres par synthèse par précipitation et en enfin de 3 à 5 nanomètres par irradiation par micro-ondes. La méthode de décomposition thermique est très utilisée mais celle du plasma thermique présenterait des particules aux propriétés améliorées, notamment une activité antimicrobienne accrue. Actuellement, des méthodes de synthèse vertes sont étudiées afin de respecter l'environnement et d'obtenir des nanoparticules avec des caractéristiques adaptées à l'usage biomédical. (19)

2.2.4. Oxyde de zinc

Le zinc est présent dans l'écorce terrestre principalement sous forme de sulfure et est produit principalement via un procédé hydrométallurgique. L'oxyde de zinc, ZnO, est obtenu par vaporisation de zinc métal suivie d'une oxydation des vapeurs dans de l'air préchauffé, ou par réduction du minerai puis oxydation des vapeurs de zinc par combustion. Celui-ci est utilisé dans divers domaines, tels que la fabrication de caoutchouc, de pneumatiques, de produits chimiques dérivés du zinc, dans le verre, les céramiques, les ferrites, les peintures, les lubrifiants, le fioul, les cosmétiques, dans les médicaments et comme catalyseur en chimie. (25)

Les nanoparticules d'oxyde de zinc sont utilisées de plus en plus couramment dans un nombre important de produits industriels, comme le composite de caoutchouc, lui conférant une résistance à l'usure supérieure. Elles sont aussi utilisées dans les

écrans solaires pour leur propriété d'absorption des UV, et dans les textiles pour leur résistance à la lumière, aux bactéries et aux odeurs. Au cours des vingt dernières années, leur intérêt n'a cessé de croître en vue d'applications biomédicales, notamment grâce à leur excellente biocompatibilité, leur rentabilité et leur faible toxicité. Leur potentiel prometteur dans le domaine des anticancéreux et des antibactériens provient de leur capacité à entraîner une production excessive d'espèces réactives de l'oxygène (ROS), à libérer des ions zinc et à induire l'apoptose cellulaire. Elles sont également développées pour les traitements antidiabétiques, préservant l'intégrité structurelle de l'insuline. Elles présentent d'excellentes capacités luminescentes pour la bio-imagerie, et luttent contre l'inflammation et la cicatrisation des plaies.

Les nanoparticules d'oxyde de zinc ont une activité antibactérienne très puissante sur un large spectre d'espèces bactériennes. Les différents mécanismes sont liés à leur rapport surface/volume élevé et à leurs propriétés physico-chimiques. Les interactions électrostatiques entre les nanoparticules et les parois cellulaires entraînent la mort cellulaire. La libération d'ions Zn^{2+} impactent le métabolisme de la bactérie et augmentent la perméabilité membranaire. La formation de ROS perturbe l'intégrité de la membrane cellulaire. L'activité antimicrobienne dépend de la taille et de la concentration des nanoparticules. En effet, de plus petites particules de ZnO, en forte concentration et avec une grande surface ont une plus grande activité. Les nanoparticules d'oxyde de zinc possèdent également une activité antifongique qui dépend de la taille et de la concentration en particules ainsi que d'une photoactivation. Les nanoparticules d'oxyde de zinc démontrent une activité anticancéreuse en induisant la génération de ROS et l'apoptose. Leurs propriétés électrostatiques leur confèrent une forte charge positive de surface en conditions physiologiques, tandis que les cellules cancéreuses présentent un potentiel membranaire négatif important. Ces caractéristiques favorisent leur interaction, l'absorption cellulaire, la phagocytose et la cytotoxicité de ces nanoparticules. L'activité anti-inflammatoire est permise par une bonne pénétrance dans les couches profondes du derme et l'induction d'une production systémique d'IgE. Enfin, ces nanoparticules sont utilisées dans les pansements pour plaie par un effet stimulant l'épithélialisation du zinc. (26,27)

En orthodontie, afin d'entraîner un déplacement des dents par un fil orthodontique, il est nécessaire d'appliquer une force mécanique qui se doit de lutter contre les forces de friction entre le fil et son attache. Les attaches en céramique, plus esthétiques, entraînent de plus grandes forces de friction. Un revêtement de nanoparticules d'oxyde de zinc sur un arc en acier inoxydable diminue le frottement lors du glissement du fil dans une attache en acier inoxydable. La dépose de nanoparticules sur des attaches en céramique permettrait également de diminuer fortement les forces de friction. On observe une réduction du temps de traitement ainsi qu'un risque moindre de résorption radiculaire. Les attaches, enduites de nanoparticules de

zinc, ont aussi pour objectif de lutter contre le développement bactérien à court terme. (28,29)

La synthèse de nanoparticules d'oxyde de zinc de tailles contrôlées, de morphologies et fonctionnalités uniformes est essentielle pour assurer une activité biologique constante. Celle-ci dépend de facteurs tels que la chimie de surface, la distribution granulométrique, la morphologie et la réactivité en solution. Les méthodes de préparation des nanoparticules de ZnO se sont fortement développées ces dernières années. Elles fournissent une grande variété de particules aux multiples propriétés. Ces procédés sont la précipitation chimique, la méthode sol-gel, la méthode pyrolytique à l'état solide, la méthode mécanochimique et la méthode de biosynthèse. La précipitation chimique, méthode la plus répandue, implique deux réactifs et une solution de précipitateur, qui subissent par la suite un frittage à haute température. Elle est simple, facile à contrôler et à industrialiser mais a cependant pour défaut d'augmenter le risque de formation d'agrégats. La méthode sol-gel comporte trois étapes principales : préparation du précurseur du zinc, préparation des amas de ZnO, croissance des cristaux. Cette méthode, très simple, peu coûteuse, offre un moyen simple de parvenir à des particules de taille quantique. La méthode pyrolytique à l'état solide, de faible coût et de fonctionnement facile, fournit des nanoparticules de haute qualité. La taille des particules peut être choisie en sélectionnant une température pyrolytique particulière. La méthode mécanochimique sans solution est une méthode de synthèse en deux étapes de broyage puis de décomposition thermique à très haute température. Les avantages de cette méthode sont une fois de plus le faible coût de production, mais aussi la grande homogénéité de structure et de morphologie cristalline. Les méthodes biologiques, ou chimie verte, attirent de plus en plus l'attention pour leur plus grand respect de l'environnement, utilisant une large variété d'extraits de plantes. Elles sont plus économiques, non toxiques, possèdent une meilleure biocompatibilité, et montrent un fort potentiel pour l'application biomédicale des nanoparticules d'oxyde de zinc. (30)

2.2.5. Oxyde de zirconium

L'oxyde de zirconium, également appelé, dioxyde de zirconium, zircone, ou ZrO_2, est un métal de transition ressemblant au titane du fait de sa forte résistance à la corrosion. Il a également une bonne résistance mécanique, à la rupture, à l'usure, aux produits chimiques, une bonne stabilité thermique et une importante dureté. La zircone est un matériau polymorphe, pouvant être stable dans trois phases différentes : monoclinique, tétragonale et cubique. Ses propriétés diffèrent selon la phase. La phase tétragonale est une phase catalytique intéressante d'un point de vue mécanique par rapport aux autres phases. La phase tétragonale est stabilisable à température ambiante avec des espèces cationiques divalentes et trivalentes telles que le magnésium (Mg^{2+}), le calcium (Ca^{2+}) et l'yttrium (Y^{3+}).

Celui-ci est employé comme électrolyte pour piles à combustible à oxyde solide, pour son activité catalytique, sa stabilité chimique élevée et sa conductivité. Dans le domaine médical, il a de nombreuses applications de par sa très bonne biocompatibilité et sa résistance à l'usure. Il est utilisé comme matériau implantaire, pour les couronnes dentaires et les têtes fémorales suite à une arthroplastie totale de la hanche. (31)

Les nanoparticules d'oxyde de zirconium possèdent une résistance à la flexion et une ténacité élevées ainsi qu'un pouvoir antibactérien. Cet effet antibactérien peut être dû à une attraction électromagnétique entre les micro-organismes chargés négativement et les nanoparticules chargées positivement, entraînant une oxydation et donc la mort de la cellule bactérienne. (32)

En odontologie, les nanoparticules de zircone pourraient augmenter la résistance externe des surfaces des dents par une inhibition des lésions carieuses. En orthopédie dento-faciale, associées à des nanoparticules de dioxyde de titane, elles pourraient améliorer les caractéristiques mécaniques d'un adhésif orthodontique. Seules, elles pourraient améliorer les propriétés mécaniques d'une résine acrylique. (31–33)

La synthèse de nanoparticules d'oxyde de zirconium se réalise par deux voies : la synthèse chimique par voie humide (sol-gel ou hydrothermale), et la synthèse par procédés en phase gazeuse (condensation de gaz inerte, ablation laser, synthèse de plasma par micro-ondes et vapeur chimique). Les structures cristallines et les propriétés catalytiques dépendent de la méthode de synthèse et du traitement thermique. La synthèse hydrothermale (voie chimique douce) a pour avantage le contrôle de la taille des cristaux, aboutissant à une taille de nanoparticules comprise entre 15 et 30 nanomètres. (34)

2.2.6. Graphène et oxyde de graphène

Le carbone est le quatrième élément le plus répandu dans l'univers et le deuxième élément en masse dans le corps humain. Celui-ci existe sous plusieurs formes allotropiques. Le diamant et le graphite en sont des formes cristallines tridimensionnelles. Le graphite est constitué de plusieurs couches d'atomes disposés dans une structure en deux dimensions, chacune de ces couches s'appelant le graphène. Depuis le milieu des années 1980, trois nouveaux allotropes de carbone ont ainsi été découverts : les fullerènes, les nanotubes de carbone et le graphène. Le graphène a été identifié pour la première fois en 1986 mais ce n'est qu'en 2004 que l'on a commencé à entrevoir son potentiel. Il se définit en un réseau hexagonal 2D à l'échelle atomique, dans lequel chaque atome forme un sommet avec une hybridation sp2. Il est un élément structurel de base d'autres allotropes, tels que le graphite, les fullerènes et les nanotubes de carbone. Il est donc composé d'une

couche unique et compacte d'atomes de carbone, formant un plan de réseau bidimensionnel en nid d'abeilles. Son épaisseur est de 0,35 nanomètre. L'oxyde de graphène est un dérivé du graphène, obtenu pour la première fois par oxydation du graphène à l'aide d'acide nitrique fumant et de chlorate de potassium sous refroidissement. Il est de formule $C_8O_2(OH)_2$. Sa surface est plus élevée et amphiphile, ce qui lui donne une capacité d'adsorption de protéines, de molécules de colorant et de médicaments insolubles dans l'eau. (35)

Le graphène possède des propriétés remarquables concernant la transparence optique, les conductivités thermique et électrique et la résistance mécanique. Celui-ci a la structure cristalline la plus résistante et la plus dure de tous les matériaux connus. Sa résistance est 100 fois supérieure à celle de l'acier et sa conductivité thermique 10 fois celle du cuivre. De par sa structure en deux dimensions, il est d'une grande adaptation structurelle et l'intégration de matériaux y est facile. En découlent de très nombreuses utilisations potentielles dans les dispositifs électroniques (transistors à effet de champ, circuits à radiofréquence, capteurs, mémoires, photodétecteurs, cellules solaires, électrodes conductrices, systèmes nanoélectromécaniques). Le graphène est également utilisé dans les systèmes de détection à haute sensibilité (capteurs de contrainte, de gaz, de température et de débit), dans le stockage d'énergie flexible (supercondensateurs souples, batteries au lithium) ainsi que dans les composites renforcés.

Des applications médicales multiples se développent récemment à base de graphène ou d'oxyde de graphène grâce à leurs propriétés physique et chimique exceptionnelles. Ceux-ci présentent une bonne biocompatibilité et une activité anti-bactérienne. Ils améliorent la bioactivité de certains gènes et de cellules souches, et sont biodégradables par l'action des neutrophiles. Le graphène pourrait être utilisé en tant que capteur électrophysiologique, à affinité, pour la détection de l'ADN via des nanopores, ou pour l'ingénierie tissulaire. L'oxyde de graphène aurait la capacité de se comporter comme porteur fonctionnel, pour faire du marquage fluorescent et de la bioimagerie. (36,37)

En odontologie, le graphène est prometteur dans plusieurs disciplines. En ingénierie tissulaire, les nanomatériaux à base de graphène et d'oxyde de graphène sont étudiés pour favoriser l'adhésion cellulaire, la prolifération, la différenciation odontogénique et ostéogénique des cellules souches pulpaires. Ils peuvent aussi prévenir la résorption osseuse post-extractionnelle, et permettre la régénération osseuse et parodontale. En implantologie, le graphène est utilisé en tant que revêtement d'implants, pour son potentiel ostéogène et sa capacité à améliorer l'interaction entre le matériau et les tissus mous. Les nanomatériaux à base de carbone auraient des effets antimicrobiens, par leur structure 2D capable d'envelopper les cellules, de provoquer un stress mécanique et de limiter l'adsorption de nutriments, par leurs bords qui agissent comme des nano-couteaux pénétrant la membrane cellulaire et par la production de stress oxydant. Le graphène peut être

utilisé avec d'autres matériaux dentaires afin d'améliorer ses propriétés, tels que des résines composites, des ciments verres ionomères, des ciments endodontiques et des résines de collage orthodontique. L'objectif du graphène est d'augmenter la résistance à la flexion, compression et déformation, la dureté et microdureté et de diminuer le coefficient de frottement, et leur le temps de prise. Il lutte contre la déminéralisation et les bactéries. En orthopédie dento-faciale, l'addition d'oxyde de graphène à un adhésif orthodontique semble augmenter la micro-dureté grâce à la structure en couche stable. Il agit comme une charge efficace dans le matériau qui augmente la résistance au cisaillement, et l'activité antibactérienne. Cette incorporation de particules d'oxyde de graphène pourrait ainsi lutter contre l'apparition des taches blanches ou lésions initiales de l'émail. (38,39)

La synthèse du graphène peut être réalisée par des méthodes ascendantes ou descendantes. Différentes formes et tailles de nanoparticules peuvent être obtenues à l'aide de ces techniques. Elles ont par conséquent différentes propriétés. (40)

2.2.7. Disulfure de molybdène et disulfure de tungstène

Le molybdène, de symbole Mo, et le tungstène, de symbole W, font partie de la classe des métaux réfractaires, extrêmement résistants à la chaleur et à l'usure. Le molybdène est utilisé dans les aciers durs et en sous-produit de la métallurgie. Ses sources principales sont les porphyres à molybdène, où on le retrouve sous forme de disulfure de molybdène, ou molybdénite, MoS_2, qui se présente sous forme d'agrégats de plaquettes hexagonales grises argentées. Son utilisation remonte à la Première Guerre Mondiale dans les aciers de blindage afin de leur conférer plus de dureté. Sa production est estimée à 200 000 tonnes en 2010. Le disulfure de molybdène est utilisé comme lubrifiant mécanique résistant à haute température. Le tungstène est un métal lourd résistant aux conditions extrêmes, formant une couche d'oxyde protectrice lorsqu'il est exposé à l'air. Celui-ci est obtenu par réduction par le charbon de l'acide tungstique. La production mondiale est de l'ordre de 50 000 tonnes par an. Son application est principalement dans les outils et les filaments d'ampoule électrique. Le disulfure de tungstène sert en tant que lubrifiant à haute température. (41,42)

En 1985 est découverte une nouvelle forme de carbone allotropique organisée en molécules stables de 60 atomes appelée fullerène. Ses propriétés physiques et chimiques uniques ont encouragé la recherche et le développement de nanoparticules inorganiques de type fullerène, et notamment sur les métaux de transition tels que les disulfures de molybdène et tungstène. Ce sont des composés dérivés de substance à structure en couche constituée d'un plan de cristaux hexagonaux du métal. Ces cristaux sont intercalés avec deux étages d'atomes de

soufres anioniques. La structure particulière de ces nanoparticules leur confère d'excellentes propriétés de lubrification, permettant une amélioration des propriétés de frottement et d'usure dans des conditions sèches et humides. Le mécanisme reposerait sur la pénétration des nanoparticules à l'interface des surfaces en frottement, à leur déformation et exfoliation, engendrant un recouvrement des aspérités. Celles-ci sont utilisées dans le commerce comme additifs aux lubrifiants liquides, graisses et en tant que revêtements autolubrifiants. (43)

Les nanoparticules de type fullerène ont des applications multiples dans le domaine médical : biomarqueurs, pharmacocinétique, traitement de l'hypothermie, agents de contraste en imagerie. En endodontie, l'utilisation de pâtes lubrifiantes contenant des nanoparticules de type fullerène permettraient de réduire les forces de frottement lors du déplacement des limes endodontiques contre les parois canalaires.

En orthodontie, ces nanoparticules, incorporées aux revêtements pour fils orthodontiques, réduiraient les forces de frottement, permettant ainsi d'appliquer des forces de traction moins importantes pour entraîner le déplacement dentaire. En effet, dans un premier temps, elles agissent comme des espaceurs et réduisent le nombre d'aspérités entrant en contact. Dans un second temps, lorsque les frottements augmentent sur le fil non revêtu, se produit l'exfoliation des nanoparticules du fil revêtu, permettant la lubrification à sec du glissement. Enfin, lorsque des nanofeuilles se trouvent à l'interface sous des charges élevées, le glissement se produit à l'interface entre les minces feuilles de nanoparticules exfoliées, réduisant le coefficient de frottement. (44)

La synthèse de poudre de disulfure de molybdène de type fullerène est réalisée à partir de poudre d'oxyde de molybdène et de gaz de sulfure d'hydrogène tandis que celle de disulfure de tungstène résulte de gaz de sulfure d'hydrogène et de trioxyde de tungstène. Des progrès récents permettent désormais la synthèse de nanoparticules mixtes de type fullerène à partir de composés volatils. (45)

2.2.8. Silice mésoporeuse

La silice, ou dioxyde de silicium, s'apparente étroitement aux silicates. Les silicates sont des minéraux et matières premières des industries du bâtiment, de la verrerie, de la céramique. Ils constituent des laitiers métallurgiques, formant la presque totalité de l'écorce terrestre. Les nanoparticules de silice poreuse éveillent l'intérêt de la recherche par leurs propriétés uniques, telles qu'une surface et un volume de pores spécifiques, une taille de particules contrôlable et une bonne biocompatibilité. (46)

Les nanoparticules de silice mésoporeuse ont été découvertes au début des années 1990 et sont définies par une taille de pores allant de 2 à 50 nanomètres. Elles sont d'excellentes candidates pour les applications biomédicales. Les silices

mésoporeuses sont caractérisées par une grande surface et un volume de pores offrant un grand potentiel d'adsorption et de chargement des médicaments dans les canaux des pores. Elles présentent une excellente structure mésoporeuse et une taille de pores ajustable permettant un meilleur contrôle de la cinétique de charge et de libération du médicament. Leur surface est aisément modifiable pour une diffusion contrôlée et ciblée du médicament améliorant l'efficacité thérapeutique et réduisant sa toxicité. La bio-imagerie assistée par les nanoparticules de silice mésoporeuse est possible. Pour l'imagerie fluorescente, les nanoparticules sont optiquement transparentes et leur surface est hydrophile. Pour l'IRM, les nanoparticules fournissent aux protons des molécules d'eau et un accès facile au centre magnétique, réduisant ainsi les temps de relaxation. Les silices mésoporeuses modifiées avec des ligands ciblés peuvent être efficacement dirigées vers des tissus anormaux à des fins de diagnostic, permettant d'améliorer la sensibilité de l'imagerie. Les nanoparticules de silice mésoporeuse se révèlent intéressantes dans le domaine de la régénération tissulaire. En effet, les propriétés de surface et leur porosité en font de potentiels biomatériaux pour la régénération osseuse.

En odontologie, les nanoparticules de silice mésoporeuse sont mises en avant comme additifs potentiels à la résine polyméthacrylate de méthyle utilisée comme base de prothèse amovible ou dans les appareillages orthodontiques. Elles pallient des propriétés antimicrobiennes relativement médiocres de la résine. On peut remarquer un effet anti-adhésif microbien immédiat lors du chargement de molécules d'argent notamment dans les nanoparticules de silice mésoporeuse. Leur capacité à charger des médicaments tels que l'amphotéricine B par exemple semble permettre d'observer un effet antimicrobien à long terme. Elles modifient également les caractéristiques de surface ce qui augmenterait les propriétés mécaniques, notamment la dureté de surface et, en fonction du pourcentage de nanoparticules, la résistance à la flexion. (47–49)

La synthèse des nanoparticules de silice mésoporeuse est simple, évolutive, économique et contrôlable. Celles-ci ont été confectionnées pour la première fois dans les années 1990 en utilisant des agents de direction de la structure. Des progrès rapides ont été réalisés grâce à la diversité importante de tensioactifs disponibles et la compréhension de la chimie sol-gel, permettant ainsi de concevoir des particules de taille, morphologie, et pores (taille et structure) différents. Le type de silice mésoporeuse le plus utilisé dans les applications biomédicales provient du tensioactif du bromure de cétyltriméthylammonium qui sert de modèle pour les cristaux liquides, comme précurseur de la silice. Les mésopores hexagonaux sont d'abord synthétisés. Lorsque la concentration micellaire critique est atteinte, le surfactant s'auto-agglomère aux micelles, les précurseurs de silice se condensent à la surface du surfactant et forment une paroi de silice autour de la surface des micelles. Enfin, après élimination du tensioactif, des nanoparticules sont obtenues. La taille et l'orientation des pores sont contrôlées par la nature des matrices

tensioactives, la taille et la morphologie des particules par le rapport molaire des précurseurs de silice et de tensioactifs. (50)

2.2.9. Halloysite

L'halloysite est une argile naturelle, de formule $Al_2Si_2O_5(OH)_4$. L'argile est utilisée en tant que produit ménager ou formulation médicamenteuse depuis plusieurs siècles, grâce à sa disponibilité en abondance. Sa forme est tubulaire, avec un diamètre de 10 à 50 nanomètres, une lumière de 5 à 15 nanomètres et une longueur de 300 à 800 nanomètres. Les parois de ces nanotubes sont composées de 10 à 15 feuilles d'aluminosilicate, espacées les unes des autres de 0,72 nanomètre. Leur surface est faite de silice, et leur lumière interne d'alumine. Le terme halloysite est utilisé pour la première fois en 1826, dérivé d'Omalius d'Halloy, qui a découvert le minéral. Le début des recherches approfondies sur l'halloysite en tant que minéral commence en 1940, mais ce n'est qu'au cours des vingt dernières années qu'il devient disponible sous forme pure et qu'il est utilisé à la fois comme minéral cylindrique et comme nanotube alternatif à faible coût. Les nanotubes sont disponibles en plusieurs milliers de tonnes dans des gisements aux États-Unis, en Chine et en Nouvelle-Zélande. Depuis 2008, les modifications apportées aux surfaces d'halloysite ouvrent la voie à l'utilisation de ces nanomatériaux pour de vastes applications. (51,52)

Cette argile est stable et inerte dans une large plage de pH, biocompatible, et se disperse facilement dans l'eau ou dans des polymères sous forme de particules individuelles. Ses applications pour les sciences et l'environnement sont nombreuses, comme le traitement des eaux usées, l'élimination des colorants, la nanoélectronique, la fabrication de nanocomposites et les études catalytiques. L'halloysite est aussi utilisé en tant que revêtements de verre ou anticorrosion, dans les cosmétiques, et dans les sciences médico-légales.

Concernant les applications médicales, l'halloysite peut être employé pour le chargement, le stockage et la libération de médicaments, mais aussi des protéines et de l'ADN. La lumière des tubes peut retenir et délivrer les médicaments de manière contrôlée, déclenchée par une enzyme lors de la pénétration cellulaire par exemple. L'allongement du temps de libération est possible, jusque 300 heures. L'halloysite est également utilisé dans l'ingénierie tissulaire et les composites auto-cicatrisants. Il permet l'isolement des cellules cancéreuses et des cellules souches. Il peut intervenir en bioimagerie, en renforcement des réseaux microvasculaires et des implants osseux. (53,54)

En orthopédie dento-faciale, des nanotubes d'halloysite chargés de triclosan incorporés à des adhésifs orthodontiques permettraient d'induire une reminéralisation de l'émail et une inhibition de sa déminéralisation au cours du traitement. Les adhésifs ainsi obtenus conserveraient des performances de force de liaison et de polymérisation suffisantes. (55)

L'halloysite est disponible à l'état nanoparticulaire dans la nature et n'a donc pas besoin d'être synthétisé. En revanche, il est possible de modifier ses surfaces par des interactions à la fois chimique et supramoléculaire, afin d'augmenter ses

applications potentielles. La modification covalente de la surface externe est obtenue par greffage de silanes par condensation. Les réactions de greffage peuvent se produire dans le toluène, dans des mélanges eau / alcool ou dans des conditions sans solvant sous irradiation par micro-ondes. Au fil des ans, de nombreux silanes sont greffés dans le but de préparer des nanomatériaux à nanostructures hiérarchiques. (52)

2.2.10. Composés d'ammonium quaternaire

Les composés ou sels d'ammonium quaternaire constituent la principale catégorie de tensioactifs, ou agents de surface, cationiques. Leur structure contient au moins une chaîne hydrocarbonée hydrophobe liée à un atome d'azote chargé positivement ainsi que d'autres groupes alkyles. Leur structure permet une bonne adsorption sur les boues d'épuration, les sols, les sédiments, chargés négativement. Ils sont utilisés dans les assouplissants, les antistatiques, les désinfectants, les biocides, les détergents, le traitement de l'eau, l'industrie alimentaire, les textiles et de nombreux produits de soins personnels. (56)

La propriété antibactérienne développée par les composés d'ammonium quaternaire repose sur leur capacité à provoquer la lyse des bactéries en se fixant aux membranes bactériennes. En effet, lors du contact entre les cellules bactériennes chargées négativement et la charge positive d'amine quaternaire, la rupture du potentiel d'équilibre engendre la rupture de la cellule bactérienne par pression osmotique. Les polymères cationiques longs peuvent pénétrer à l'intérieur de celle-ci pour perturber la membrane.

L'utilisation des composés d'ammonium quaternaire en odontologie remonte à plus de 30 ans. Dans les années 1970, ceux-ci ont été utilisés dans les bains de bouche pour inhiber le biofilm buccal, puis notamment dans des matériaux composites via l'apport de monomères, afin d'éviter l'accumulation de plaque et les caries secondaires. Différents types de composés sont développés pour obtenir un effet antibactérien efficace, que ce soit dans les résines composites, les ciments verres ionomères, les systèmes de collage et les ciments orthodontiques. (57)

Les nanoparticules de composés d'ammonium quaternaire démontrent des propriétés bactéricides très importantes lorsqu'elles sont incorporées à différents matériaux dentaires. Des concentrations même très faibles, inférieures à 1%, peuvent permettre une inhibition totale des bactéries.

De plus, incorporées à des ciments orthodontiques à base de résine, elles permettraient une inhibition continue et de longue durée de la croissance bactérienne à la surface du matériau, sans modifier les forces de liaison ni le degré de conversion des monomères résineux. (58,59)

La synthèse de nanoparticules de composés d'ammonium quaternaire commence par une dissolution dans de l'éthanol puis une réticulation avec du dibromopentane pendant 24 heures. Le bromure d'hydrogène généré est neutralisé avec de l'hydroxyde de sodium pendant 24 heures également. Le résidu obtenu est purifié par filtration et séché sous pression réduite pour parvenir à 75% en poids du mélange. Les composés réticulés sont de nouveaux dispersés dans de l'éthanol, puis alkylés avec du bromooctane pendant 24 heures. Le bromure d'hydrogène généré est neutralisé dans les mêmes conditions que précédemment. Le résidu résultant est purifié par filtration et séché sous pression réduite pour donner 90% en poids du mélange. Enfin, une quantité de composés précédemment alkylés est dispersée puis méthylée pendant 72 heures en présence de 4-vinylpyridine réticulée comme éponge à proton. Le sel de 4-vinylpyridine est rejeté par filtration et le filtrat évaporé à sec, ainsi les nanoparticules sont obtenues. (60)

2.2.11. Curcumine

La curcumine est un pigment phénolique et composant actif, pour environ 5%, du curcuma. Le curcuma est le rhizome en poudre de *Curcuma longa*, plante faisant partie de la famille du gingembre, utilisée en médecine traditionnelle chinoise et indienne. Des préparations à base de curcuma ont été utilisées pour les blessures, contusions et piqûres d'insecte et des pâtes de curcuma pour faciliter la guérison de la varicelle, de la variole, des maladies urologiques et hépatiques. Certaines sont décrites dans la littérature de médecine naturelle indienne pour la lutte contre le cancer. Le curcuma est très utilisé à l'heure actuelle en tant qu'épice, conservateur alimentaire, agent aromatisant et colorant.

Son utilité clinique potentielle et la facilité d'isolement des curcuminoïdes, dont fait partie la curcumine, ont entraîné des recherches approfondies. Ainsi, depuis 1995, 30 fonds dépassant les 150 millions de dollars ont été alloués à des projets concernant les applications biomédicales à base de curcumine : anti-inflammatoire, anti-VIH, antibactérien, antifongique, cicatrisant, anticarcinogène… Ses inconvénients sont une faible solubilité dans l'eau au pH physiologique, une absorption limitée, une faible biodisponibilité et une dégradation rapide. (61)

Pour résoudre ces problèmes, les nanoparticules de curcumine semblent être une solution. L'efficacité thérapeutique de lutte contre les bactéries est significativement améliorée lors de la formation de nanoparticules. La solubilité dans l'eau et l'activité antimicrobienne augmentent avec la réduction de la taille particulaire de la curcumine, jusqu'à l'échelle nanométrique. Les particules pénètrent la cellule bactérienne en rompant la membrane, entraînant la mort de celle-ci. En effet, celles-ci s'ancrent à la paroi puis cassent la couche de peptidoglycanes avant de perturber la structure des organites. La curcumine aurait également un effet anti-adhésif sur certaines bactéries buccales.

En odontologie, l'effet cariostatique est lié à la prévention de l'adhésion bactérienne à l'émail et à la destruction de la paroi cellulaire bactérienne. L'ajout de nanoparticules de curcumine à des ciments orthodontiques permet de limiter significativement la croissance bactérienne pour une concentration faible de 1% mais semble se heurter à des problèmes de diffusion et de solubilité. (62)

Des approches sont étudiées pour la distribution de médicaments basées sur des nanoparticules dans lesquelles la curcumine est encapsulée. Elle peut l'être dans des liposomes comme le chitosan (50 nanomètres), dans l'amidon (entre 50 et 88 nanomètres, de forme sphérique et de taille uniforme), dans de l'alginate (entre 68 et 116 nanomètres) ou complexée avec des phospholipides et de la cyclodextrine.

Plus récemment, la synthèse de nanoparticules utilise des polymères dans lesquels sont chargées la curcumine. Ces matériaux ont cependant des capacités de pénétration cellulaire et de diffusion vers d'autres cellules, tissus, organes éloignés de la cible initiale et à y persister longtemps. D'autres techniques sont mises en œuvre, comme les procédés d'émulsification-évaporation-solvant, émulsification-diffraction-solvant, précipitation, mais celles-ci ont pour défaut l'addition d'une quantité importante de tensioactifs pour éviter la coalescence des particules formées. Les techniques de fraisage-broyage permettent d'augmenter la surface des particules de curcumine et ainsi sa dissolution. Par exemple, une technique de broyage par voie humide a consisté en une pulvérisation de la solution de curcumine sur un solvant organique volatil dans de l'eau chaude sous ultrasons, puis à concentrer la solution aqueuse sous pression réduite, à la lyophiliser afin d'obtenir une poudre. Remise en solution dans de l'eau, cette poudre lyophilisée semble être soluble. Ceci permet d'obtenir des nanoparticules de curcumine de 2 à 40 nanomètres dispersibles dans l'eau ayant une bonne stabilité chimique, physique et une conservation simple à température ambiante sous forme de poudre pendant plus de 6 mois. (63,64)

2.2.12. Phosphates de calcium

Les phosphates de calcium, CaP, sont une famille de composés de différentes compositions chimiques, structures et propriétés. Cette famille contient des ions calcium (Ca^{2}) et des groupes fonctionnels des ions orthophosphate (PO_4^{3-}), métaphosphate (PO_3^{-}), ou pyrophosphate ($P_2O_7^{4-}$), et, parfois, de l'hydrogène ou de l'hydroxyde. On y retrouve le phosphate de calcium amorphe, le phosphate monocalcique ($Ca(H_2PO_4)_2$), le phosphate dicalcique ($CaHPO_4$), le phosphate tricalcique ($Ca_3(PO_4)_2$), l'hydroxyapatite ($Ca_{10}(PO_4)^{6-}(OH)_2$), et d'autres composés. Ce sont les principaux constituants de la phase minérale des tissus durs (os et dents) chez les vertébrés, et ils sont également très présents dans la nature. Dans les tissus osseux, les phosphates de calcium apparaissent sous la forme

d'hydroxyapatites qui sont toujours des composés nanodimensionnels et nanocristallins. (65)

En raison de leur composition et structure chimique similaires à celles des principaux constituants inorganiques des os et des dents, les biomatériaux à base de phosphates de calcium ont suscité un intérêt certain dans de nombreuses applications biomédicales, notamment en tant que potentiels substituts osseux. En effet, les phosphates de calcium ont une excellente biocompatibilité et possèdent des propriétés ostéoconductrices. Pendant de nombreuses années, une attention importante a été donnée au développement de substituts osseux à partir de CaP. Les échafaudages de CaP, que ce soit d'hydroxyapatite, de phosphate tricalcique ou de phosphate de calcium biphasique, font partie des matériaux céramiques prospectés en vue d'application d'ingénierie tissulaire. (66)

Le développement des matériaux nanostructurés à base de phosphate de calcium ouvre le champ à des applications environnementales grâce à leur capacité d'adsorption des hydrocarbures et des solvants organiques toxiques. De nombreuses applications biomédicales sont possibles : pharmacocinétique, réparation de défauts osseux, transfection de gènes, détection précoce de maladie, application antibactérienne.

En odontologie, les capacités de reminéralisation sont recherchées. Des particules de phosphate de calcium amorphe comprises entre 1 et 55 micromètres ont été ajoutées à des résines composites traditionnelles. On a observé la libération d'ions calcium et phosphate à des niveaux supersaturants permettant la reminéralisation des lésions carieuses. Cependant, la taille des particules entraînait de mauvaises propriétés mécaniques et empêchait l'utilisation de ces résines composites pour des pertes tissulaires importantes. De nouveaux composites ont donc été mis au point avec des nanoparticules de phosphate de calcium amorphe d'une taille de 116 nanomètres. Les nanoparticules permettent ainsi d'avoir des propriétés mécaniques améliorées, des niveaux élevés de libération des ions et de s'écouler dans de petits tubules dentinaires. En augmentant la concentration des ions à des niveaux supérieurs de ceux des liquides buccaux naturels, la reminéralisation des lésions dentaires est favorisée et la déminéralisation est inhibée. La libération des ions contenus dans la résine se produit lorsque le pH intrabuccal atteint une valeur de 4, stade où le risque cariogène est le plus élevé. En orthopédie dento-faciale, une résine renforcée avec des nanoparticules de phosphate de calcium amorphe ou d'hydroxyapatite a été ajoutée à des adhésifs, afin de lutter contre l'apparition des taches blanches de déminéralisation ou lésions initiales de l'émail au cours du traitement orthodontique, sans compromettre la résistance au cisaillement. (67–70)

La synthèse de matériaux nanostructurés de phosphates de calcium est possible via différents procédés. La synthèse assistée par micro-ondes permet un gain de temps considérable et une consommation d'énergie réduite. Une technique de séchage par pulvérisation est possible. Du carbonate de calcium et du phosphate dicalcique

anhydre sont dissous dans une solution d'acide acétique. La formation de nanoparticules est initiée par atomisation d'une suspension de microgouttelettes de phosphates de calcium, suivie d'un séchage dans une chambre chauffée afin d'obtenir des particules solides. Des nanoparticules d'hydroxyapatite peuvent être synthétisées par précipitation chimique en voie humide. Une suspension d'hydroxyde de calcium et une suspension d'acide phosphorique sont agitées puis laissées au repos toute une nuit. Après une décantation, les particules sont lavées trois fois avec de l'eau bidistillée et les suspensions sont centrifugées et lyophilisées. (70)

2.2.13. Verres bioactifs

Les verres bioactifs sont composés de silice, SiO_2, d'oxyde de sodium, Na_2O et de pentoxyde de phosphore, P_2O_5, à différentes concentrations. Le verre est un solide amorphe dont l'état physique est appelé état vitreux. De ce fait, il présente un désordre structural important et sa structure microscopique est telle qu'il n'existe aucun ordre à grande distance dans un verre. Il peut être considéré comme un réseau tridimensionnel, semblable à celui d'un cristal, mais dans lequel seul l'ordre à courte distance est conservé. La découverte des verres bioactifs remonte à 1969. Le premier mis au point a pour composition massique : 45% de SiO_2, 24,5% de CaO, 24,5% de Na_2O et 6% de P_2O_5. Les premiers verres bioactifs sont produits par fusion des matériaux et coulée de masse ou trempe de poudres. Plus tard, des techniques de synthèse par technique sol-gel, méthode de traitement chimique par voie humide, plus appropriée pour produire ces verres sont mises au point. Ceci permet une plus large plage de teneur en silice et une plus grande pureté des produits obtenus. Le système SiO_2-CaO-P_2O_5 est l'un des systèmes les plus étudiés dans le domaine des verres bioactifs produits en sol-gel. La majorité de ces verres est désormais préparée par chauffage direct des gels, donnant un bloc dur pouvant être broyé et tamisé pour atteindre la taille des particules à l'échelle microscopique. (27,71,72)

Les verres bioactifs révolutionnent le domaine des biomatériaux dans les applications médicales, étant un matériau capable d'induire une réponse cellulaire à sa surface, se liant potentiellement à l'os et aux tissus mous sans encapsulation fibreuse. La liaison chimique entre un implant et le tissu hôte est donc possible. Les nombreuses compositions conduisent à des propriétés chimiques différentes et à une vitesse de liaison variable avec les tissus, ouvrant à des applications cliniques spécifiques. (71,72)

La réduction à l'échelle nanométrique entraîne une réponse biologique dépendant fortement des dimensions de la surface spécifique des particules. Les nanoparticules de verres bioactifs sont impliquées dans le contrôle génétique de la réponse cellulaire. Leurs propriétés particulières de potentiel anti-inflammatoire et proangiogénique sont idéales pour des applications des particules injectables peu invasives pour la croissance stable des tissus mous. Cette réduction de taille ouvre

ainsi de nouvelles possibilités : réparation osseuse et combinaison avec des biopolymères. Cela permet l'augmentation de la surface spécifique, améliore les propriétés mécaniques, fournit davantage de sites de nucléation pour l'apatite, et augmente leur potentiel bioactif. Ces composites se placent comme d'excellents candidats pour l'ingénierie tissulaire de troisième génération. (71)

En odontologie, les nanoparticules de verres bioactifs pourraient lutter contre les bactéries, par augmentation du pH via la libération d'ions, par augmentation de la pression osmotique, et par minéralisation induite. En orthopédie dento-faciale, l'incorporation de nanoparticules de ces verres dans un adhésif orthodontique entraînerait une activité antibactérienne et un effet anti-déminéralisation inhibant l'apparition de taches blanches sur l'émail lors des traitements. (73,74)

La synthèse de nanoparticules de verres bioactifs est réalisée par méthode sol-gel optimisée, consistant en des dissolutions séquentielles de réactif conduisant à des réactions d'hydrolyse et de polycondensation. Dans certains cas, les nanoparticules peuvent être frittées à 700°C. L'ajout d'un catalyseur basique pour favoriser la précipitation du gel particulaire et la réduction du temps de gélification est nécessaire. (72)

2.2.14. Fluorure de calcium

Le fluorure de calcium est un sel inorganique, de formule CaF_2, contenant du calcium et du fluor. Il existe à l'état naturel sous forme de fluorite ou fluorine, première source de fluor. Il se présente sous forme de poudre ou de granulés gris sans odeur. Les premières utilisations remontent au Moyen-Âge en tant que liquéfiant des scories lors de la production de métaux. Les premiers travaux sur la fluorine remontent à 1768. En 2015, la Chine est le premier pays producteur de fluorine avec 3,8 millions de tonnes par an, tandis qu'en 2003, la France est au septième rang avec 90 000 tonnes par an. (75–77)

Le fluorure de calcium possède des propriétés optiques particulières. La fluorine est utilisée majoritairement dans l'industrie chimique, en chimie organique (solvants, mousses isolantes, fluides frigorigènes, plastiques) et pour la fabrication de produits minéraux tels que le fluorure d'aluminium et l'acide fluorhydrique, ainsi que dans la sidérurgie. Elle est aussi employée dans les carburants pour fusée, supraconducteurs, et en pharmaceutique. En odontologie, le fluorure de calcium a un impact dans les cycles de déminéralisation et de reminéralisation de l'émail. Incorporé à des dentifrices, vernis, adhésif ou autres matériaux, il lutte contre la formation des caries dentaires, en jouant notamment le rôle de réservoirs de fluorure associés à l'émail. (78,79)

La réduction du fluorure de calcium à taille nanométrique augmente sa réactivité et sa solubilité. Ses applications concernent l'imagerie médicale, la microscopie à photoluminescence et l'imagerie par résonance magnétique, le diagnostic et la caractérisation tissulaire en médecine régénérative, la pharmacocinétique, le marquage cellulaire, ou encore la thérapie photodynamique.

En odontologie, ces nanoparticules constitueraient un réservoir labile de fluorure plus efficace pour inhiber les lésions carieuses et réduire la perméabilité de la dentine, ainsi qu'un agent, au sein de résines composites, luttant contre les bactéries cariogènes. En orthopédie dento-faciale, l'incorporation de nanoparticules de fluorure de calcium à un adhésif orthodontique empêcherait la déminéralisation de l'émail, l'initiation des lésions carieuses et l'apparition des taches blanches. (80–84)

La synthèse de nanoparticules de fluorure de calcium peut être réalisée par procédure chimique de voie humide, basée sur un processus de co-précipitation dans de l'éthanol, ou par un système de séchage par pulvérisation. Les diamètres des nanoparticules s'étendent de 5 à 40 nanomètres environ. (80,82)

2.2.15. Chitosan

Le chitosan ou chitosane est un solide blanc amorphe, biopolymère d'origine marine, aussi présent naturellement chez certains champignons (*Mucoraceae*). Celui-ci est dérivé de la chitine, provenant de l'exosquelette d'insectes et de crustacés, comme les crabes, les homards et les crevettes. La chitine, polysaccharide, est le deuxième biopolymère le plus abondant après la cellulose. Le chitosan est de forme linéaire, composé de monomères de glucosamine et de N-acétylglucosamine liés par des liaisons glucosidiques.

Les principales propriétés du chitosan sont la biocompatibilité, la biodégradabilité, son activité antimicrobienne, antioxydante et antitumorale. La modification chimique des groupes fonctionnels et des degrés de substitution permet d'augmenter la diversité structurelle par rapport au polymère naturel. Ceci améliore la solubilité aqueuse et l'activité antimicrobienne. La chitine peut être convertie en chitosan par des préparations enzymatiques ou des procédés chimiques préférés pour leur faible coût et leur production en grande série. (85)

Le chitosan a de nombreux domaines d'application : la médecine, l'industrie pharmaceutique, l'industrie alimentaire, les cosmétiques, le traitement de l'eau, le génie tissulaire, et l'agriculture. Il est efficace contre de nombreux microbes dans les fruits et les aliments cuits. En odontologie, l'utilisation de chitosan augmente la biocompatibilité et empêche l'adhérence des bactéries. Il est incorporé à des bains de bouche, du dentifrice et des gommes à mâcher pour son effet antibactérien. En

orthopédie dento-faciale, l'incorporation de nanoparticules de chitosan dans un adhésif orthodontique induirait une activité antibactérienne. (86–88)

Les nanoparticules de chitosan ou de polymères dérivés sont impliquées dans la thérapie génique, en tant que porteurs d'ADN ou d'ARN, mais aussi dans la pharmacocinétique, la thérapie ciblée anti-cancéreuse, l'imagerie médicale, la coagulation, l'immunostimulation, et la régénération des tissus.

La synthèse de nanoparticules de chitosan se réalise par réticulation d'émulsion, par précipitation, par séchage par pulvérisation, par méthode de coalescence de gouttelettes d'émulsion, par gélification ionique, par méthode micellaire inverse, et enfin par méthode de semis. (89)

2.3. Techniques de fabrication

De nombreuses techniques permettent de fabriquer des nanomatériaux avec pour finalité une maîtrise de la taille, la forme, la composition et le degré d'agglomération des particules pour les systèmes dispersés ou les grains pour les matériaux massifs. Ainsi, la synthèse des nanoparticules peut se scinder selon deux grands types d'approches : ascendante ou « *bottom-up* », et descendante ou « *top down* ». Celles-ci tendent à converger quant aux dimensions des particules synthétisées (Figure 2). Cependant, l'approche ascendante a pour avantage de permettre la production d'une plus grande diversité d'architecture ainsi qu'un meilleur contrôle de l'état nanométrique (positionnement des molécules, homogénéité des produits, taille, distribution granulométrique relativement monodispersée), tandis que l'approche descendante, capable de productions de matières en quantité plus importante, rend plus difficile le contrôle de l'état nanométrique (dispersion de taille, défauts structuraux, phases hors équilibres).

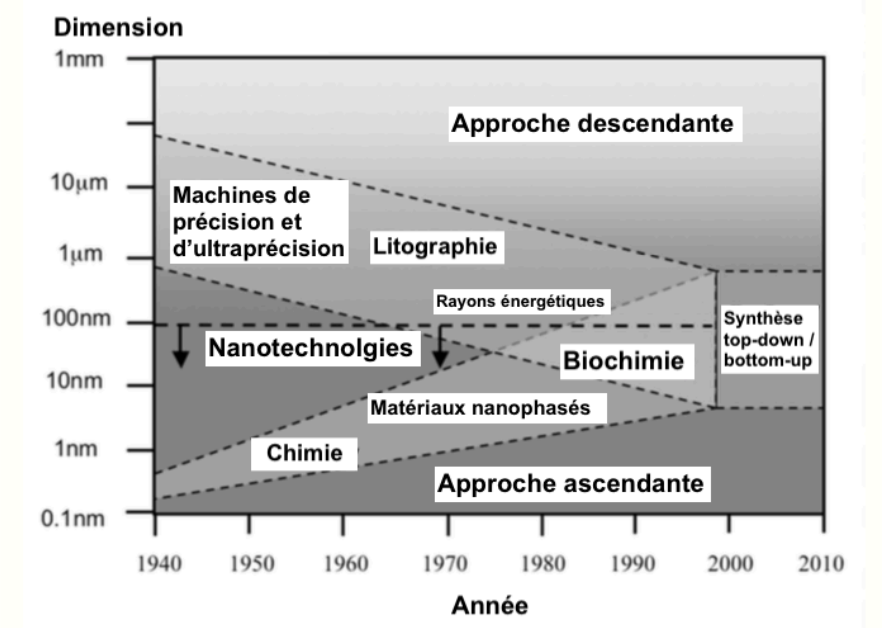


Figure 2 : Convergence des approches ascendante et descendante

(source : Royal Society et Royal Academy of Engineering, Nanoscience and nanotechnologies : opportunities and uncertainties, 2004)

L'approche ascendante est issue de l'ingénierie chimique. Celle-ci consiste à assembler une nanoparticule atome par atome, ou molécule par molécule à l'aide de procédés comme la synthèse chimique. Ceci est l'autoassemblage ou encore l'assemblage par positionnement individuel. Il s'agit de créer des nano-objets artificiels complets, aux structures et propriétés nouvelles, intégrés généralement dans des systèmes de plus grande taille. Cela concerne les métaux, les céramiques, les polymères, les semi-conducteurs, les fullerènes et les nanotubes. Cette approche se base sur des principes physiques, chimiques ou biologiques afin d'aboutir à des mécanismes de construction opérationnels. En physique, des boîtes quantiques ne dépassant pas 10 nanomètres s'organisent spontanément à l'interface entre deux matériaux dont les mailles atomiques sont différentes. En chimie supramoléculaire, une fois mélangées en solution dans des conditions maîtrisées, des briques moléculaires s'auto-assemblent pour donner des édifices plus complexes aux fonctions déterminées. Les interactions à la base de cette chimie sont généralement des interactions métal de transition – ligand, le métal auto-assemblant les ligands entre eux selon leurs sites de fixation. La formation de structures supra-moléculaires utilise par ailleurs la nano-catalyse pour définir les sites ou les assemblages. Certaines méthodes peuvent tirer profit des séquences d'assemblage biologique de l'acide désoxyribonucléique (ADN) et de l'acide ribonucléique (ARN), qui servent alors de modèle pour la reconnaissance de molécules. Les techniques de dépôts d'agrégats préformés en phase gazeuse ou la préparation de nanoparticules par une

voie chimique douce en phase liquide connaissent un intérêt important de par leurs potentialités uniques pour la synthèse de nano-objets modèles ou fonctionnalisés. En particulier, la technique de jets supersoniques permet de produire des agrégats de tous les types de matériaux, jusqu'aux plus réfractaires, et même des systèmes complexes (agrégats mixtes, bimétalliques, oxydes…).

L'approche descendante consiste à prendre une substance de grand format et à la modifier pour atteindre les dimensions nanométriques, fondée essentiellement sur l'application de sollicitations mécaniques dites sévères. Des chocs violents ou de fortes déformations sont appliquées (abrasion, broyage mécanique, effet d'alliage par sollicitation mécanique…). Il s'agit donc de miniaturiser des objets existants, en conservant leurs propriétés et leurs fonctionnalités. Parmi les méthodes couramment utilisées, on retrouve la micro-nano-lithographie (optique, électronique ou à rayons X) ainsi que la micro-nano-gravure à faisceaux d'ions, permettant de réaliser des collections de nano-objets fonctionnels sur un empilement de couches minces de divers matériaux adaptées, déposées sur un substrat. On peut rencontrer comme contrainte de cette méthode les limites des outils de fabrication : la lithographie optique classique par exemple voit sa longueur d'onde de lumière trop grande pour graver certains nano-objets. Par conséquent, d'autres techniques permettant de meilleures résolutions spatiales sont préférées telles que la lithographie électronique, la nano-impression ou la nano-gravure FIB (*Focussed Ion Beam*) qui est capable de nanostructurer un matériau avec une résolution spatiale atteignant une dizaine de nanomètres.

Il est possible d'établir une classification des procédés de synthèse en trois catégories selon l'approche utilisée : les méthodes chimiques, physiques et mécaniques (Tableau 1). (90,91)

Tableau 1 : Méthodes de production des nanoparticules

Méthodes de production	Procédé de synthèse	Principe de fonctionnement	Type de nanoparticules	Taille des nanoparticules
Méthodes physiques (92)	Évaporation / condensation sous pression partielle	Évaporation d'un métal par chauffage puis condensation de la vapeur métallique	Fe, Co, Cu, Al, Pl, Pd, oxydes	20 à 100 nm
	Pyrolyse LASER	Interaction en jets croisés entre l'émission d'un laser CO_2 et un flux de réactif	Si, SiC, SiCN, TiN, TiO_2, fullerènes…	15 à 20 nm
	Flammes de combustion	Oxydation dans les flammes à partir de précurseurs gazeux ou liquides sous forme d'aérosol	TiO_2 et oxydes, métaux, métalloïdes, composites	Variable
	Fluide supercritique sans réaction chimique	Fluide supercritique en tant que solvant, antisolvant, plastifiant, nébuliseur, phase d'émulsion	Matériaux pour la vectorisation de principes actifs	Quelques nm à quelques µm
	Micro-ondes	Chauffage plus rapide du milieu et à cœur permettant une meilleure homogénéité	Ni, Ag	20 à 200 nm
	Irradiation ionique ou électronique	Dépôts d'énergie par des ions d'accélérateurs ou contrôle de la mobilité ionique	Production de nanopores dans un matériau ou de nanostructures dans une matrice	Variable
	Recuit à basse température	Refroidissement rapide d'un composé à l'état liquide ou surfondu, puis traitement thermique de recristallisation	Alliages métalliques et intermétalliques à base Al, Zr ou Fe	Toute
	Plasma thermique	Matériau fondu voire vaporisé, puis trempé ou condensé	Nanopoudres céramiques (carbures, siliciures, oxydes dopés ou complexes)	Variable
	Dépôt physique en phase vapeur	Évaporation ou pulvérisation d'une cible métallique solide associée à des dispositifs destinés à augmenter la réactivité	Dépôts de TiN, CrN, (Ti,Al)N	Variable

Méthodes chimiques (92)	Réactions en phase vapeur	Réaction chimique entre un composé volatil du matériau à déposer et la surface du substrat	Carbures, nitrures, oxydes, alliages métalliques…	Quelques nm à quelques µm
	Réactions en milieu liquide	Mise en solution de réactifs et modification des conditions physico-chimiques du milieu	Métaux et oxydes	Quelques nm à quelques centaines de nm
	Réactions en milieu solide	Nombreuses voies de synthèse	Métaux et oxydes	Quelques nm à quelques µm
	Techniques sol-gel	Solutions d'alkoxydes ou colloïdales et réactions de polymérisations inorganiques	Oxydes	Quelques nm à quelques centaines de nm
	Fluide supercritique avec réaction chimique	Modification des paramètres pression et température	Métaux, oxydes et nitrures	Quelques nm à quelques µm
Méthodes mécaniques (92)	Mécanosynthèse et activation mécanique de procédés de la métallurgie des poudres	Broyage des poudres micrométriques de plusieurs alliages et agitation	Céramiques, métaux, polymères, semi-conducteurs	Quelques nm à particules microniques nanostructurées
	Consolidation et densification	Frittage de matériaux pulvérulents	Poudres métalliques, céramiques, semiconducteurs et organiques	Quelques nm à particules microniques nanostructurées
	Forte déformation par laminage, coude, torsion, friction, haute vitesse	Raffinage de la structure d'un matériau cristallin	Métaux, céramiques	Quelques nm à particules microniques nanostructurées
Méthodes spécifiques (92)	Concernent les nanotubes, fullerènes, et structures cages	Par arc électrique, vaporisation de carbone au moyen d'un laser ou circulation de méthane sur un catalyseur	Carbones ou autres matériaux	Quelques nm à quelques centaines de nm

2.4. Incorporation des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

En orthopédie dento-faciale, il est possible d'incorporer des nanoparticules à plusieurs matériaux ou structures utilisés durant les différentes thérapeutiques. En effet, on retrouve les nanoparticules en tant que revêtement des attaches orthodontiques (métallique ou céramique), dans les arcs, les bagues, les fils, les ligatures élastiques. Elles peuvent également être incorporées à des adhésifs orthodontiques employés lors de traitements orthodontiques fixés (résines composites, ciments verres ionomères (CVI) et ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR)). Elles peuvent être ajoutées à des résines acryliques principalement constituées de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) employées lors de traitements orthodontiques amovibles, ou à la surface de micro-implants orthodontiques. (49,93–98)

2.4.1. Incorporation des nanoparticules à des attaches et bagues orthodontiques

Il est possible d'incorporer une couche mince de nanoparticules de dioxyde de titane par exemple sur des attaches orthodontiques passés aux ultrasons dans 99% d'éthanol et 99,5% d'acétone pendant 30 minutes, puis séchés dans un dessiccateur. Cette couche est projetée sur les attaches par une technique de pulvérisation cathodique. Dans le processus de pulvérisation, les atomes ou molécules de surface sont retirés d'une cathode solide en bombardant la cible avec des cations provenant d'une décharge de gaz inerte, puis déposés sur le substrat pour former une mince couche. Avant le processus de revêtement, la cible est pré-pulvérisée pendant 10 minutes afin d'éliminer tous les polluants. L'attache et les nanoparticules sont placés dans la chambre de pulvérisation. La face de fixation des verrous orthodontiques (brackets) n'est pas pulvérisée. Le processus a une durée de 4 heures, les attaches sont finalement refroidies à température ambiante puis recuites dans de l'azote à 450°C pendant 2 heures. (95)

2.4.2. Incorporation des nanoparticules à des adhésifs orthodontiques

Une méthode d'incorporation à une résine composite réside, pour des nanoparticules d'argent par exemple, à mélanger ces particules préalablement dissoutes dans du diméthylformamide à de l'adhésif puis à polymériser pendant 40 secondes à l'aide d'une lampe de photopolymérisation à LED. Le produit obtenu est par la suite lavé plusieurs fois avec de l'eau distillée désionisée puis séché sous azote. (96)

2.4.3. Incorporation des nanoparticules à des résines acryliques

Une résine PMMA orthodontique activée chimiquement se voit incorporer des nanoparticules, de silices mésoporeuses par exemple. Une fois les particules dispersées par sonication, la poudre de PMMA est immédiatement mélangée avec le liquide. Le mélange ne nécessite alors plus qu'une polymérisation à 40°C pendant 30 minutes. (49)

2.4.4. Incorporation des nanoparticules à des micro-implants orthodontiques

Une technique consiste à rincer des micro-implants par irradiation ultrasonique dans de l'éthanol puis à les sécher. Ceux-ci sont ensuite déposés dans une solution de biopolymère, contenant des nanoparticules préalablement incorporées à celle-ci, et agités en continu pendant six heures. S'ensuit une filtration et un séchage à 60°C pour un dépôt supplémentaire de nanoparticules. La couche de biopolymère adhère ainsi à la surface de titane de l'implant par micro-greffe.

Une autre méthode repose sur l'incorporation des nanoparticules une fois l'implant recouvert de biopolymère. Le micro-implant est finalement rincé à l'eau distillé et séché aux micro-ondes. (94)

2.4.5. Incorporation des nanoparticules à des fils orthodontiques

Des nanoparticules peuvent être ajoutées aux fils orthodontiques ou arcs. C'est le cas notamment de nanoparticules d'oxyde de zinc, qui sont déposées en tant que revêtement. Les fils sont d'abord stockés dans un bain ultrasonique de solution d'éthanol pendant 30 min à 30°C. Par la suite, les nanoparticules sont ajoutées à une solution d'éthanol puis le mélange est transféré dans un bain marie à 80°C. Enfin, une fois les nanoparticules uniformément réparties, les fils sont immergés pour être recouverts. (97)

2.4.6. Incorporation des nanoparticules à des ligatures élastiques orthodontiques

Les ligatures élastiques orthodontiques ont la possibilité de recevoir des nanoparticules, d'argent par exemple. Les ligatures sont tout d'abord immergées dans de l'alcool isopropylique et nettoyées dans un bac à ultrasons pendant 30 min,

puis rincées à plusieurs reprises. Elles sont ensuite immergées dans du nitrate d'argent pendant 60 minutes et plus tard, un extrait d'*Heterotheca inuloides* est ajouté pour réduire les ions argent. La synthèse de nanoparticules d'argent est réalisée pendant 12 heures dans l'obscurité. Enfin, les ligatures orthodontiques sont retirées de la solution et laissées à sécher à température ambiante pendant 8 heures. (98)

2.5. Les nanomatériaux en orthopédie dento-faciale disponibles sur le marché français

230 produits, médicaments ou dispositifs médicaux sont identifiés en 2013 sur le marché français, soit au stade de développement clinique, soit possédant une autorisation de mise sur le marché. La croissance du nombre de produits est de 36% entre 2008 et 2013. Parmi eux, 165 sont classés comme médicaments et les 65 restants comme dispositifs médicaux. 184 produits thérapeutiques regroupent des médicaments, vaccins thérapeutiques et dispositifs médicaux. 18 produits de médecine régénérative sont des nanobiomatériaux. 8 produits de la classe diagnostic in vivo correspondent à des produits d'imagerie. Il reste 9 produits de diagnostic in vitro, 11 vaccins prophylactiques et 8 produits de santé animale (Figure 3). (99)

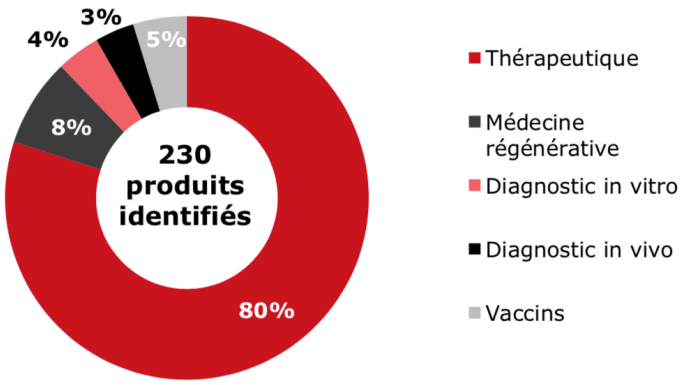


Figure 3 : Produits de nanomédecine sur le marché français en 2013

(source : Les Entreprises du médicament (LEEM), Applications des nanotechnologies à la médecine : Compétitivité et Attractivité de la France Horizon 2025, 2013)

Les quatre domaines thérapeutiques les plus représentés sont l'oncologie, les pathologies infectieuses, les pathologies cardio-vasculaires ainsi que les pathologies ostéo-articulaires (70% des produits en nanomédecine). 122 produits étaient en développement clinique en 2013, dont 11% en phase III. La majorité concerne l'oncologie, et seulement deux s'appliquent à l'odontologie (Figure 4).

En 2015, l'odontologie est la sixième discipline la plus représentée avec 9 produits identifiés. On peut citer, comme produits utilisés en odontologie, SR Phonares ® d'Ivoclar Vivadent, une résine composite nano-hybride contenant des nanoparticules de silice, ou Filtek™ Supreme Ultra, de 3M ESPE, un nanocomposite contenant des nanoparticules de silice et de zircone.

Actuellement, pas moins de 22 produits relevant de la nanotechnologie sont utilisés dans les différentes disciplines de l'odontologie : dentisterie restauratrice, dentisterie régénérative et ingénierie tissulaire, parodontie, dentisterie préventive, odontologie prothétique, implantologie et endodontie (Tableau 2). Ketac™ N100 Light Curing Nano-Ionomers de 3M ESPE, un matériau de restauration nano-ionomère et Filtek™ Supreme Plus Universal de 3M ESPE, un nano-composite, pourraient être envisagés en tant que substituts aux adhésifs classiques employés au collage des attaches orthodontiques. (99–105)

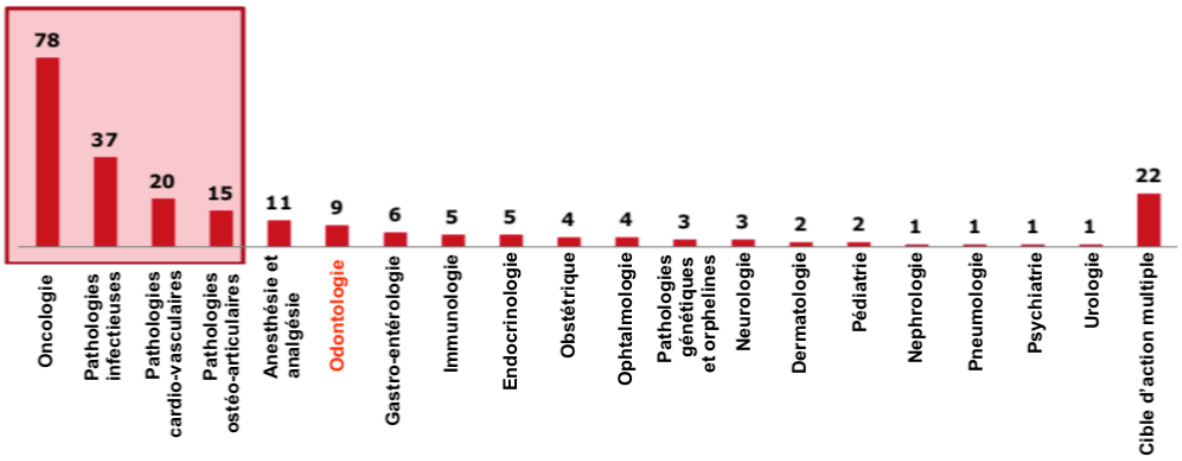


Figure 4 : Nombre de produits de nanomédecine par domaine thérapeutique

(source : Les Entreprises du médicament (LEEM), Applications des nanotechnologies à la médecine : Compétitivité et Attractivité de la France Horizon 2025, 2013)

Tableau 2 : Nature des nanoparticules décrites en orthopédie dento-faciale

Type de nanoparticules	Nature chimique	Formule chimique	Taille des nanopar-ticules	Exemple de technique de fabrication	Références
Argent	Inorganique, métal de transition	Ag	1 à 100 nm	Micro-ondes	(5–12)
Dioxyde de titane	Inorganique, oxyde métallique	TiO_2	30 à 400 nm	Pyrolyse LASER Plasma thermique	(1,13–18)
Cuivre et oxyde de cuivre	Inorganiques, métal et oxyde métallique	Cu CuO	Moins de 20 nm 4 à 30 nm	Réaction redox par voie humide Évaporation / condensation sous pression partielle	(19–24)
Oxyde de zinc	Inorganique, oxyde métallique	ZnO	25 à 400 nm	Techniques sol-gel	(25–30)
Oxyde de zirconium	Inorganique, oxyde métallique	ZrO_2	15 à 30 nm	Procédé hydrothermale en phase liquide	(31–34)
Graphène et oxyde de graphène	Organiques, à base de carbone	Cx et CxOyHz	1 nm	Dépôt chimique en phase vapeur	(35–40)
Disulfure de molybdène et disulfure de tungstène	Inorganiques, dichalcogénu-res de métaux de transition	MoS_2 et WS_2	20 à 200 nm	Réactions en phase vapeur	(41–45)
Silice mésoporeuse	Inorganique, oxyde métallique	SiO_2	80 à 150 nm	Techniques sol-gel	(46–50)
Halloysite	Inorganique, aluminosilicate	$Al_2Si_2O_5(OH)_4$	10 à 50 nm	Présent à l'état naturel	(51–55)
Composés d'ammonium quaternaire	Organiques, sels	NR_4^+	12 à 127 nm	Réactions en milieu liquide	(56–60)
Curcumine	Organique, curcuminoïde	$C_{21}H_{20}O_6$	2 à 40 nm	Broyage par voie humide	(61–64)
Phosphates de calcium	Inorganiques, sels	$Ca(H_2PO_4)_2$, $CaHPO_4$, $Ca_3(PO_4)_2$, $Ca_{10}(PO_4)^{6-}(OH)_2$), …	20 à 126 nm	Techniques sol-gel	(65–70)
Verres bioactifs	Inorganique, verre	A base de SiO_2, Na_2O et P_2O_5	20 à 60 nm	Techniques sol-gel	(71–74)
Fluorure de calcium	Inorganique, sel	CaF_2	5 à 40 nm	Séchage par pulvérisation	(75–84)
Chitosan	Organique, biopolymère	$(C_8H_{13}NO_5)_n$ avec n>20000	120 nm	Séchage par pulvérisation	(85–89)

3. REVUE DE LA LITTERATURE SUR L'APPORT DES NANOPARTICULES EN ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

3.1. Matériel et méthode

3.1.1. Bases de données

Les bases de données informatiques suivantes ont été utilisées afin de réaliser une revue de littérature : PubMed (Medline), Ulysse, EM Premium, Doc'CISMeF, le catalogue SUDOC, Cochrane Library et Dentistry & Oral Sciences Source. La recherche sur ces bases de données a permis d'obtenir des revues de littérature, des études cliniques et expérimentales.

Différents paramètres ont été étudiés : les avantages des nanoparticules en orthopédie dento-faciale, les inconvénients des nanoparticules en orthopédie dento-faciale, et la toxicité des nanoparticules en orthopédie dento-faciale.

3.1.2. Mots-clefs

Les mots-clefs utilisés pour cette étude proviennent de HeTOP (*Health Terminology/Ontology Portal*) et appartiennent à la terminologie MeSH (*Medical Subject Heading*). La recherche a été réalisée via ceux-ci : « *nanoparticles AND orthodontics* ». Pour chaque base de données, les articles ont d'abord été sélectionnés par leur titre, puis pour ceux considérés comme appropriés, par leur résumé. A ce stade, la réunion des articles trouvés par les différentes bases de données a permis d'éliminer tous les doublons. Pour ceux adéquats, l'analyse de l'intégralité de l'article a été réalisée afin de déterminer les articles pertinents.

3.1.3. Critères de sélection

Les critères de sélection utilisés dans cette recherche sont composés de critères d'inclusion, de non-inclusion et d'exclusion.

Les critères d'inclusion sont :

- Articles en anglais ou en français ;
- Études *in vivo* ou *in vitro* ;
- Articles concernant les nanoparticules ayant une utilisation en odontologie et une potentielle utilisation en orthopédie dento-faciale ;

- Articles concernant la toxicité ou la biocompatibilité sur le corps humain de nanoparticules, soit pouvant être utilisées en orthopédie dento-faciale, soit avec pour porte d'entrée la cavité buccale.

Les critères de non-inclusion sont :

- Articles dans une autre langue que l'anglais et le français ;
- Articles concernant les nanoparticules dans les autres disciplines médicales que l'odontologie ;
- Articles concernant la toxicité des nanoparticules sur l'environnement, ou sur le corps humain par une autre porte d'entrée que la cavité buccale.

Les critères d'exclusion sont :

- Résumé de l'article ne traitant pas du sujet de cette thèse ;
- Absence de résumé ;
- Revue de littérature sans expérimentation.

3.1.4. Présentation des résultats

Par l'utilisation des mots-clefs ci-dessus dans les différentes bases de données, 189 résultats de 2007 à 2019 ont été trouvés sur PubMed (Medline), 861 de 1997 à 2019 sur Ulysse, 693 de 2000 à 2019 sur EM Premium, 2 de 2013 à 2018 sur SUDOC, 12 de 2007 à 2019 sur Cochrane Library, 77 de 2008 à 2019 sur Dentistry & Oral Sciences Source et aucun sur Doc'CISMeF (Figure 5). Par une recherche supplémentaire a été intégrée la thèse « Nanoparticules en médecine bucco-dentaire : aspects toxicologiques » de Claire Olivier en 2018, pour aboutir à un total de 1835 articles.

Après lecture des titres, 331 étaient toujours inclus, et après lecture du résumé, 240. En rassemblant les résultats des différentes bases de données, il a ensuite été effectué une suppression de tous les doublons pour obtenir 154 articles correspondant à la recherche initiale. Enfin, après lecture complète, 66 ont été exclus pour parvenir à un ensemble de 88 articles.

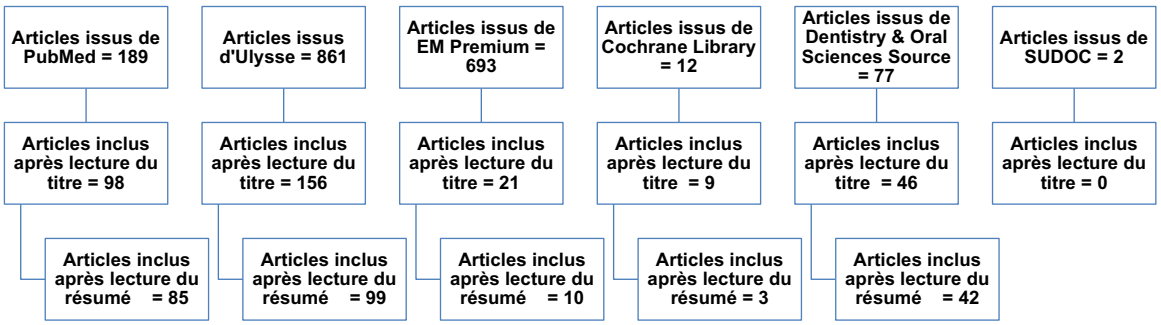
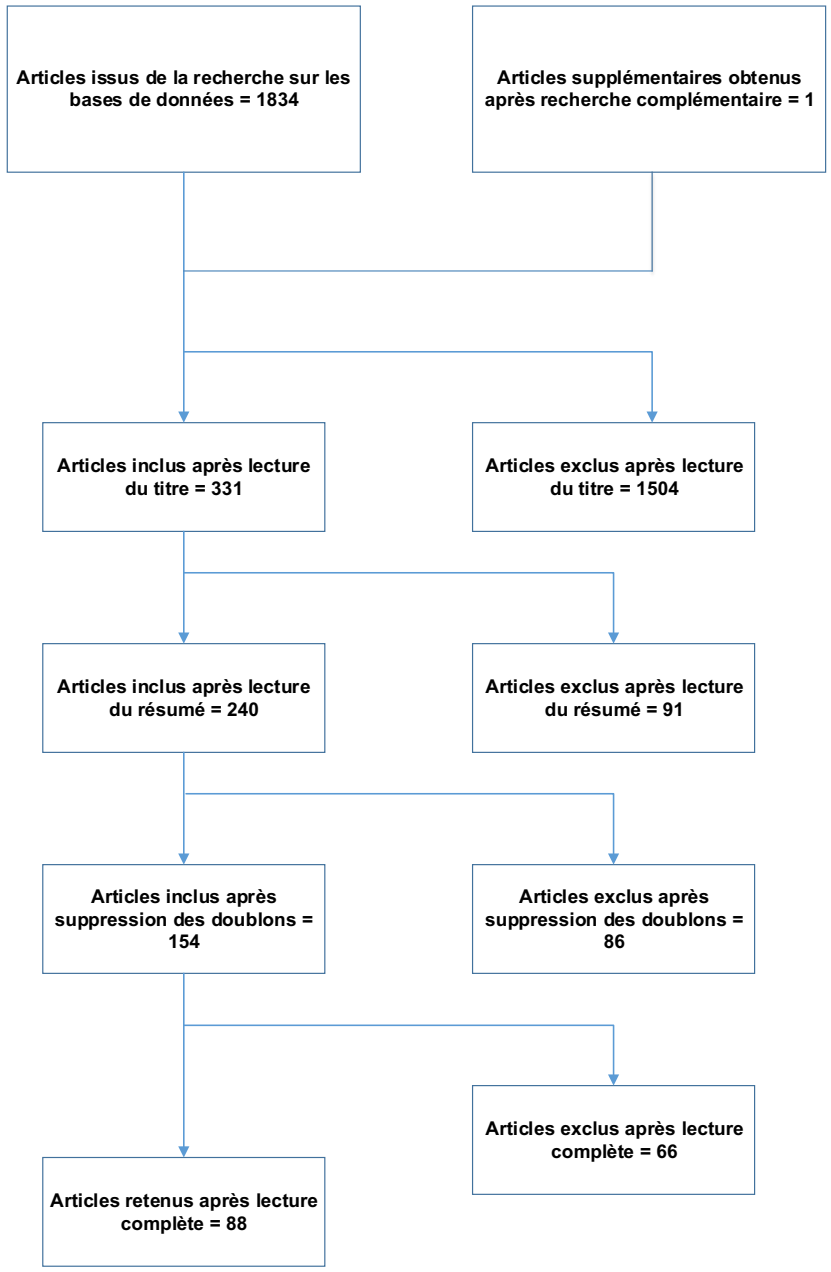


Figure 5 : Sélection des articles à partir des différentes bases de données



3.2. Résultats

3.2.1. Effets sur les micro-organismes

3.2.1.1. Inhibition de la croissance et de l'activité bactériennes

La lutte contre le biofilm bactérien est un vecteur très important de la recherche sur les nanoparticules en orthopédie dento-faciale. Les traitements orthodontiques favorisent la rétention de plaque et l'apparition de lésions initiales carieuses de l'émail sous forme de taches blanches.

Les nanoparticules sont incorporées : aux adhésifs de collage entre les attaches et les dents (résine composite, ciment verre ionomère, ciment verre ionomère modifié par adjonction de résines), aux résines polyméthacrylate de méthyle d'appareils amovibles, aux revêtements appliqués sur les attaches et fils orthodontiques, à la surface de micro-implants orthodontiques, ou à des ligatures élastiques orthodontiques.

Leur activité antibactérienne est mise en évidence par un effet anti-adhésif, une inhibition de la croissance, une activité bactéricide, une inhibition de l'activité métabolique, et une inhibition de la production d'acide lactique (Tableau 3).

Les cibles sont multiples, de la principale bactérie cariogène *Streptococcus mutans*, à *Strepcococcus sobrinus*, *Streptococcus sanguinis*, *Lactobacillus acidophilus*, *Lactobacillus casei*, *Actinomyces viscosus*, *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus oralis*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Prevotella intermedia*, et *Porphyromonas gingivalis* notamment.

Les nanoparticules démontrant des effets antibactériens lors d'applications en orthopédie dento-faciale sont le dioxyde de titane (17,106–113), le cuivre (24,114,115), l'oxyde de cuivre (23,29), l'argent (9–11,69,94,96,98,110,116–127), la silice (48,49,115), l'halloysite (55), l'oxyde de zinc (29,88,128,129), le phosphate de calcium amorphe (117,130), l'oxyde de graphène (39), le verre bioactif (74), l'hydroxyapatite (69), la curcumine (62), le chitosan (88), l'ammonium quaternaire (59,131,132), ainsi que le fluorure de calcium (84).

Tableau 3 : Études concernant l'inhibition de la croissance et de l'activité bactériennes des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Hamid *et al*, 2019 (106)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à un ciment verre ionomère (CVI)	L'activité antibactérienne est évaluée par la méthode de diffusion sur agar de souches de *S mutans* et mesure des zones d'inhibition ; 4 groupes : un témoin avec ampicilline, un CVI avec 1% de chlorure de cétylpyridinium (CPC), un CVI avec 3% de TiO_2, un CVI classique	La zone d'inhibition se révèle être la plus grande pour l'ampicilline (31,16667± 2,979729 mm), suivie par le CVI avec 3% de TiO_2 (21,16667±3,563281 mm), le CVI avec 1% de CPC (18,25±2,527126 mm) et enfin le CVI classique (15,75±2,301185 mm) ; elle est significativement supérieure pour le CVI avec TiO_2 par rapport à celle du CVI classique	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (à 3%) à un ciment verre ionomère permet une augmentation de manière significative de l'activité antibactérienne sur *S mutans*
Gao *et al*, 2014 (108)	Effet sur l'activité antibactérienne de nanotubes de dioxyde de titane (NT) avec des nanoparticules d'oxyde d'argent (Ag_2O)	L'activité antibactérienne est évaluée contre *E coli* à Gram négatif et *S aureus* à Gram positif par la méthode de dénombrement sur plaque et par coloration fluorescente ; plusieurs groupes : contrôle avec NT, et avec NT- Ag_2O à différentes concentrations	A 1 j, l'activité antibactérienne est de 100% pour les 2 espèces bactériennes et il n'y a pas de diminution évidente avant les jours 7 et 14 ; puis jusqu'à 28 j, on n'observe qu'une légère diminution (97%), et les matrices avec des concentrations en Ag_2O plus faibles diminuent relativement plus rapidement ; la grande majorité des bactéries adhérant aux réseaux sans Ag_2O sont viables, alors que peu nombreuses ou inexistantes avec ; les résultats de fluorescence indiquent que les matrices de NT-Ag_2O peuvent non seulement retarder l'adhésion des bactéries, mais également tuer efficacement les bactéries adhérées	Les nanotubes de dioxyde de titane avec des nanoparticules d'oxyde d'argent incorporées montrent une activité antibactérienne durable et efficace sur *E coli* et *S aureus*
Toodehzaeim *et al*, 2018 (23)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de cuivre (CuO) à une résine composite adhésive orthodontique	L'activité antibactérienne est évaluée par la méthode de diffusion de souches de *S mutans* et le diamètre de la zone d'inhibition de la croissance bactérienne autour des disques est mesurée ; 4 groupes : contrôle, composite avec 0,01%, 0,5% et 1% de CuO	Le plus grand diamètre de la zone d'inhibition appartient au groupe constitué de 1% de nanoparticules de CuO (9,20±0,38 mm), par rapport au témoin (6±0,00 mm), à 0,01% de CuO (8±0,36 mm) et à 0,5% de CuO (9±0,29 mm) ; il existe une différence significative entre les 3 groupes contenant des nanoparticules et le groupe témoin ; parmi les 3 groupes contenant CuO, il n'y a pas de	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de cuivre à une résine composite servant d'adhésif orthodontique permet une augmentation significative de l'activité antibactérienne sur *S mutans*

			différence significative mais l'augmentation de la concentration en nanoparticules entraîne une plus grande zone d'inhibition	
Argueta-Figueroa *et al*, 2014 (114)	Effet sur l'activité antibactérienne de nanoparticules de cuivre (Cu), de nickel (Ni) et bimétalliques cuivre-nickel (Cu-Ni) pour une utilisation potentielle dans les matériaux dentaires	L'activité antibactérienne est testée contre *S aureus*, *E coli* et *S mutans* en déterminant la concentration minimale inhibitrice (CMI) et la concentration bactéricide minimale (MBC) après la méthode de dilution du bouillon ; 3 groupes : nanoparticules de Cu, Ni et Cu-Ni	Pour le Cu, il est constaté que la CMI et la MBC sont respectivement de 10 µg/mL et de 100 µg/mL pour *E coli*, tandis que pour *S aureus* et *S mutans*, les CMI et la MBC sont de 100 µg/mL et 1000 µg/mL, respectivement ; l'effet du Ni et du Cu-Ni est similaire entre eux mais moindre que celui du Cu ; il n'est pas possible d'obtenir une inhibition complète de la croissance bactérienne (MBC), même à la concentration la plus élevée utilisée (1 000 µg/mL) ; cependant, avec les 2 types de nanoparticules, la CMI des 3 bactéries est de 1000 µg/mL ; les trois types sont actifs contre les micro-organismes	Les nanoparticules de cuivre démontrent une activité bactéricide tandis que les nanoparticules de nickel et bimétalliques cuivre-nickel ne démontrent qu'une activité bactériostatique contre *S aureus*, *E coli* et *S mutans*
Farhadian *et al*, 2016 (116)	Évaluation du nombre de *S mutans* chez des patients portant des dispositifs de contention amovibles orthodontiques avec des nanoparticules d'argent (Ag) par rapport à ceux portant des dispositifs conventionnels	Essai clinique randomisé sur 66 patients répartis en 2 groupes, l'un avec des dispositifs de contention amovibles classiques et l'autre avec des dispositifs contenant des nanoparticules d'argent ; des échantillons sont prélevés chez le patient lors de la pose du dispositif de retenue (T1) et 7 semaines plus tard (T2)	Le nombre d'unités formant une colonie de *S mutans* est de 58,84 pour le groupe avec Ag et de 64,34 pour le groupe contrôle 7 jours après la dépose de l'appareil fixe (T1), pour une différence moyenne de 5,50 entre les groupes ; le nombre d'unités formant une colonie de *S mutans* est de 33,0 pour le groupe avec Ag et de 73,3 pour le groupe contrôle 7 semaines plus tard (T2), avec une différence moyenne significative de 40,31	Des dispositifs de contention amovibles orthodontiques avec des nanoparticules d'argent démontrent une activité antibactérienne contre *S mutans* dans des conditions cliniques
Chambers *et al*, 2017 (109)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à une résine composite	L'activité antibactérienne est évaluée contre *S mutans* par comptage des colonies de bactéries (UFC) dans diverses conditions de lumière ; groupe de contrôle, avec poudre Ag-TiO_2 et résine Ag-TiO_2	Pour la poudre, les solutions contenant 0,05 g, 0,1 g et 0,2 g de particules Ag-TiO_2 ne montrent aucune croissance bactérienne, même aux plus fortes concentrations bactériennes, exposée à une lumière visible de 1 500 lux ; pour la résine, la suspension maintenue dans des conditions d'obscurité	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane à une résine composite entraîne un effet bactéricide complet de *S mutans* dans des conditions de lumière visible, mais cet

			montre une UFC de 1,6.10^7 bactéries/ml, en revanche, la destruction bactérienne totale s'est produite dans la suspension exposée à des conditions de lumière visible de 1500 lux pendant 4 h	effet est réduit dans des conditions d'obscurité
Poosti *et al*, 2013 (17)	Effet sur l'activité bactérienne de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à une résine composite adhésive orthodontique	Les propriétés antibactériennes des composites expérimentaux sont testées immédiatement et 30 jours après le durcissement sur *S mutans* par comptage des colonies ; 2 groupes : composite conventionnel et composite avec TiO_2	Une différence significative est trouvée entre le nombre de colonies du composite conventionnel (69,1±14,59) et du composite avec TiO_2 (8,2±3,95) qui a une activité antibactérienne plus élevée ; le nombre de colonies ne révèle aucune différence significative dans la croissance bactérienne immédiatement ou 30 jours après le durcissement, pour le composite avec TiO_2	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane à une résine composite adhésive orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*
Zhang *et al*, 2015 (110)	Effet sur l'activité bactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (Ag) et de dioxyde de titane (TiO_2) à un revêtement d'attaches orthodontiques	Après 36 h d'incubation, le taux de survie est calculé *pour S mutans*, *S sanguinis*, *A actinomycetemcomitans*, *Fusobacterium nucleatum*, *P gingivalis* et *P intermedia*	Le revêtement a une activité antibactérienne sur toutes les bactéries dans l'obscurité et d'au moins 79% à 20 min ; après 30 à 60 min, il peut complètement tuer les bactéries dans un bouillon de culture à une concentration de 1.10^6 CFU/mL, mais ne montre pas d'activité à 240 min ; l'activité est plus forte sur *S mutans*, *S sanguinis* et *P gingivalis*, avec un temps de destruction de 20 à 30 min tandis que pour *A actinomycetemcomitans*, *F. nucleatum* et *P intermedia*, elle est relativement faible, avec un temps de destruction de 30 à 60 min	L'incorporation de nanoparticules d'argent et de dioxyde de titane à un revêtement d'attaches orthodontiques entraîne une activité antibactérienne variable, forte contre *S mutans*, *S sanguinis* et *P gingivalis*, faible contre *A actinomycetemcomitans* et *P intermedia*
Jo *et al*, 2017 (48)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse (MSN) chargées de sulfadiazine d'argent dans une résine PMMA	Pour déterminer l'effet anti-adhésif immédiat sur *S oralis*, 10% de PrestoBlue™ sont ajoutés après incubation, l'absorbance est lue en utilisant un lecteur de microplaques, la méthode de l'unité de comptage formant des colonies en série est utilisée	Les effets anti-adhésifs immédiats sont observés après 1 heure dans des échantillons contenant 1%, 2,5% et 5% de MSN incorporant de l'argent, respectivement à 60% 35% et 5%, mais pas à 0,5% de MSN avec argent (95%) ; la résine PMMA à 5% de MSN montre une diminution de la fixation de *S oralis*, mais pas à 2,5% de MSN	La résine polyméthacrylate de méthyle avec des nanoparticules de silice mésoporeuse incorporant du sulfadiazine d'argent présente des effets antibactériens à court terme sur *S oralis* à 5% de concentration en nanoparticules
Cao *et al*, 2013 (111)	Effet sur l'activité antibactérienne	*S mutans*, *L acidophilus* et *A viscosus* sont mis en culture à	Le nombre de colonies est moins élevée pour *S mutans* (5 CFU), *L acidophilus* (250 CFU),	L'attache recouverte d'un film de nanoparticules de

	d'une attache recouverte d'un film de nanoparticules de dioxyde de titane dopé à l'azote	37°C pendant 24 h, à la suite de quoi le nombre de colonies est compté ; l'adhérence bactérienne est observée sur les attaches au microscope électronique à balayage (MEB) ; un groupe témoin et un groupe d'étude avec nanoparticules	*A viscosus* (75 CFU) par rapport au groupe contrôle (55, 2200 et 275 CFU respectivement) et le taux antibactérien est statistiquement significatif (95%, 90% et 70%) mais différent entre *S mutans* et *A. viscosus* et entre *L acidophilus* et *A viscosus* ; l'examen au MEB révèle un grand nombre de bactéries adhérant à la surface de l'attache normale, moindre à la surface de l'attache recouverte	dioxyde de titane dopé à l'azote présente une activité antimicrobienne élevée contre *S mutans*, *L acidophilus*, *A viscosus* et empêche fortement l'adhérence de *S mutans*
Lee *et al*, 2018 (96)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (Ag) dans une résine orthodontique de collage	*S mutans* et *S sobrinus* sont cultivés soit dans de la gélose, soit dans un bouillon à 37°C ; un test antibactérien est réalisé par comptage des cellules viables via quantification ATP-bioluminescence à l'aide d'un kit de test de viabilité	Le taux de survie est, après 2,5 h, pour le groupe témoin avec la résine seule, de 100% pour les 2 bactéries, tandis qu'il est, pour la résine avec nanoparticules, de 15% pour *S mutans* et de 20% pour *S sobrinus* ; le nombre de bactéries éliminées est significativement plus élevé pour le groupe avec Ag	L'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine composite adhésive orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans* et *S sobrinus*
Degrazia *et al*, 2016 (55)	Effet sur l'activité antibactérienne d'adhésifs orthodontiques contenant des nanotubes d'halloysite chargés de triclosan (TCN-HNT)	*S mutans* est incorporé dans un bouillon, incubé avec l'adhésif, puis évalué par l'unité de formation de colonies de biofilm ; 4 groupes : résine avec 0%, 5%, 10% et 20% de nanotubes d'halloysite	A 24 h, les adhésifs contenant 5%, 10% et 20% de TCN-HNT sont à 9,19, 6,99 et 6,02 $\log_{10}$ CFU/mL, ce qui diffère de la résine contenant 0%, à 5,42 $\log_{10}$ CFU/mL ; plus la concentration de TCN-HNT est importante, plus la concentration en CFU est faible ; les adhésifs avec 10% et 20% de TCN-HNT ont un nombre de CFU inférieur à 48 h par rapport à tous les autres groupes et après 72 h, seul l'adhésif contenant 20% de TCN-HNT conserve son activité antimicrobienne	Les nanotubes d'halloysite chargés de triclosan incorporées à un adhésif orthodontique entraînent une activité antibactérienne à long terme contre *S mutans*
Pourhajibagher *et al*, 2019 (128)	Effet sur l'activité antibactérienne d'un adhésif orthodontique contenant des nanoparticules d'oxyde de zinc dopées à la curcumine	*S mutans*, *S sobrinus* et *L acidophilus* sont utilisées dans cette étude dans un bouillon formant des colonies (CFU) vérifiées par spectrophotométrie et comptage ; groupe témoin et groupe résine avec nanoparticules	Le nombre viable de cellules de *S mutans*, de *S sobrinus* et de *L acidophilus* dans le biofilm au bout de 48 h, est d'environ 6,97, 6,64 et 6,31 log CFU/mL alors qu'avec la résine avec nanoparticules, il n'y a pas de colonie jusqu'à 90 j ; *S mutans* et *S sobrinus* sont plus sensibles que *L acidophilus* ; les nanoparticules ont un effet significatif sur l'activité oxydante métabolique des cellules de biofilm traitée	L'adhésif orthodontique contenant des nanoparticules d'oxyde de zinc dopées à la curcumine a une activité antibactérienne contre *S mutans*, *S sobrinus*, et de manière moindre contre *L acidophilus*

Zhang *et al*, 2016 (117)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) et d'argent (NAg) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR)	Des plaques de culture de gélose sont utilisées pour déterminer le nombre total de micro-organismes, le nombre total de streptocoques et des plaques de culture d'agar MSA sont utilisées pour déterminer les *S mutans* ; les suspensions bactériennes sont diluées en série et étalées sur des plaques de gélose pour analyse par CFU ; 6 groupes dont 2 groupes de contrôle Transbond™ XT et Vitremer™ et 4 avec des concentrations différentes en NAg et NACP	Les groupes contrôles sont complètement couverts par des biofilms ; avec NAg, la couverture de biofilm est moins importante sur le disque ; les biofilms du groupe contrôle ont l'activité métabolique et la production d'acide lactique les plus importantes, alors que le groupe avec NAg et NACP a beaucoup moins d'activité métabolique et d'acide lactique ; les groupes contrôles ont la plus grande valeur de CFU alors qu'avec 0,1% de NAg, elle est inférieure de plus de 3 ordres de grandeur ; l'ajout de NACP n'a aucun effet significatif sur le nombre de CFU	L'incorporation de nanoparticules d'argent et de phosphate de calcium amorphe à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine augmente significativement l'activité bactérienne contre *S mutans*
Zhang *et al*, 2016 (118)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) orthodontique	Le ciment orthodontique est incubé pendant 2 jours avec le biofilm d'une salive humaine, puis examiné à l'aide d'un microscope à épifluorescence ; l'absorbance à 540 nm est mesurée via un lecteur de microplaques, le nombre de CFU est évalué ; la production d'acide lactique est analysée	L'observation montre beaucoup de cellules mortes pour le CVMAR avec NAg ; CVIMAR avec NAg réduit considérablement la production d'acide lactique (5 mmol/L) et son activité (0,2 A_{540}/cm^2) par rapport au groupe CVIMAR seul (13 mmol/L et 0,6 A_{540}/cm^2) ; l'ajout de NAg a réduit significativement la CFU par rapport au CVIMAR seul, que ce soit pour *S mutans* (2.10^6 contre 2.10^7), pour la totalité des streptocoques (2.10^7 contre 1.10^8) ou la totalité des micro-organismes (5.10^8 contre 4.10^9)	L'incorporation de nanoparticules d'argent à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre le biofilm salivaire, et notamment *S mutans*
Metin-Gürsoy *et al*, 2017 (9)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation d'un revêtement avec nanoparticules d'argent (NAg) sur une attache orthodontique	Des échantillons de biofilm d'incisives de rats sont prélevés et mis en incubation pour la culture de *S mutans* ; la colonisation bactérienne est étudiée dans tous les échantillons de plaque et le nombre total de colonies viables de *S mutans* est calculé en unités formant des colonies (CFU)	Le groupe d'attaches recouvertes de NAg présente des comptes de *S mutans* significativement plus faibles que ceux du groupe témoin au jour 30 (0 contre 553,33 CFU/mL) ; dans le groupe d'étude, le nombre de *S mutans* est plus faible à 3, 7, 14, 30 et 45 j qu'au jour 0 ; dans le prélèvement vestibulaire, pour le groupe d'étude, le nombre de *S mutans* à j 3 est supérieur à celui de j 0 et dans le groupe témoin, le nombre de *S. mutans* est supérieur aux jours	L'incorporation d'un revêtement avec nanoparticules d'argent sur une attache orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*

			3, 7 et 30 par rapport au jour 0	
Lee *et al*, 2018 (39)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène (ONG) dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	*E coli*, *S aureus*, et *S mutans* sont cultivés et incubés avec des échantillons de PMMA ; la densité optique est mesurée à l'aide d'un lecteur de microplaques ; 5 groupes : témoin, avec 0, 0,5, 1 et 2% d'ONG dans une résine PMMA	Un meilleur effet anti-adhésion contre *E coli*, *S aureus* et *S mutans* après 1h de fixation dans la salive artificielle est observé dans les échantillons contenant du NGO à 0,5, 1 et 2% par rapport à l'échantillon sans ONG, sauf pour 0,5% d'ONG contre *E coli* et *S mutans* ; les échantillons avec une concentration supérieure d'ONG montrent des effets anti-adhésion plus forts contre toutes les espèces microbiennes : 2% d'ONG≤1% d'ONG≤0,5% d'ONG≤0% d'ONG	L'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle entraîne une activité antibactérienne par effet anti-adhésion contre *S mutans*, *S aureus* et *E coli*
Garcia-Contreras *et al*, 2015 (107)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à un ciment verre ionomère (CVI)	Une suspension de *S mutans* est cultivée dans un bouillon pendant 18 heures ; après 24 heures d'incubation avec différents CVI conventionnels et modifiés avec de TiO_2 à 3% et 5%, les halos d'inhibition sont mesurés avec un compas numérique électronique	L'activité de croissance bactérienne est réduite par contact direct avec le CVI conventionnel ; avec le CVI à 3% et 5% de TiO_2, les valeurs d'inhibition des halos obtenues correspondent à 0,92±0,22 mm, 2,11±0,82 mm et 1,53±0,79 mm, respectivement ; lorsque l'activité antibactérienne du CVI avec 3 et 5% de TiO_2 est comparée à celle du CVI conventionnel, des différences significatives sont observées mais aucune différence n'est observée entre 3% et 5% de TiO_2 ; la supplémentation de 3 à 5% de TiO_2 montre une activité antibactérienne contre *S. mutans* supérieure à celle du CVI conventionnel	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (à 3 ou 5%) à un ciment verre ionomère entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*
Venugopal *et al*, 2017 (94)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à la surface de micro-implants orthodontiques	Des suspensions de colonies isolées choisies parmi des plaques de gélose sont utilisées pour préparer des suspensions bactériennes cultivées pendant 24 heures ; des tests de diffusion sur disque de *Streptococcus sp.* et *A actinomycetemcomitans* sont effectués pour déterminer la zone d'inhibition ; 3 groupes : de contrôle, implants de titane enrobés avec des NAg	Aucune croissance bactérienne n'est observée autour du micro-implant Ti-BP-AgNP mais une croissance bactérienne est détectée autour des micro-implants Ti-AgNP et des témoins ; la zone d'inhibition pour *S. mutans* (50,58×4,88 mm^2) est la plus grande avec les micro-implants Ti-BP-AgNP, suivie de celle de *S sanguinis* (27 × 3,01 mm^2) ; la plus petite zone d'inhibition est observée pour *A actinomycetemcomitans* (25× 3,06 mm^2) ; les Ti-AgNP et les micro-implants de contrôle ne montrent aucun effet antibactérien sur	L'incorporation de nanoparticules d'argent à la surface de micro-implants orthodontiques entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*, *S sanguinis* et *A actinomycetemcomitans*, si celles-ci sont enrobées dans une couche de biopolymère

		classiques (Ti-AgNP) et implants enduits d'un biopolymère enrobé d'AgNP (Ti-BP-AgNP)	aucune des trois bactéries testées	
Liu *et al*, 2017 (112)	Effet sur l'activité antibactérienne d'un arc composite orthodontique revêtu par des nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2), non dopé ou avec un dopage de type N	Des suspensions de *S mutans* sont préparées formant des colonies (CFU) ; le premier substrat de test est recouvert d'un film mince de TiO_2 dopé au N, le second substrat de test recouvert d'un film de TiO_2 et le substrat de contrôle sont placés dans ces suspensions, incubées pendant 24h après quoi le nombre de colonies sur chaque plaque est compté	Le groupe testé avec une couche fine de film de TiO_2 dopé au N montre la capacité antimicrobienne la plus efficace avec un taux de 87,2% ; le groupe avec un film seulement avec TiO_2 présente un taux de 5,9%, ce qui indique l'absence d'effet bactéricide	Les arcs composites orthodontiques revêtus de nanoparticules de dioxyde de titane avec un dopage de type N entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*, mais pas sans dopage
Nam *et al*, 2019 (74)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré (FBAG) à une résine de collage orthodontique	Des échantillons de résine sont placés avec *S mutans* à une concentration de 10^5 UFC/mL cultivé dans un incubateur ; l'absorbance est mesurée à une longueur d'onde de 620 nm après une culture de 24 h et à nouveau après une période de 48 h ; 4 groupes : résine de contrôle, résine avec FBAG à 1, 3 et 5%	Les propriétés antibactériennes après 24 h pour la résine avec 1% de FBAG (43,4±21,2%), 3% de FBAG (51,5±14,9%) et 5% de FBAG (51,5±15,5%) sont significativement plus élevées que celles du groupe témoin (80,6±1,4%) ; les propriétés antibactériennes après 48 h pour la résine avec 1% de FBAG (76,4±3,43% de FBAG (51,2±16,2%) et 5% de FBAG (46,2±14,9%) sont supérieures à celles du groupe témoin (78,1±10,5%)	L'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré à une résine de collage orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*
Ahn *et al*, 2009 (119)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à un adhésif orthodontique	Les activités antimicrobiennes contre *S mutans* et *S sobrinus* sont analysées par un test d'adhérence bactérienne, un test de diffusion sur disque et une mesure de densité optique de la suspension bactérienne contenant chaque adhésif ; 6 groupes : témoin sans adhésif, CVIMAR, résine Transbond™ XT, résine expérimentale avec 0 ppm (ECA1), 250 ppm (ECA2) et 500 ppm (ECA3) de NAg	*S mutans* adhère plus aux adhésifs de manière significative que *S sobrinus* ; les streptocoques adhèrent beaucoup moins à l'ECA2 et à l'ECA3 qu'aux autres adhésifs, alors qu'il n'y a pas de différence significative d'adhérence entre l'ECA2 et l'ECA3 ; l'adhérence bactérienne à ECA1 est supérieure à celle à ECA2 et ECA3, mais inférieure à celle de Transbond™ XT et au CVIMAR ; les suspensions bactériennes contenant des NAg montrent une croissance bactérienne significativement plus lente que celles contenant Transbond™ XT et	L'incorporation de nanoparticules d'argent à un adhésif orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans* et *S sobrinus*, plus important quand la concentration en nanoparticules augmente

			CVIMAR ; après 48 h d'incubation avec chaque disque adhésif, aucune zone d'inhibition n'est observée autour des échantillons	
Sodagar *et al*, 2016 (69)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) et d'hydroxyapatite (HA) à une résine composite orthodontique	Les propriétés antibactériennes de ce composite contre *S mutans*, *L acidophilus* et *S sanguinis* sont étudiées par un test de diffusion sur gélose, un test d'inhibition des biofilms et l'activité antimicrobienne des composants élués des disques composites ; 4 groupes : résine avec 0%, 1%, 5% et 10% de nanoparticules	Le test de diffusion sur gélose indique des halos d'inhibition bactérienne à 5 et 10% de NAg et HA ; l'effet antibactérien des groupes d'étude contre *S mutans* révèle des différences significatives entre tous les groupes, à l'exception des 5 à 10%, et pour *S sanguinis* et *L acidophilus*, des différences significatives entre tous les groupes sauf entre 1 et 5% et 5 et 10%; le test des composants élués montrent globalement une diminution du nombre de colonies avec l'augmentation des concentrations	L'incorporation de nanoparticules d'argent et d'hydroxyapatite à une résine composite orthodontique à partir de 5% en concentrations réduit la croissance de *S mutans* et *L acidophilus*, a moins d'effet contre *S sanguinis* non cariogène et est capable de produire une zone d'inhibition de la croissance bactérienne
Ghorbanzadeh *et al*, 2015 (120)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à une résine poly-méthacrylate de méthyle (PMMA) utilisée pour les appareils orthodontiques	Essai clinique croisé à double insu et randomisé sur 24 patients entre 7 et 15 ans ; l'effet antibactérien est évalué sur *S mutans*, *S sobrinus*, *L acidophilus* et *L casei* testées par inhibition de la croissance de cellules ; 3 groupes : de contrôle avec PMMA seule, plaques d'appareils orthodontiques expérimentales avec nanoparticules d'argent incorporées et nanoparticules d'argent in situ, à 0,5%	Les taux de bactéries cariogènes testées dans la salive diminuent d'environ 2 à 70 fois (30,9% à 98,4%) par rapport aux valeurs initiales ; l'analyse d'inhibition de biofilm démontre que les plaques de NAg et de NAg in situ inhibent le biofilm de toutes les bactéries testées de 20,1 à 79,9% par rapport au groupe contrôle ; avec NAg in situ, elle a un puissant effet anti-biofilm contre *S mutans*, *S sobrinus* et *L casei* ; NAg in situ montre une activité antibactérienne supérieure à celle de NAg incorporée	L'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine polyméthacrylate de méthyle utilisée en tant qu'appareil orthodontique entraîne un effet antibactérien contre *S mutans*, *S sobrinus*, *L acidophilus* et *L casei*
Sodagar *et al*, 2017 (113)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'ajout de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à une résine composite utilisée en orthodontie	180 disques composites sont préparés pour le test d'élution, le test de diffusion sur gélose sur disque et le test d'inhibition du biofilm afin de recueillir les comptes de micro-organismes sur trois jours, de mesurer le diamètre d'inhibition et de quantifier les comptes viables de	Pour le test d'inhibition, les colonies de *S mutans* et de *S sanguinis* sont significativement réduites dans les 3 groupes de composites contenant TiO_2 mais les colonies de *L acidophilus* ne le sont qu'à 10% de TiO_2 ; les trois groupes avec TiO_2 présentent un diamètre significatif d'inhibition de la croissance bactérienne ; pour le test des composants élués, à plus de 5% de TiO_2	L'ajout de nanoparticules de dioxyde de titane à une résine composite utilisée en orthodontie entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans* et *S sanguinis*, plus importante à concentration élevée en nanoparticules

		colonies ; 4 groupes : composites orthodontiques contenant TiO_2 à 0%, 1%, 5% et 10% sont préparés	le nombre de colonies de *S mutans* est réduit, au jour 30 pour *S sanguinis*	
Degrazia *et al*, 2016 (10)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation des nanoparticules d'argent (NAg) à un adhésif orthodontique	L'effet antibactérien est évalué par l'activité inhibitrice de croissance en milieu liquide et l'essai de diffusion sur disque concernant *S mutans* ; 4 groupes : adhésif de contrôle avec 0% de NAg, adhésif avec 0,11%, 0,18% et 0,33% de NAg	Tous les groupes avec addition de NAg démontrent une activité antimicrobienne similaire contre *S mutans* ; tous les groupes diminuent statistiquement la croissance de *S mutans* par rapport au groupe témoin ; après 48 h d'essai de diffusion sur disque, aucun halo inhibiteur n'est détecté autour des disques de toute concentration en argent	Les nanoparticules d'argent incorporées à un adhésif orthodontique entraînent une inhibition de la croissance de *S mutans*
Sodagar *et al*, 2016 (62)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'ajout de nanoparticules de curcumine (NCur) à un adhésif composite orthodontique	180 disques sont fabriqués à partir du composite ; 108 sont soumis au test des composants élués, 36 sont utilisés pour le test de diffusion sur disque et 36 pour le test du biofilm afin d'évaluer leur activité antimicrobienne contre *S mutans*, *S sanguinis* et *L acidophilus*	Aucune zone d'inhibition de la croissance n'est observée dans aucun groupe ; dans le test du biofilm, le nombre de colonies de toutes les bactéries diminue significativement avec l'augmentation du pourcentage de NCur à 1, 5 et 10% ; le nombre de colonies diminue significativement seulement à 30 jours ; l'effet de la concentration n'est pas significatif	L'ajout de nanoparticules de curcumine à un adhésif composite orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*, *S sanguinis* et *L acidophilus*
Lee *et al*, 2016 (49)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse (MSN) à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	Pour le test anti-adhérence, *S oralis* est cultivée et incubée avec des échantillons de résine ; l'absorbance est lue à 570 nm à l'aide d'un lecteur de microplaques et les unités formant des colonies (CFU) sont comptées ; 5 groupes : résine PMMA avec 0, 0,5, 1, 2,5 et 5 % de MSN	Un effet anti-adhérent contre *S oralis* après 1 heure d'attachement n'est observé que dans les échantillons présentant une incorporation de 2,5 et 5% de MSN	L'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle entraîne une activité antibactérienne contre *S oralis* à partir d'une concentration de 2,5% en nanoparticules
Fan *et al*, 2011 (121)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à une résine chémo-polymérisable orthodontique	L'essai d'inhibition de la croissance est réalisé avec des résines à 0, 0,2 et 0,5% de NAg ; *S mutans* est cultivé sur des plaques de gélose et les échantillons sont placés avec les bactéries pendant 5 jours en identifiant les zones d'inhibition ;	Une zone d'inhibition est visible pour les résines contenant 0,5% de NAg ; le pourcentage d'inhibition de la croissance de *S mutans* est de, pour 0,5% de NAg, de 97,5% et avec 0,2% de NAg, 52,4% de la croissance de *S mutans*, contre 0% pour le groupe contrôle ; 0,5% de NAg inhibe presque toute la croissance bactérienne et	L'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine chémo-polymérisable orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*, particulièrement à une concentration de 0,5%

		la formation de colonies est déterminée en comptant les colonies à partir de dilutions appropriées pour chaque échantillon	0,2% plus de 50% de la croissance bactérienne	en nanoparticules
Ramazanzadeh *et al*, 2015 (29)	Comparaison de l'activité antibactérienne d'attaches orthodontiques enduites de nanoparticules d'oxyde de zinc (ZnO) et d'oxyde de cuivre (CuO)	Les attaches sont collées aux couronnes de prémolaires, préparées pour des tests antimicrobiens sur *S mutans* ; les échantillons prélevés après 0, 2, 4, 6 et 24 heures sont cultivés sur des plaques de gélose et les colonies comptées 24 h après l'incubation ; 60 attaches sont recouvertes de nanoparticules de ZnO, de CuO, et de CuO-ZnO, 12 attaches non revêtues constituent le groupe témoin	Dans les groupes CuO et ZnO-CuO, la population bactérienne est réduite à zéro en 2 h, le groupe ZnO, a un effet moins important ; il existe une différence significative du nombre de colonies dans les intervalles de 0 à 2, 4 à 6, 6 à 24 h ; dans les groupes ZnO, CuO et ZnO-CuO, le nombre de colonies à différents intervalles est inférieur à celui du groupe témoin	L'activité antibactérienne d'attaches orthodontiques enduites de nanoparticules d'oxyde de zinc (ZnO) et d'oxyde de cuivre (CuO) est excellente pour les nanoparticules d'oxyde de cuivre et l'association oxyde de cuivre-oxyde de zinc, et considérable pour les nanoparticules d'oxyde de zinc même si elles ne peuvent réduire la population de *S mutans* à zéro même après 24 h
Hernández-Gómora *et al*, 2017 (98)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent in situ des ligatures élastiques orthodontiques	Les propriétés antibactériennes sont évaluées sur *S mutans*, *L casei*, *S aureus* et *E coli* incubées avec des échantillons de ligatures à l'aide de tests de diffusion à la gélose ; 2 groupes : de contrôle avec et ligatures avec NAg	L'échantillon de contrôle ne révèle aucune activité contre tous les micro-organismes alors que le groupe avec NAg montre des halos d'inhibition de la croissance sur disque de toutes les bactéries, de 2,0±0,12 mm pour *S mutans*, de 1,0±0,21 mm pour *L casei*, de 2,0±0,18 mm pour *S aureus*, et de 1,5±0,12 mm pour *E coli*	L'incorporation in situ de nanoparticules d'argent sur des ligatures élastiques orthodontiques entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*, *L casei*, *S aureus* et *E coli*
Sodagar *et al*, 2016 (115)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) et de dioxyde de silicium (SiO_2) à une résine polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	Les propriétés antimicrobiennes sont évaluées sur *L acidophilus* et *S mutans* à des intervalles de 0, 15, 30, 45, 60, 75 et 90 minutes par dosage du bouillon de dilution ; les échantillons de chaque groupe sont divisés en 3 sous-groupes : sombre, lumière du jour ou ultraviolets A (UVA) ; le pourcentage de réduction bactérienne est déterminé à partir	L'exposition au PMMA avec nanoparticules réduit le nombre de bactéries de 3,2 à 99%, en fonction des nanoparticules, des types de bactéries et des conditions d'éclairage ; *S mutans* et *L acidophilus* exposées à du PMMA contenant 1% de nanoparticules montrent une diminution significative (98% et 99%, respectivement) sous UVA mais ne diminuent pas de manière significative à 0,5% de nano-TiO_2 et à 0,5% de nano-SiO_2 dans l'obscurité ; aucune réduction	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane et de dioxyde de silicium à une résine polyméthacrylate de méthyle entraîne une activité antibactérienne contre *L acidophilus* et *S mutans*

		des comptages	significative n'est observée sans nanoparticules exposées aux UVA	
Mirhashemi *et al*, 2014 (88)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc (ZnO) et de chitosan (CS) à une résine composite orthodontique	L'efficacité antibactérienne est évaluée contre *S mutans*, *S sanguinis* et *L acidophilus* par des comptages viables, un test de diffusion sur gélose sur disque (DAD), et des numérations viables de micro-organismes aux jours 3, 15 et 30 pour les composants élués ; un groupe témoin non modifié et 3 groupes 5% et 10% de ZnO et CS	Dans le test de formation de biofilm, une réduction du nombre de bactéries est observée avec des composites contenant 10% de nanoparticules par rapport à leurs homologues non modifiés ; dans le test DAD, seuls des échantillons contenant 10% de nanoparticules présentent une inhibition significative ; le seul test de composant élué perceptible est le jour 30 pour des disques contenant 10% de nanoparticules, inhibant *L acidophilus*	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc et de chitosan associées à une résine composite orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*, *S sanguinis* et *L acidophilus*, à 10% en concentration de nanoparticules
Paiva *et al*, 2018 (122)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à un ciment verre ionomère (CVI)	L'activité antibactérienne du CVI est évaluée par des tests de diffusion sur des plaques de gélose nutritive pour *E coli* et par un test de l'activité métabolique pour *S mutans* ; 4 groupes : CVI sans NAg, à faible, moyenne et forte concentration de NAg	Tous les groupes contenant de l'AgNP induisent des zones d'inhibition de la croissance d'*E coli* statistiquement significative ; l'activité métabolique de *S mutans* avec une concentration élevée en NAg est significativement affectée par rapport au CVI de contrôle	L'incorporation de nanoparticules d'argent dans un ciment verre ionomère entraîne une activité antibactérienne contre *E coli* et *S mutans*, particulièrement à des concentrations élevées
Wang *et al*, 2015 (123)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR)	Un modèle de biofilm de microcosme de plaque dentaire avec de la salive humaine est utilisé pour étudier la viabilité du biofilm ; les bactéries à la surface de l'échantillon et les bactéries du milieu de culture éloignées de la surface de l'échantillon sont testées pour l'activité métabolique, les unités formant des colonies (CFU) et la production d'acide lactique	L'ajout de NAg inhibe non seulement les bactéries à la surface, mais également les bactéries éloignées de la surface dans la culture medium ; l'ajout de NAg diminue considérablement les unités formant des colonies de biofilms par rapport aux témoins commerciaux ; l'activité métabolique et la production d'acide lactique diminuent significativement avec l'augmentation en concentrations de NAg	L'incorporation de nanoparticules d'argent dans un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans* notamment
Zaltsman *et al*, 2017 (59)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules de polyéthylèneimine d'ammonium	L'effet antibactérien sur *S mutans* est évalué par test de contact direct (DTD) et mesure cinétique de la croissance bactérienne ; 3 groupes : adhésif avec QPEI à 0%, 1% et 1,5% en poids	À 1% et à 1,5%, les nanoparticules de QPEI provoquent une inhibition significative de la croissance bactérienne après une période de vieillissement de 2 semaines ; une inhibition totale de la croissance bactérienne est détectée dans les échantillons à 1,5%	L'incorporation de nanoparticules de polyéthylèneimine d'ammonium quaternaire à un adhésif orthodontique entraîne une activité

	quaternaire (QPEI) à un adhésif orthodontique			antibactérienne contre *S mutans*
Varon-Shahar *et al*, 2019 (131)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules polyéthylèneimine d'ammonium quaternaire (QPEI) à un adhésif orthodontique	L'effet antibactérien antibactérien sur *S mutans* est évalué par test de contact direct (DTD), test de diffusion d'agar (ADT) et mesure cinétique de la croissance bactérienne ;	La croissance de *S mutans* est réduite suite au contact avec la surface des adhésifs Néo-Bond (95%), ainsi que des échantillons de ciment GC Fuji Ortho LC (97%) contenant des QPEI ; les adhésifs à base de ciment CX-plus, Transbond™ plus et Transbond™ XT avec et sans QPEI ne montrent aucun effet antibactérien et la croissance de *S. mutans* est similaire à celle des témoins	L'incorporation de nanoparticules polyéthylèneimine d'ammonium quaternaire à 1% dans des adhésifs et des ciments orthodontiques tels que Neobond et GC Fuji Ortho LC permet d'obtenir des propriétés antibactériennes stables et peut empêcher la croissance de *S mutans* à proximité d'appareils orthodontiques
Prabha *et al*, 2016 (11)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation d'un revêtement de nanoparticules d'argent (NAg) à une bague orthodontique	L'effet antibactérien est étudié à l'aide d'un test de diffusion sur disque de gélose pour des bactéries à Gram positif (*S mutans*) ; les échantillons de test et de contrôle sont incubés à 35°C pendant 18 à 24 h	Une zone d'inhibition est observée autour des matériaux de bague revêtus et du disque témoin à la gentamycine, indiquant l'efficacité du revêtement du SNP	L'incorporation de nanoparticules d'argent à un revêtement pour bague orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*
Zhang *et al*, 2015 (125)	Effet sur l'activité bactérienne de l'incorporation d'argent (NAg) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR)	Un modèle de biofilm de salive humaine est utilisé ; les biofilms adhérant aux échantillons et les bactéries à l'écart des surfaces de ciment sont évalués pour l'activité métabolique bactérienne, les unités formant des colonies (CFU) et la production d'acide lactique ; 5 groupes : 2 de contrôle, CVIMAR avec NAg, CVIMAR avec 2-méthacryloyl-oxyéthylphosphoryl-choline (MPC) et CVIMAR avec NAg et MPC	Le CVIMAR modifié contenant 0,1% de NAg et 3% de MPC permet de réduire au maximum l'adsorption de protéines, l'adhésion bactérienne, le CFU, l'activité métabolique et la production d'acide lactique ; le RMGI contenant 0,1% de NAg et 3% de MPC inhibe non seulement les bactéries présentes à sa surface, mais également les bactéries éloignées de la surface dans le milieu de culture ; l'incorporation de MPC et NAg dans le CVIMAR entraîne une inhibition des biofilms bien plus forte que l'utilisation de chaque agent seul	L'incorporation de nanoparticules d'argent à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*

Sharon *et al*, 2018 (132)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules polyéthylèneimine d'ammonium quaternaire (QPEI) à un adhésif orthodontique	L'effet antibactérien sur *S mutans* et la croissance de *L casei* du ciment orthodontique adhésif pour attache avec et sans nanoparticules de QPEI est évalué ; l'effet antibactérien est évalué en utilisant une coloration au cristal violet et une numération bactérienne (CFU/mL)	La biomasse de bactéries *S mutans* en présence de nanoparticules de QPEI est d'environ 34% par rapport au groupe témoin, et pour le biofilm de *S mutans* et *L casei*, d'environ 60% ; une réduction moyenne de 90% du nombre de *S mutans* viables est observée dans tous les échantillons testés	L'incorporation de nanoparticules polyéthylèneimine d'ammonium quaternaire à un adhésif orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans* et *L casei*
Mhaske *et al*, 2015 (126)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à des fils orthodontiques en acier inoxydable et en nickel-titane (NiTi)	Les fils sont ensuite soumis à des tests microbiologiques pour évaluer les propriétés anti-adhérentes et antibactériennes du revêtement d'argent contre *L acidophilus*, en analysant les unités formant des colonies (CFU) dans les groupes de contrôle et d'essai avec NAg	Les fils avec NAg montrent un effet anti-adhérent contre *L acidophilus* par rapport aux fils non revêtus ; les fils en acier inoxydable non revêtu et en NiTi ont respectivement une augmentation significative de masse de 35,4% et 20,5%, contre 4,08% et 4,4% pour les fils avec NAg ; les groupes contenant des fils avec NAg montrent une diminution significative du taux de survie de *L acidophilus* comparé aux groupes contenant des fils non revêtus	L'incorporation de nanoparticules d'argent à des fils orthodontiques en acier inoxydable ou en nickel-titane entraîne une activité antibactérienne contre *L acidophilus*
Espinosa-Cristóbal *et al*, 2018 (127)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à des fils et des attaches orthodontiques	L'effet inhibiteur et l'activité anti-adhérence des NAg sont évalués sur l'adhésion de *S mutans* sur les surfaces des attaches et des fils pour les traitements orthodontiques ; 2 tailles de NAg sont préparées, à 8 et 20 nm, et un groupe contrôle	Tous les échantillons d'AgNP inhibent l'adhésion de *S mutans* (16,7 µg/mL et 66,8 µg/mL) ; cependant, les plus petits AgNP ont eu une meilleure inhibition (4,3±2,8 UFC/mL) que les plus grands (5±8,6 UFC / mL), tous deux bien supérieurs au groupe contrôle (356±25,0 UFC/mL)	L'incorporation de nanoparticules d'argent à des fils et des attaches orthodontiques entraîne une inhibition de l'adhérence et de la croissance de *S mutans*
Jatania et Shivalinga, 2014 (129)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'ajout de nanoparticules d'oxyde de zinc (ZnO) à un agent de liaison (ciment verre ionomère) orthodontique	Le dosage antimicrobien est effectué par la méthode de diffusion sur disque d'agar pour *S mutans* ; des zones d'inhibition sont mesurées et le test est répété après un mois pour vérifier l'effet antimicrobien	Le disque d'agar présente des zones d'inhibition autour de l'agent de liaison modifié et l'activité antimicrobienne est plus importante lorsque la concentration en ZnO est augmentée de 13 à 23% ; l'effet antimicrobien est présent même après un mois	L'ajout de nanoparticules d'oxyde de zinc à un ciment verre ionomère de liaison orthodontique entraîne une activité bactérienne sur *S mutans*, augmentant avec la concentration en nanoparticules
Argueta-Figueroa *et al*, 2015 (24)	Effet sur l'activité antibactérienne de	L'activité antimicrobienne est analysée par un test de diffusion	L'adhésif expérimental contenant 0,0100% en poids de Cu est la seule concentration	L'incorporation de nanoparticules de cuivre à

	l'incorporation de nanoparticules de cuivre (Cu) à un adhésif orthodontique	sur disque contre *S aureus*, *E coli* et *S mutans* ; 4 groupes : de contrôle avec chlorehexidine à 0,2%, adhésif avec 0,0100%, 0,0075% et 0,0050% de Cu	présentant des propriétés antibactériennes, comparables aux effets de la chlorhexidine ; les adhésifs contenant 0,0075% et 0,0050% de Cu ne présentent aucune activité antibactérienne	un adhésif orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*, *S aureus* et *E coli*, uniquement à une concentration de 0,01% en nanoparticules
Moreira *et al*, 2015 (124)	Effet sur l'activité antibactérienne de l'incorporation d'un revêtement de nanoparticules d'argent (NAg) à une bague orthodontique	L'activité antibactérienne in vitro contre *S mutans* et *L acidophilus* est mesurée en comptant les unités formant des colonies (CFU) pendant 28 jours au maximum ; les tubes sont incubés pendant 48 heures pour déterminer l'effet inhibiteur des résines chargées de NAg	Plus la concentration en NAg est élevée, plus l'effet antimicrobien est important, les échantillons à 0,5% et 1% ont une inhibition supérieure à 90% du *S mutans* pendant 28 jours ; les résines chargées de NAg sont plus efficaces contre *S mutans* que *L acidophilus*	L'incorporation de nanoparticules d'argent à un revêtement pour bague orthodontique entraîne une activité antibactérienne contre *S mutans*
Yi *et al*, 2019 (84)	Effet sur l'activité antibactérienne d'un ciment verre ionomère modifié (CVIMAR) par addition de résine contentant des nanoparticules de fluorure de calcium ($nCaF_2$)	L'activité antibactérienne est mesurée par la coloration de biofilms vivants/morts, l'activité métabolique, la production de polysaccharides et de lactiques et les unités formant des colonies (CFU) ; groupe contrôle CVIMAR seul, CVIMAR avec nCaF2, avec dimethylaminohexadecyl-methacrylate (DMAHDM)	L'incorporation de 20% de $nCaF_2$ seul et avec DMAHDM au CVIMAR a fortement réduit l'activité métabolique, les productions de polysaccharides et d'acide lactique ; l'incorporation de nCaF2 a entraîné une réduction significative du CFU du biofilm et de nCaF2 avec DMAHDM donne un CFU inférieur de plus de 3 ordres de grandeur à celui obtenu avec le contrôle	Les nanoparticules de fluorure de calcium incorporées à un ciment verre ionomère modifié par addition de résine entraînent une activité antibactérienne notamment contre *S mutans*
Janhabin *et al*, 2017 (130)	Évaluation comparative de l'activité antibactérienne entre des composites sans et avec nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP), utilisés en orthodontie	Essai clinique randomisé « *split-mouth* » ; l'effet antibactérien est déterminé par le nombre de *S mutans*, autour des attaches par PCR (réaction en chaîne par polymérase) en temps réel à 3 mois et 6 mois après le début du traitement ; attaches collées par composite classique, et composite avec NACP	Quel que soit le type de dent après 3 mois et 6 mois, la population de *S mutans* du groupe contrôle est significativement supérieure à celle du test ; ces différences sont vraies pour la prémolaire latérale et la deuxième prémolaire ; les changements ne sont pas significatifs au cours du temps pour les incisives latérales et les deuxièmes prémolaires du côté contrôle et du côté test	Le composite contenant des nanoparticules de phosphate de calcium utilisé en orthodontie permet une activité antibactérienne contre *S mutans*

3.2.1.2. Inhibition de la croissance et de l'activité fongiques

Des études mettent en avant une activité antifongique contre *Candida albicans* et *Aspergillus niger* lorsque des nanoparticules sont incorporées à des matériaux utilisés en orthopédie dento-faciale (Tableau 4).

Les études de Li *et al* de 2016 (133), et de Monteiro *et al* de 2012 (134), démontrent une activité de lutte contre *C albicans* d'une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle contenant des nanoparticules d'argent à partir de 5% en concentration. Jo *et al* en 2017 (48) ont également des résultats positifs concernant une résine polyméthacrylate de méthyle avec des nanoparticules de silice mésoporeuse incorporant du sulfadiazine d'argent. Ceux-ci présentent des effets anti-fongiques supérieurs à court et long terme par rapport au PMMA pur et aux PMMA incorporant uniquement des nanoparticules de silice mésoporeuse.

Enfin, Safaie *et al*, en 2019 (134) observent une inhibition d'*A niger* suite à la présence de nanoparticules d'oxyde de cuivre dans une résine composite, variant selon la concentration de celles-ci.

Tableau 4 : Études concernant l'inhibition de la croissance et de l'activité fongiques des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Li *et al*, 2016 (133)	Effet d'une résine acrylique contenant des nanoparticules d'argent sur l'adhésion de *C albicans* et la formation de biofilm	Tests d'adhérence de *C albicans* pendant 90 min et de formation de biofilm pendant 72 h, visualisation par microscopie confocale à balayage laser	La bioactivité et la biomasse du biofilm de *C albicans* diminuent avec l'augmentation de la concentration en solution des nanoparticules d'argent ; la résine présente une activité anti-adhésion élevée à partir de 5% de nanoparticules et diminue l'épaisseur d'un biofilm formé avec l'augmentation de la concentration	Les nanoparticules d'argent ont une activité antifongique et inhibent la formation de biofilm de *C albicans*, en solution ou incorporées dans la résine à concentration élevée
Safaei *et al*, 2019 (134)	Effet d'un composite contenant de l'alginate et des nanoparticules d'oxyde de cuivre sur *A niger*	Mesure du taux d'activité fongique par unité de formations de colonies et par méthodes de diffusion sur disque pour des composites à concentrations variables	Les nanoparticules sont le facteur déterminant l'inhibition de la croissance fongique ; une inhibition maximale de 83,17% est atteinte pour un composite contenant 4 mg/ml de nanoparticules de CuO, 1 mg/ml d'alginate et 90 min d'agitation	Les nanoparticules d'oxyde de cuivre inhibent la croissance d'*A niger* en fonction de leur concentration dans le composite

Jo *et al*, 2017 (48)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse chargées de sulfadiazine d'argent dans une résine PMMA sur *C albicans*	Pour déterminer l'effet anti-adhésif immédiat, 10% de PrestoBlue™ sont ajoutés après incubation, l'absorbance est lue en utilisant un lecteur de microplaques, la méthode de l'unité de comptage formant des colonies en série et le microscope électronique à balayage sont utilisés ; pour déterminer les effets à long terme, le test anti-adhésif microbien est utilisé sur les échantillons rassemblés après vieillissement	Les effets anti-adhésifs immédiats sont observés après 1 heure de fixation dans des échantillons contenant des MSN (à 0,5%, 1%, 2,5% et 5%) incorporant de l'argent par rapport à ceux ne contenant que des MSN ($p<0,05$) ; la résine incorporant 2,5% et 5% de MSN montre une diminution de la fixation de *C albicans* ; le MEB et les images confocales montrent moins de cellules vivantes attachées aux MSN avec argent qu'à 0% de MSN et à 5% de MSN ; contrairement au groupe avec 0% de MSN et 5% de MSN, le groupe 5% de MSN incorporant de l'argent exerce un effet anti-adhésif continu et significatif contre *C albicans* jusqu'à 14 jours de vieillissement ($p <0,05$), alors que le groupe 5% de MSN exerce un effet anti-adhésif jusqu'à 3 jours de vieillissement	La résine polyméthacrylate de méthyle avec des nanoparticules de silice mésoporeuse incorporant du sulfadiazine d'argent présente des effets antifongiques supérieurs à court et long terme par rapport au PMMA pur et aux PMMA incorporant uniquement des nanoparticules de silice mésoporeuse
Monteiro *et al*, 2012 (135)	Effet sur l'activité antifongique de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	L'efficacité antifongique d'une suspension colloïdale de nanoparticules d'argent et de la résine PMMA avec NAg contre *C albicans* est évaluée par zone d'inhibition de la croissance et le nombre de colonies (CFU) de *C albicans* dans des géloses	Le nombre de cellules de *C albicans* pour le PMMA sans NAg, avec 0,05% de NAg, avec 0,5% de NAg et 5% de NAg est respectivement d'environ 2,75 $logCFU/cm^2$, 2 $logCFU/cm^2$, 1,8 $logCFU/cm^2$ et 1,7 $logCFU/cm^2$; ces résultats indiquent une bonne efficacité contre *C albicans*, en particulier pour le PMMA contenant 5% de nanoparticules d'argent	L'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle entraîne une activité fongique contre *C albicans*

3.2.2. Effets sur les tissus durs de la dent et du parodonte

3.2.2.1. Déminéralisation et reminéralisation de l'émail et de la dentine

Des moyens sont recherchés pour prévenir la déminéralisation des tissus durs de la dent et favoriser leur reminéralisation par la libération d'ions calcium, phosphate et fluor et par la lutte contre le pH cariogène.

L'incorporation de nanoparticules à des résines composites, des ciments verres ionomères modifiés ou non par adjonction de résine, a pour objectif d'augmenter le relargage de ces ions à long terme et à distance lors des phases acides. La finalité est de limiter l'apparition des taches blanches lors des traitements orthodontiques fixes sous et à proximité des attaches (Tableau 5).

Des nanotubes d'halloysite chargés de triclosan initient la dépose de minéraux à l'interface adhésif-émail (55).

Des nanoparticules de phosphate de calcium amorphe entraînent à plusieurs reprises la libération d'ions calcium et phosphate facilitant la reminéralisation (117,136,137), mais aussi limitant leur perte d'émail inhibant la déminéralisation (70,130,138,139). Ceci peut être répété plusieurs fois et grâce à des capacités de recharge en ions des adhésifs (67,140).

Des résines composites avec nanoparticules de verre bioactif fluoré ou de fluorure de calcium entraînent également une libération d'ions protégeant l'émail significativement de la déminéralisation (74,84).

Contrairement aux autres études, celle de Melo *et al*, en 2014, n'apporte pas de preuve quant à une capacité plus importante de réduction de la déminéralisation autour des attaches orthodontiques d'une résine à libération de fluorure avec nanoparticules de dioxyde de silicium par rapport à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (141).

Tableau 5 : Études concernant l'effet sur la déminéralisation et la reminéralisation de l'émail et de la dentine des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Degrazia *et al*, 2016 (55)	Effet sur le dépôt de minéraux à l'interface avec l'émail d'adhésifs orthodontiques contenant des nanotubes d'halloysite chargés de triclosan (TCN-HNT)	Les échantillons sont analysés par microscopie électronique à balayage (MEB) avec spectroscopie de dispersion d'énergie (EDS) et les pics aromatique et phosphate sont utilisés pour évaluer le dépôt de minéraux à l'interface émail ; 4 groupes : de contrôle, à 5%, 10% et 20% de TCN-HNT	L'analyse MEB-EDS montre des dépôts minéraux avec tous les adhésifs contenant 5%, 10% et 20% de TCN-HNT après 14 jours d'immersion de la salive ; l'analyse des pics sur les graphiques dévoile une plus grande précipitation minérale à l'interface adhésif-émail observée lors de l'utilisation de résines expérimentales contenant 10% et 20% de TCN-HNT	Les nanotubes d'halloysite chargés de triclosan incorporées à un adhésif orthodontique permettent des dépôts minéraux à l'interface adhésif-émail, plus importants à 10% et 20% de concentrations en nanoparticules
Melo *et al*, 2017 (138)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment orthodontique sur la minéralisation de l'émail	La libération ionique de Ca et de P est quantifiée par une méthode spectrophotométrique ; l'influence du pH sur la libération est étudiée ; la teneur en minéraux autour des ciments étudiés est évaluée via la profondeur des lésions et la déminéralisation ; 2 groupes : ciment de contrôle, ciment avec 20% de NACP	Comparé à un pH de 7, la libération d'ions est légèrement supérieure à pH 5,5, mais nettement supérieure à pH 4 où le ciment chargé de NACP à 20% y présente un relargage plus important ; à 20 et 100 µm de distance, la perte de minéraux en émail est significativement moins élevée autour du ciment chargé de NACP que celle du témoin ; la profondeur de lésion est significativement moins importante pour le groupe avec NACP (30 µm) que pour le groupe contrôle (45 µm)	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à un ciment orthodontique entraîne une inhibition significative de la déminéralisation de l'émail et une reminéralisation
Zhang *et al*, 2016 (117)	Effet sur la reminéralisation de l'émail de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR)	Pour chaque solution, les concentrations en ions Ca et P libérées des échantillons sont mesurées à 1, 3, 7, 14, 21 et 28 jours et analysées via une méthode spectrophotométrique ; 3 groupes : CVIMAR avec 10, 15 et 20% de NACP	Les différentes valeurs de concentrations de NACP et de pH ont des effets significatifs sur la libération des ions, avec une interaction significative entre les deux variables ; l'augmentation du niveau de NACP augmente la libération d'ions ; diminuer le pH à 4 augmente considérablement la libération d'ions mais démontre le déclenchement de la libération d'ions uniquement à pH cariogène	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine augmente significativement la libération d'ions à pH cariogène, permettant une reminéralisation mais pas une inhibition de la déminéralisation
Xie *et al*,	Effet sur la	La libération d'ions Ca et P est	Les concentrations en ions libérés augmentent	L'incorporation de

2019 (140)	minéralisation de l'émail suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à une résine composite servant d'adhésif orthodontique	mesurée avec des échantillons immergés dans une solution de NaCl à pH 4 et une méthode spectrophotométrique est utilisée pour analyser les concentrations avant et après recharge de la résine ; 5 groupes : résine de contrôle et résine avec 20, 30, 40 et 50% de NACP	de 1 à 28 jours puis après 28 jours, l'augmentation de la concentration en ions ralentit ; il y a des différences significatives entre tous les matériaux à 42 jours avec pour ordre décroissant en partant de la plus grande concentration : résine avec 50%, puis 40%, puis 30%, puis 20% de NACP et enfin le groupe de contrôle ; après recharge, les concentrations de re-libération d'ions suivent le même ordre décroissant en partant de la plus haute concentration	nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à une résine composite servant d'adhésif orthodontique entraîne une libération à long terme d'ions calcium et phosphate permettant l'inhibition de la déminéralisation et la reminéralisation de l'émail, proportionnelle à la concentration en nanoparticules
Xie *et al*, 2017 (67)	Effet sur la minéralisation de l'émail suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment orthodontique	Le ciment est testé pour la libération des ions Ca et P dans une solution de NaCl à pH 4, conditions cariogènes simulées ; analyse spectrophotométrique des concentration en ions avant et après recharge du ciment ; groupe d'étude : résine avec 40% de NACP	Les concentrations en ions libérés augmentent avec le temps de 1 à 35 jours puis après 35 jours, l'augmentation ralentit ; après chaque traitement de recharge, la concentration de libération d'ions augmente rapidement au cours de la première semaine et la libération ralentit ou plafonne la deuxième semaine	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à ciment orthodontique engendre une libération d'ions calcium et phosphate à long terme permettant une reminéralisation et une inhibition de la déminéralisation
Ma *et al*, 2017 (139)	Effet reminéralisant d'un ciment orthodontique verre ionomère modifié par addition de résine contenant des nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP)	Chaque échantillon est placé dans un milieu pour une déminéralisation de 14 jours et examiné par un microscope électronique à balayage (MEB) à une distance de 100 à 300 µm de la marge adhésive ; 4 groupes : résine composite, CVIMAR et CVIMAR avec NACP notamment	La plus faible profondeur de lésion est trouvée dans le groupe avec NACP, pour 3 plages de distance de la marge (50-150, 150-250, 250-350 µm), à respectivement 42,81±17,05 µm, 47,72±18,99 µm et 58,18±21,34 µm ; le groupe avec NACP présente le moins de déminéralisation intégrée allant de 976,19±489.74 à 1359,22±641,55 à toutes les distances ; les images au MEB montre une déminéralisation moindre dans le groupe avec NACP	Les nanoparticules de phosphate de calcium incorporées à un ciment verre ionomère modifié par addition de résine permettent une prévention de la déminéralisation et une reminéralisation de l'émail à proximité des bords adhésifs
Nam *et al*, 2019 (74)	Effet sur la minéralisation de l'émail suite à l'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré (FBAG) à	Les propriétés de reminéralisation sont évaluées à l'aide du protocole de cyclage du pH sur 14 j ; les échantillons sont mesurés par une micro-	Après une période comprise entre 0,5 et 20 j, la libération des ions fluorure est de 11,1 à 17,4 µg/cm^2 pour 1% de FBAG, de 13,2 à 14,91 µg/cm^2 pour 3% de FBAG et de 9,5 à 15,6 µg/cm^2 pour 5% de FBAG ; les distances anti-	L'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré à une résine de collage orthodontique engendre une libération d'ions

	une résine de collage orthodontique	tomographie à 90 kV et 109 µA ; les données mesurées sont analysées à l'aide du logiciel ImageJ ; 4 groupes : résine de contrôle, résine avec FBAG à 1, 3 et 5%	déminéralisation de 1% de FBAG (37,9±7,7 µm), de 3% de FBAG (50,4±25,3 µm) et de 5% de FBAG (229,3±70,2 µm) sont significativement plus grandes que celles du groupe contrôle (14,7±3,4 µm)	permettant une prévention de la déminéralisation, et une profondeur d'émail non touché significativement plus importante
Melo *et al*, 2014 (141)	Effet sur la minéralisation d'une résine composite orthodontique à libération de fluorure avec nanoparticules de dioxyde de silicium, par rapport à d'autres types d'adhésif	Les disques d'émail sont analysés, la déminéralisation intégrée est calculée, et une analyse par microscopie électronique à balayage (SEM) et spectromètre à rayons X à dispersion d'énergie (EDX) est réalisée pour tous les groupe ; 4 groupes : un microcomposite sans fluorure, un avec, un CVIMAR, un composite avec fluorure et nanoparticules	La déminéralisation intégrée du groupe CVIMAR est statistiquement inférieure par rapport à tous les groupes ; une tendance à la réduction de la déminéralisation de l'émail par le groupe avec nanoparticules par rapport au groupe composite sans fluorure est notée mais la différence n'est pas significative ; une analyse quantitative par SEM et EDX ne révèle aucune différence significative entre les teneurs en calcium, phosphate et oxygène dans l'émail entre les groupes ; exception au fluor, qui présente un montant nettement plus élevé dans le groupe CVIMAR	La résine composite orthodontique à libération de fluorure avec nanoparticules de dioxyde de silicium, n'apporte pas une capacité plus importante de réduction de la déminéralisation autour des attaches orthodontiques par rapport à un CVIMAR
Xu *et al*, 2007 (136)	Effet sur la minéralisation de l'émail suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium (DCPA) à une résine composite	Les concentrations de Ca et de P libérées par les échantillons sont mesurées puis analysées avec un spectrophotomètre ; le potentiel de reminéralisation est décrit par diagramme ; 8 groupes, de 0 à 75% de DCPA	A 56 j, la concentration de Ca en mmol/L est de 0,65±0,02 avec 75% de DCPA, significativement supérieure à 0,59±0,02 avec 70% de charges et 0,39±0,03 avec 65% de charges, les concentrations de P correspondantes étant de 2,29±0,07, 1,92±0,14 et 1,26±0,09, significativement différentes les unes des autres ; la solution du composite avec 30% est sous-saturée, celles contenant 40 et 50% de charges sont sursaturées au bout de 2 j et celles de tous les autres composites le sont à 1 jour, en ce qui concerne à l'hydroxyapatite	Suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium à une résine composite, la libération d'ions calcium et phosphate est significativement supérieure permettant de reminéraliser l'émail
Liang *et al*, 2016 (137)	Effet sur la minéralisation de la dentine suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) dans une résine composite	À 1, 3, 5, 7, 10, 14 et 21 j, les concentrations en ions Ca et P dans l'acide lactique et la solution de salive artificielle sont mesurées et analysées via une méthode spectrophotométrique ; le pH est mesurée ; observation au MEB ; 4 groupes : résine de	Pour le groupe PAMAM et le groupe témoin, le pH reste à 4 alors que pour les groupes NACP et PAMAM+NACP, il augmente à 5,7 à 15 min et à 6,1 à 60 min ; pour la solution d'acide lactique, les concentrations en ions Ca et P sont presque nulles pour le PAMAM et le groupe témoin alors qu'elles sont beaucoup plus élevées pour les groupes NACP et	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe dans une résine composite permet d'augmenter les concentrations en ions calcium et phosphate, d'élever le pH de 4 à 5,5 et d'améliorer la

		contrôle, résine avec NACP, résine avec polyamidoamine (PAMAM), résine avec NACP et PAMAM	PAMAM+NACP ; pour la salive artificielle, les concentrations en ions des groupes NACP et PAMAM+NACP sont également supérieures à celles du PAMAM et du groupe témoin ; le MEB montre, pour le groupe PAMAM+NACP, une croissance des minéraux bien supérieure à celle obtenue avec PAMAM ou NACP seul	reminéralisation de la dentine
Liu *et al*, 2018 (70)	Effet sur la minéralisation de l'émail suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) dans une résine adhésive orthodontique	Les concentrations de Ca et de P libérées sont mesurées à 1, 3, 5, 7, 14, 21, 28, 35 et 42 j, et analysées par un spectromètre à émission de plasma à couplage ; 3 groupes : résine Transbond™ XT (TB), résine+5% d'ammonium quaternaire (PD), résine+5% d'ammonium quaternaire+ 40% de NACP (PND)	Les ions Ca et P libérés par les groupes TB et PD sont nulles jusqu'à une période de 42 j, alors que PND montre des niveaux élevés de libération d'ions ; après 42 j, les concentrations de Ca et P du groupe PND sont respectivement de 80,16±2,21 mg/L et de 50,16±1,46 mg/L, celles du groupe PD sont de 0,60±0,09 mg/L et de 0,068±0,04 mg/L et pour le groupe TB, la concentration en Ca est de 0,51±0,06 mg/L et les ions P sont inférieurs à la limite minimale de détection	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe dans une résine adhésive orthodontique permet de prévenir la déminéralisation de l'émail et l'apparition des taches blanches lors des traitements orthodontiques, par libération importante d'ions calcium et phosphate
Yi *et al*, 2019 (84)	Effet sur la minéralisation de l'émail d'un ciment verre ionomère modifié par addition de résine contenant des nanoparticules de fluorure de calcium ($nCaF_2$)	Les concentrations des ions F et Ca libérés des échantillons à pH 4, 5,5 et 7 sont évaluées à 1, 3, 7, 14, 21, 28, 35, 42, 49 et 56 j par une électrode sélective et méthode spectrophotométrique ; les groupes sont des CVIMAR à concentrations différentes en nanoparticules	La quantité d'ions F libérés est significativement augmentée pour les groupes avec nanoparticules et la réduction des valeurs de pH a également favorisé la libération d'ions F ; les concentrations en ions Ca des groupes avec 20% de $nCaF_2$ sont significativement plus élevées que celle du groupe témoin qui est presque nulle, la réduction du pH à 5,5 améliore la libération d'ions Ca par rapport au pH de 7,0, et plus encore en ramenant le pH à 4,0	Les nanoparticules de fluorure de calcium incorporées à un ciment verre ionomère modifié par addition de résine permettent une augmentation de la libération des ions fluor et calcium, plus encore à pH cariogène, permettent d'inhiber la déminéralisation de l'émail entraînant des taches blanches
Janhabin *et al*, 2017 (130)	Évaluation comparative de la teneur en minéraux de l'émail entre des composites sans et avec nanoparticules de phosphate de calcium amorphe, utilisés en orthodontie	Essai clinique randomisé « *split-mouth* » ; Vista Cam IX est utilisé pour déterminer la teneur en minéraux en fonction de l'émail autour des attaches, avant collage (T0), à 3 mois (T1) et à 6 mois (T2), des deux côtés : contrôle sans nanoparticules et test avec nanoparticules	Quel que soit le type de dent, il n'y a pas de différence significative dans la teneur en minéraux de l'émail à 3 mois (T1) après traitement entre les deux faces, tandis qu'il y a une différence significative après 6 mois (T2) ; il y a des changements significatifs dans le contenu minéral de l'émail entre T0 et T2, tandis que du côté contrôle, il y a des changements significatifs entre T0, T1 et T2 au cours du temps	Le composite contenant des nanoparticules de phosphate de calcium utilisé en orthodontie permet d'empêcher la réduction de la teneur en minéraux de l'émail sur le long terme (à partir de 6 mois), par rapport à un composite conventionnel

3.2.2.2. Dureté et rugosité de l'émail et de la dentine

Plusieurs études rapportent une plus grande dureté de l'émail ou de la dentine après application de nanoparticules lors d'un traitement d'orthodontie, sans diminution de rugosité de surface (Tableau 6).

Les résultats suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe, montrent pour l'étude de Liang *et al* en 2016 (137), une augmentation de la dureté de la dentine sous une résine composite avec des polymères hautement ramifiés à haute teneur en polyamidoamine. Il est noté une augmentation significative de la dureté de l'émail, même à 100 µm de distance du ciment pour l'étude de Melo *et al* en 2017 (138). Pour celle de Liu *et al* en 2018 (70), on observe une augmentation significative de la dureté de l'émail à une profondeur de 30 µm sous les attaches orthodontiques collées par une résine composite et une absence de différence significative de rugosité de surface de l'émail. Enfin, Ma *et al* en 2017 (139) obtiennent un ciment orthodontique verre ionomère modifié par addition de résine (CVIMAR) avec adjonction de 20% de nanoparticules permettant une plus grande dureté de l'émail à proximité des bords adhésifs que le ciment classique lors du contact avec le biofilm.

Concernant les nanoparticules de fluorure de calcium, Yi *et al* en 2019 (84) développe un CVIMAR composé en poids de 20% de nanoparticules de fluorure de calcium et de 3% de méthacrylate de diméthylaminohexadécyle démontrant une augmentation significative de la dureté de l'émail par rapport à un ciment classique.

A propos des nanoparticules d'hydroxyde de calcium, Ajami *et al* 2016 (142) constatent que l'application de nanoparticules d'hydroxyapatite via un sérum ne permet pas de réduire la rugosité de l'émail post-traitement orthodontique.

Tableau 6 : Études concernant l'effet sur la dureté et la rugosité de l'émail et de la dentine des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Yi *et al*, 2019 (84)	Effet sur la dureté de surface de l'émail d'un ciment verre ionomère modifié par addition de résine contentant des nanoparticules de fluorure de calcium	Test de dureté sous une charge de 25 g pendant 5 s, après 30 jours de cycle de déminéralisation et reminéralisation pour des CVIMAR à concentrations différentes en nanoparticules	L'émail sain a une dureté de 3 GPa, les groupes contrôles ont une dureté entre 1 et 1,5 GPa et les groupes avec 20% de nanoparticules ont une dureté entre 2 et 2,5 GPa	Les nanoparticules de fluorure de calcium incorporées à 20% dans un ciment verre ionomère modifié par addition de résine permettent une augmentation de la dureté de l'émail par rapport à un ciment sans nanoparticules
Liang *et al*, 2016 (137)	Effet reminéralisant sur la dentine déminéralisée d'un composite contenant des nanoparticules de phosphate de calcium amorphe	Test de dureté sous une charge de 20 g pendant 10 s, après 21 jours de cycle salive et acide lactique pour quatre groupes de composite	La dentine saine a une dureté de 0,57±0,03 GPa, qui diminue à 0,25±0,03 GPa après 21 jours, les groupes avec nanoparticules ont une dureté de 0,43±0,03 GPa et 0,53±0,03 GPa après 21 j	Les nanoparticules de phosphate de calcium amorphe incorporées à un composite permettent une augmentation de la dureté de la dentine après une déminéralisation par rapport à un composite sans nanoparticules
Ma *et al*, 2017 (139)	Effet antibactérien, reminéralisant d'un ciment orthodontique verre ionomère modifié par addition de résine contenant des nanoparticules de phosphate de calcium amorphe	Test de la dureté sous une charge de 25 g pendant 5 s, de 25 à 200 µm de profondeur dans l'émail, pour quatre groupes de CVIMAR utilisés sur des prémolaires avec attaches orthodontiques ayant subies une phase de déminéralisation par un biofilm	Le groupe avec nanoparticules a un émail avec la dureté la plus élevée même si celle-ci est réduite à une distance de 100 µm de la marge adhésive aux profondeurs de 25 à 75 µm ; la dureté de l'émail du groupe avec nanoparticules est très supérieure à celles des trois autres groupes aux profondeurs de 125 à 200 µm, que ce soit à 100, 200 ou 300 µm de la marge adhésive	Les nanoparticules de phosphate de calcium incorporées à 20% à un ciment verre ionomère modifié par addition de résine permettent une augmentation de la dureté de l'émail à proximité des bords adhésifs après une déminéralisation par rapport à un CVIMAR sans nanoparticules

Ajami *et al*, 2016 (142)	Effet d'un sérum de nanoparticules d'hydroxyapatite sur la rugosité de surface de l'émail après dépose des attaches orthodontiques	La rugosité est évaluée par microscope à force atomique sur 30 échantillons de prémolaire, puis après séquence de collage/décollage d'une attache orthodontique et application d'un sérum de nanoparticules 2 à 3 min une fois par jour pendant 10 jours ou d'un dentifrice avec hydroxyapatite	Aucune différence de rugosité n'est relevée entre les deux groupes à tous les intervalles de traitement ; aucun effet d'interaction entre le traitement et les variables de temps pour les paramètres de rugosité ; les modifications de la surface de l'émail sont irréversibles dans les deux groupes après la procédure de décollage	Les nanoparticules d'hydroxyapatite incorporées à un sérum ne permettent pas de réduire la rugosité de l'émail après un traitement orthodontique par attaches fixées
Melo *et al*, 2017 (138)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment composite orthodontique sur la dureté de l'émail	L'analyse est réalisée à l'aide d'un diamant Knoop soumis à une charge de 25 g pendant 5 secondes sur un testeur de microdureté, avec 30 empreintes réparties sur deux rangées de 15 empreintes ; 2 groupes : ciment de contrôle et ciment avec 20% de NACP	Les valeurs de microdureté de l'émail autour du ciment chargé à 20% de NACP sont supérieures à celles du témoin à 20 et 100 µm de distance de l'interface, avec une différence significative de 0 jusqu'à 40 µm de profondeur. À une profondeur de 30 µm et sur une distance de 20 µm, la valeur de dureté Knoop pour le ciment chargé de NACP est de 175,3 kg/mm^2 contre 81,7, ce qui montre une augmentation de 116% par rapport au groupe témoin	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à un ciment orthodontique entraîne une augmentation significative de la dureté de l'émail à 20 et 100 µm de distance du ciment.
Liu *et al*, 2018 (70)	Effet sur la dureté et la rugosité de l'émail suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) dans une résine adhésive orthodontique	La mesure est réalisée par un testeur de dureté équipé d'un pénétrateur diamant Vickers à une charge de 50 gf et d'un temps de maintien de 15 s, 4 empreintes sont faites à partir de 4 endroits et de 2 profondeurs ; la rugosité est relevée par microscope à force atomique ; 3 groupes : résine Transbond™ XT (TB), résine+5% d'ammonium quaternaire (PD), résine+5% d'ammonium quaternaire+ 40% de NACP (PND), et un groupe témoin supplémentaire pour la rugosité	À une profondeur de 120 µm, la dureté de l'émail de tous les sites est dans la gamme de 3 GPa, sans différence significative ; à une profondeur de 30 µm, pour les surfaces occlusale et cervicale, la dureté est significativement réduite dans les groupes TB et PD, mais pas aussi fortement que la surface sous l'attache alors que celle du groupe PND est nettement supérieure ; la rugosité de surface en émail non collé et décollé dans le groupe TB n'est pas significativement supérieure à celle du groupe PD ; ces surfaces sont beaucoup plus rugueuses que celles des groupes témoin et PND ; il n'y a pas de différence de rugosité de surface entre le groupe témoin et le groupe PND	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe dans une résine adhésive orthodontique permet une augmentation significative de la dureté à une profondeur de 30 µm sous les attaches orthodontiques, et une absence de différence significative de la rugosité de surface de l'émail

3.2.2.3. Initiation de l'ostéogenèse

L'incorporation de nanoparticules pour préserver les tissus parodontaux a un effet significatif sans augmenter le taux de résorption radiculaire induite par l'orthodontie (Tableau 7).

Une étude de Seifi *et al* en 2015 (143) présente les effets d'un nouvel os artificiel Nanobone® à base de nanoparticules d'hydroxyapatite sur la préservation du tissus osseux. La greffe osseuse avec un substitutif synthétique à base de nanoparticules d'hydroxyapatite a un effet positif sur le tissu parodontal ayant subi des mouvements orthodontiques. L'évaluation histologique montre une activité ostéoblastique avec néovascularisation et ostéogenèse. L'effet est non significatif sur la résorption radiculaire.

Tableau 7 : Études concernant l'effet sur l'initiation de l'ostéogenèse des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Seifi *et al*, 2015 (143)	Effets histologiques d'un os synthétique à base de nanoparticules d'hydroxyapatite sur la préservation du tissus osseux	Évaluation histopathologique sur quatre défauts osseux remplis par l'os artificiel créés sur des chiens après un mouvement orthodontique entraînant le positionnement des dents à mi-chemin à l'intérieur des défauts	La résorption radiculaire moyenne dans le groupe avec substitut synthétique est de $22,87(\pm11,25).10^{-4}$ mm^2 au maxillaire et de $21,41(\pm11,25).10^{-4}$ mm^2 à la mandibule, sans différence significative avec le groupe témoin ; ostéoblastes actifs et lacunes contenant des ostéocytes à proximité du substitut osseux	L'os synthétique à base de nanoparticules d'hydroxyapatite permet une activité ostéoblastique à proximité, sans effet significatif sur les résorptions radiculaires

3.2.2.4. Coloration de l'émail

L'incorporation de nanoparticules n'a pas d'effet positif sur la couleur de l'émail, ni lors d'un traitement d'orthodontie, ni après celui-ci (Tableau 8).

L'étude d'Ajami *et al* en 2016 (142), déjà présentée en 3.2.2.2., a pour objectif d'analyser l'effet du sérum de nanoparticules d'hydroxyapatite sur le changement de couleur de l'émail après la dépose des attaches orthodontiques à la fin du traitement. Il est comparé à un dentifrice contenant de l'hydroxyapatite classique. Même si les résultats sont proches de la significativité, l'application de sérum de nanoparticules d'hydroxyapatite ne réduit pas le degré de décoloration de l'émail. Bien qu'il y ait moins de dents présentant un changement de couleur cliniquement visible dans le

groupe avec nanoparticules, une application de 10 jours ne permet pas d'améliorer la stabilité de la couleur de l'émail après dépose orthodontique.

Tableau 8 : Études concernant l'effet sur la coloration de l'émail des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Ajami *et al*, 2016 (142)	Effet d'un sérum de nano-particules d'hydroxy-apatite sur le changement de couleur de l'émail après dépose des attaches ortho-dontiques	Le changement de couleur est évalué par un spectrophotomètre sur 30 échantillons de prémolaire, à l'état initial puis après immersion dans une solution de café pendant 1 semaine ; 2 groupes, avec application d'un sérum de nanoparticules 2 à 3 min une fois par jour pendant 10 jours, ou d'un dentifrice avec hydroxyapatite	80,0% des dents du groupe avec dentifrice présentent des changements de couleur visibles et cliniquement significatifs, tandis que seulement 46,7% des dents du groupe avec nanoparticules présentent des changements visibles, sans que cela soit significatif ; aucune différence significative de changement de couleur total n'est relevée entre les deux groupes	Les nanoparticules d'hydroxyapatite incorporées à un sérum, avec application de 10j, ne permettent ni de réduire le degré de décoloration de l'émail par rapport à un dentifrice avec hydroxyapatite, ni d'améliorer la stabilité de la couleur de l'émail après dépose orthodontique

3.2.3. Effets sur les propriétés des matériaux et structures utilisés en orthopédie dento-faciale

3.2.3.1. Force de liaison et résistance au cisaillement

La force de liaison d'un adhésif orthodontique et de son primaire d'adhésion entre la dent et son attache orthodontique correspond à la résistance au cisaillement.

Celle-ci est testée à maintes reprises au cours d'études évaluant ses variations en fonction de l'incorporation de diverses nanoparticules : oxyde de zirconium, oxyde de zinc dioxyde de titane, oxyde de cuivre, argent, phosphate de calcium amorphe, hydroxyapatite, ammonium quaternaire, curcumine, verre fluoroaluminosilicate, cuivre, flurorure de calcium (Tableau 9).

Les nanoparticules peuvent être ajoutées à une résine composite, à un ciment verre ionomère ou à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine.

Le test de résistance au cisaillement est réalisé par une machine d'essai. Une charge occluso-gingivale est donc appliquée sur l'attache augmentant progressivement

jusqu'à la rupture de la liaison. La résistance au cisaillement correspond à la charge exacte nécessaire pour obtenir la rupture, divisée par la surface de l'attache.
Les résultats des études sont discordants, révélant parfois une augmentation significative de la résistance au cisaillement (24,33), une modification de celle-ci uniquement à partir de certaines concentrations (62,84,138,140,144), une diminution systématique à toutes les concentrations testées (10,113,145–147), ou encore une absence totale de changement significatif (17,23,55,67,70,74,107,117–119,129,139,148,149), et ce, peu importe le type d'adhésif utilisé.

Tableau 9 : Études concernant l'effet sur la force de liaison des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Felemban et Ebrahim, 2017 (33)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium (ZrO_2) et de dioxyde de titane (TiO_2) à un adhésif orthodontique	Les 30 échantillons sont soumis à une machine d'essai universelle où une charge est appliquée à une vitesse de 0,5 mm/min jusqu'à décollement ; 3 groupes d'étude : A, témoin avec adhésif seul, B, avec 0,5% de ZrO_2-TiO_2 et C, avec 1% de ZrO_2-TiO_2	La résistance au cisaillement est de 14,75±0,25 MPa pour le groupe A, de 20,32±0,47 MPa pour le groupe B et de 25,05±0,2 MPa pour le groupe C ; les nanoparticules à 1% montrent une résistance au cisaillement significativement plus élevée, suivies du groupe avec 0,5%, tandis que le groupe témoin présente une résistance de liaison au cisaillement significativement inférieure	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium et de dioxyde de titane (à 0,5% et 1%%) à un adhésif orthodontique permet une augmentation de manière significative de la résistance au cisaillement
Toodehzaeim *et al*, 2018 (23)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de cuivre (CuO) à une résine composite adhésive orthodontique	Des forces de cisaillement sont appliquées aux attaches des échantillons par une machine d'essai universelle à une vitesse de traverse de 0,5 mm/min jusqu'à la rupture ; 4 groupes : composite de contrôle, composite avec 0,01% de CuO, 0,5% de CuO et 1% de CuO	La résistance au cisaillement est de 15,90±1,46 MPa pour le groupe témoin, de 16,69±1,16 MPa pour le groupe à 0,01%, de 17,81±1,18 MPa pour le groupe à 0,5%, et de 16,22±0,91 MPa pour le groupe à 1% de CuO ; les trois groupes d'adhésifs contenant des nanoparticules montrent une force de liaison au cisaillement moyenne supérieure à celle du groupe témoin sans différences significatives	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de cuivre à une résine composite servant d'adhésif orthodontique montre une augmentation de la force de liaison au cisaillement, sans différences significatives
Poosti *et al*, 2013 (17)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à une résine composite adhésive orthodontique	La résistance au cisaillement est déterminée à l'aide d'une machine d'essai universelle avec un capteur de force à 1 kN à une vitesse de rotation de 1 mm/min, une charge étant appliquée sur l'attache ; 2 groupes : témoin avec composite conventionnel, et composite avec TiO_2	La résistance au cisaillement après 24h est de 14,4±1,2 MPa pour le groupe témoin avec le composite conventionnel, et de 14,3±1,26 MPa pour le groupe avec les nanoparticules de TiO_2 ; aucune différence significative n'est détectée entre les 2 groupes	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane à une résine composite adhésive orthodontique n'entraîne pas de différence significative de la résistance au cisaillement

Behnaz *et al*, 2018 (145)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à deux résines composites adhésives orthodontiques	Les dents sont placées sur une machine Instron, la lame ayant une longueur de 4 mm et appliquant une charge à une vitesse de tête transversale de 1 mm/minute ; 4 groupes : 1, adhésif Transbond™ XT, 2 Transbond™ XT + TiO_2, 3, adhésif Resilience, 4, Resilience + TiO_2	La résistance au cisaillement après 1j est de 147,44±6,28 MPa pour le groupe 1, de 126,43±5,93 MPa pour le groupe 2, de 125,62±6,65 MPa pour le groupe 3, et de 74,25±5,52 MPa pour le groupe à 4 ; la résistance moyenne est significativement plus élevée dans les groupes de composites purs sans TiO_2 ; l'effet d'interaction du type de composite et la présence ou absence de TiO_2 sur le SBS sont statistiquement significatifs	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane entraîne une diminution significative de la résistance au cisaillement pour les deux résines composites adhésives orthodontiques
Zhang *et al*, 2016 (117)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) et de phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR)	Un ciseau est connecté à une machine d'essai universelle et la pointe de celui-ci est placée sur l'attache, une charge étant appliquée à une vitesse de 0,5 mm/min jusqu'à la rupture de la liaison ; 6 groupes dont 2 groupes de contrôle Transbond™ XT et Vitremer™ et 4 avec des concentrations différentes en NAg et NACP	Les différents ciments orthodontiques n'ont pas d'effet significatif sur la résistance au cisaillement ; l'incorporation de NAg et NACP notamment, dans le ciment Vitremer™ n'a pas d'incidence significative sur la résistance au cisaillement à 1j (9, 9, 8,5, et 8 MPa), par rapport au groupe contrôle Vitremer™ seul (10, 5 MPa)	L'incorporation de nanoparticules d'argent et de phosphate de calcium amorphe à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine n'entraîne aucune modification significative de la résistance au cisaillement
Xie *et al*, 2019 (140)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à une résine composite servant d'adhésif orthodontique	Un ciseau sur une machine d'essai est placé sur l'attache, et une charge est appliquée augmentant progressivement à une vitesse de déplacement de 0,5 mm/min jusqu'à la rupture de la liaison ; 5 groupes : 1, ciment de contrôle, 2, ciment avec 20% de NACP, 3, avec 30%, 4, avec 40%, 5, avec 50%	La résistance au cisaillement est de 13,5 MPa pour le groupe 1, de 13 MPa pour le groupe 2 et le groupe 3, de 10,5 MPa pour le groupe 4 et de 6 MPa pour le groupe 5 ; les groupes 1, 2 et 3 à 0, 20 et 30% de NACP ont des forces de liaison similaires ; les groupes 3 et 4, à 40 et 50% de NACP ont une force de liaison significativement plus faible	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à une résine composite servant d'adhésif orthodontique n'entraîne pas de modification significative de la résistance au cisaillement à 20 et 30%, mais celle-ci diminue significativement à 40 et 50%
Xie *et al*, 2017 (67)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules de	Un burin sur une machine d'essai universelle est placé sur l'attache et une charge est appliquée à une vitesse de déplacement de 0,5	La résistance au cisaillement est, respectivement à 1 et 70j, de 14 et 13 MPa pour le groupe avec Transbond™ XT, de 10 et 9 MPa pour le groupe avec	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à un ciment orthodontique engendre une

	phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment orthodontique	mm/min jusqu'à la rupture de la liaison ; 3 groupes : 2 groupes de contrôle avec des ciments Transbond™ XT et Vitremer™ et 1 groupe avec une résine développée avec NACP	Vitremer™ et de 13 et 12 MPa pour le groupe avec des nanoparticules ; le ciment Transbond™ XT et le ciment avec NACP ont des résistances à l'adhésion similaires ; le groupe Vitremer™ a des forces de liaison relativement plus faibles ; pour chaque matériau, il n'y a pas de différence significative entre 1 et 70 jours	résistance au cisaillement identique au ciment Transbond™ XT, et supérieure au ciment Vitremer™
Ma *et al*, 2017 (139)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) orthodontique	Un testeur de cisaillement au ciseau est à une machine d'essai universelle et une charge est appliquée à 0,5 mm/min jusqu'à la rupture de la fixation de l'attache ; 4 groupes dont 2 de contrôle avec un ciment Transbond™ XT et un CVIMAR et 1 avec CVIMAR et NACP notamment	La résistance au cisaillement est de 14 MPa pour le groupe Transbond™ XT, de 11 MPa pour le groupe CVIMAR et 8 MPa pour le groupe CVIMAR avec NACP ; les forces de liaison au cisaillement ne sont pas significativement différentes entre le groupe CVIMAR et le groupe CVIMAR et NACP ; le groupe contrôle Transbond™ XT a une résistance légèrement supérieure au groupe CVIMAR et significativement supérieure au groupe CVIMAR et NACP	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine orthodontique n'engendre pas de différence significative de résistance au cisaillement
Zhang *et al*, 2016 (118)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules d'argent (NAg) à un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) orthodontique	Un ciseau est connecté à une machine de test et la pointe est placée sur l'attache avec une force appliquée sur l'attache à une vitesse de 0,5 mm/min jusqu'à la rupture de la liaison ; 9 groupes dont 2 de contrôle avec les ciments Transbond™ XT et Vitremer™, et 4 avec Vitremer™ + NAg notamment	La résistance au cisaillement à 1j est de 14 MPa pour le groupe Transbond™ XT, de 11 MPa pour le groupe Vitremer™, et de 11, 11, 9 et 8 MPa pour les groupes Vitremer™ avec NACP et d'autres composants ; les forces de liaison ne montrent pas de différences significatives entre tous les groupes, hormis celui de contrôle avec Transbond™ XT où celle-ci est plus élevée	L'incorporation de nanoparticules d'argent à ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine orthodontique n'engendre pas de différence significative de résistance au cisaillement
Garcia-Contreras *et*	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de	La force de liaison au cisaillement réalisée dans une machine d'essai à une vitesse transversale	La résistance au cisaillement de l'émail est de, pour le groupe témoin, 1,89±1,39 MPa, pour le groupe avec 3% de TiO_2,	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (à 3 ou 5%) à un ciment

***al*, 2015 (107)**	nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à un ciment verre ionomère (CVI)	de 1 mm/min est appliquée à l'interface CVI-dent ; 3 groupes : témoin avec CVI seul, un avec 3% de TiO_2 en poids et un groupe avec 5% de TiO_2 en poids	1,96±1,47 MPa, et pour le groupe avec 5% de TiO_2, 2,20±1,41 MPa ; aucune différence significative de résistance au cisaillement n'est relevée entre le groupe témoin et les groupes avec nanoparticules	verre ionomère n'entraîne aucune modification significative de la résistance au cisaillement
Akhavan *et al*, 2013 (144)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules d'argent et d'hydroxyapatite à un adhésif orthodontique	L'essai de résistance au cisaillement se fait par une machine d'essai, à une force appliquée à l'aide d'une lame avec une vitesse de 0,5 mm/min sur les échantillons jusqu'à défaillance ; 4 groupes : de contrôle, 1, 5 et 10% de nanoparticules	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe témoin, 12,06 MPa, pour le groupe à 1% de nanoparticules, 20,66 MPa, pour le groupe à 5%, 10,77 MPa, et pour le groupe à 10%, 5,40 MPa ; des différences statistiques significatives sont observées entre la plupart des groupes, à l'exception d'entre les groupes contrôle et 5% et entre 5% et 10%	L'incorporation de nanoparticules d'argent et d'hydroxyapatite à un adhésif orthodontique entraîne une augmentation significative de la résistance au cisaillement à 1% de nanoparticules, pas de changement significatif à 5% et une diminution significative à 10%
Ahn *et al*, 2009 (119)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation de nanoparticules d'argent à un adhésif orthodontique	Une machine d'essai avec une vitesse de 1 mm/min est utilisée avec une charge appliquée sur l'attache ; 5 groupes : 2 de contrôle, CVI Fuji Ortho LC et Transbond™ XT, 3 avec un adhésif expérimental à 0, 250 et 500 ppm d'Ag	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe CVI, 5,84±1,98 MPa, pour le groupe Transbond™ XT, 7,16±3,79 MPa, pour le groupe à 0 ppm, 6,47±2,52 MPa, pour le groupe à 250 ppm, 6,67±2,12 MPa, et pour le groupe à 500 ppm, 5,22±1,16 MPa ; aucune différence significative dans la résistance de la liaison au cisaillement n'est relevée	L'incorporation de nanoparticules d'argent à un adhésif orthodontique n'entraîne pas de différences significatives de la résistance au cisaillement
Blöcher *et al*, 2015 (148)	Effet de l'ajout de nanoparticules d'argent (NAg) à un primaire d'un adhésif orthodontique sur la résistance au cisaillement	La force de liaison au cisaillement est mesurée avec un appareil de contrôle appliquant une force sur l'attache avec une vitesse de 1 mm/min ; 6 groupes : 1, de contrôle Transbond™ XT, 2 et 3, Transbond™ XT avec 0,1 et 0,3% de micro-argent, 4, 5 et 6, Transbond™ XT avec 0,11, 0,18	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe 1, 16,59±6,82 MPa, pour le groupe 2, 20,6±4,19 MPa, pour le groupe 3, 16,98±4,84 MPa, pour le groupe 4, 17,15±5,92 MPa, pour le groupe 5, 20,09±3,35 MPa et pour le groupe 6, 16,44±4,51 MPa ; aucune différence statistiquement significative n'est relevée entre les groupes ; aucune différence significative détectée par des	Les nanoparticules d'argent incorporées à un primaire d'adhésif orthodontique n'entraînent pas de différences significatives de la résistance au cisaillement

		et 0,33% de NAg	comparaisons	
Sodagar *et al*, 2017 (113)	Effet de l'ajout de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à une résine composite utilisée en orthodontie sur la force de liaison	La force de liaison au cisaillement est mesurée à l'aide d'une machine d'essai universelle, une lame en métal de 0,6 mm est utilisée à une vitesse de 0,5 mm/min ; 4 groupes : de contrôle, avec 1, 5 et 10% de TiO_2	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe contrôle, 34,47 MPa, pour le groupe à 1% de TiO_2, 18,17 MPa, pour le groupe à 5%, 13,9 MPa, et pour le groupe à 10%, 3,51 MPa ; une différence significative de résistance est relevée entre les groupes ; elle est significativement plus élevée dans le groupe de contrôle et le groupe à 1% que le groupe à 10%	L'ajout de nanoparticules de dioxyde de titane à une résine composite utilisée en orthodontie entraîne une diminution significative de la résistance au cisaillement
Degrazia *et al*, 2016 (10)	Effet sur la résistance au cisaillement de l'incorporation des nanoparticules d'argent (NAg) à un adhésif orthodontique	Les dents sont placées dans une machine d'essai où la force de liaison est testée avec une lame à une vitesse de 0,5 mm/min et une cellule de charge de 500 N ; 4 groupes : de contrôle, avec 0,11, 0,18 et 0,33% de NAg	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe contrôle, 24,53±4,1 MPa, pour le groupe à 0,11% de NAg, 17,63±3,2 MPa, pour le groupe à 0,18%, 15,26±2,5 MPa, et pour le groupe à 0,33%, 16,29±2,9 MPa ; les groupes avec Nag ont une résistance significativement plus basse que le groupe témoin	Les nanoparticules d'argent incorporées à un adhésif orthodontique entraînent une diminution significative de la résistance au cisaillement
Ghadirian *et al*, 2017 (149)	Effet de l'ajout de nanoparticules d'ammonium quaternaire (NAQ) à un adhésif orthodontique	Une machine d'essai est utilisée pour les essais de résistance au cisaillement, avec une charge à une vitesse de 0,5 mm/minute sur l'interface ; 4 groupes : de contrôle, avec 10, 20, et 30% de NAQ	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe contrôle, 23,54 MPa, pour le groupe à 10% de NAQ, 13,32 MPa, pour le groupe à 20%, 20,83 MPa, et pour le groupe à 30%, 22,91 MPa ; la différence de force de liaison au cisaillement n'est pas significative entre les quatre groupes	L'ajout de nanoparticules d'ammonium quaternaire à un adhésif orthodontique n'entraîne pas de modification significative de la résistance au cisaillement
Sodagar *et al*, 2016 (62)	Effet de l'ajout de nanoparticules de curcumine (NCur) à un adhésif composite orthodontique sur la force de liaison	La résistance au cisaillement est mesurée par une machine d'essai, une lame en métal de 0,6 mm est ajustée pour appliquer une charge à une vitesse de 0,5 mm/min jusqu'à décollement ; 4 groupes : de contrôle, avec 1, 5,	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe contrôle, 26,09±9,55 MPa, pour le groupe à 1% de NCur, 23,03±6,15 MPa, pour le groupe à 5%, 19,51±7,23 MPa, et pour le groupe à 10%, 15,40±6,76 MPa ; il existe une différence significative de résistance	L'ajout de nanoparticules de curcumine à un adhésif composite orthodontique entraîne une diminution de la résistance au cisaillement, significative à 10% de

		et 10% de NCur	entre les groupes, celle du groupe témoin est significativement supérieure à celle du groupe à 10% de NCur, mais pas à celles de 1% et 5%	concentration en nanoparticules
Khan *et al*, 2015 (146)	Effet de l'ajout de nanoparticules de verre fluoroalumino-silicate à un ciment verre ionomère modifié à la résine (CVIMAR) sur la résistance au cisaillement	Les tests sont effectués à l'aide d'une machine d'essai, une charge est appliquée par le piston de chargement à une vitesse de 1 mm/min ; 3 groupes : 1, adhésif conventionnel, 2, nano-CVIMAR sans attaque acide, 3, CVIMAR avec attaque acide	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe 1, 10,59±2,03 MPa, pour le groupe 2, 4,13±0,88 MPa, pour le groupe 3, 9,32±1,87 MPa ; la résistance est significativement plus élevée dans le groupe 1 par rapport aux autres groupes et elle l'est aussi pour le groupe 3 par rapport au groupe 2	L'ajout de nanoparticules de verre fluoroalumino-silicate à un ciment verre ionomère modifié à la résine entraîne une diminution significative sur la résistance au cisaillement, moindre si une attaque acide préalable est réalisée
Reddy *et al*, 2016 (147)	Évaluation comparative de l'ajout de nanoparticules d'argent (Ag), d'oxyde de zinc (ZnO) et de dioxyde de titane (TiO_2) à un adhésif orthodontique sur la résistance au cisaillement	Une machine d'essai est utilisée pour mesurer la résistance au cisaillement, via une boucle en acier se déplaçant à la vitesse uniforme de 1 mm/min sur l'attache ; 4 groupes : de contrôle, avec Ag, avec ZnO et avec TiO_2	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe contrôle, 9,43±3,03 MPa, pour le groupe Ag, 7,55±1,29 MPa, pour le groupe ZnO, 6,50±1,15 MPa, et pour le groupe TiO_2, 6,33±1,51 MPa ; la résistance est significativement plus élevée dans le groupe témoin que dans les groupes Ag, ZnO et TiO_2 ; la résistance n'est pas significativement différente dans les groupes Ag, ZnO et TiO_2	L'ajout de nanoparticules d'argent, d'oxyde de zinc et de dioxyde de titane à un adhésif orthodontique entraîne une diminution significative de la résistance au cisaillement, mais pas de différences significatives entre les adhésifs avec les différentes nanoparticules
Jatania et Shivalinga, 2014 (129)	Effet de l'ajout de nanoparticules d'oxyde de zinc (ZnO) à un agent de liaison (ciment verre ionomère) orthodontique sur la résistance au cisaillement	Le test de cisaillement est réalisé avec une machine d'essai à une vitesse de 1 mm/min, une tige en acier appliquant une charge sur l'attache ; 4 groupes : 1, de contrôle avec composite conventionnel, 2, de contrôle avec CVIMAR, 3, CVIMAR à 13% de ZnO, 4, CVIMAR à 23,1% de CVIMAR	La résistance au cisaillement est de, pour le groupe 1, 12,17±0,588 MPa, pour le groupe 2, 10,27±0,192 MPa, pour le groupe 3, 8,904±0,137 MPa, et pour le groupe 4, 7,678±0,078 MPa ; une différence significative entre la force de liaison des différents groupes est relevée, elle est supérieure pour le groupe 1 par rapport aux groupes avec CVIMAR	L'ajout de nanoparticules d'oxyde de zinc à un ciment verre ionomère de liaison orthodontique n'entraîne pas de modification significative sur la résistance au cisaillement

Argueta-Figueroa *et al*, 2015 (24)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de cuivre (Cu) à un adhésif orthodontique sur la résistance au cisaillement	Une machine d'essai avec une vitesse de 0,5 mm/min fournit une charge de cisaillement à l'attache à l'aide d'un piston ; 2 groupes : adhésif conventionnel de contrôle et adhésif avec nanoparticules de Cu	La force de liaison au cisaillement du groupe expérimental avec nanoparticules est significativement plus élevée (15,2±6,8 MPa) que celle du groupe témoin de (9,5 ± 4,3 MPa)	L'incorporation de nanoparticules de cuivre à un adhésif orthodontique entraîne une augmentation significative de la résistance au cisaillement
Yi *et al*, 2019 (84)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de fluorure de calcium (CaF_2) à un adhésif orthodontique (CVIMAR) sur la résistance au cisaillement	Un ciseau connecté à une machine d'essai est placé au-dessus de l'attache et une charge appliquée à une vitesse de 0,5 mm/min jusqu'à ce que l'attache soit délié ; 11 groupes dont 2 de contrôle, une résine et un CVIMAR, et 5 CVIMAR avec 10, 20, 20, 30 et 40% de CaF_2	L'augmentation de la fraction massique de CaF2 de 0% à 20% n'a aucun effet négatif sur la résistance au cisaillement (12,5, 12, 11 et 10 MPa) ; une augmentation supplémentaire de 30% a entraîné une diminution significative de la résistance (8 MPa) rapport au contrôle CVIMAR (12,5 MPa)	L'incorporation de nanoparticules de fluorure de calcium à un adhésif orthodontique de type ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine n'entraîne pas de diminution significative de la résistance au cisaillement, hormis à 30% de concentration en nanoparticules
Degrazia *et al*, 2016 (55)	Effet sur la résistance au cisaillement d'adhésifs orthodontiques contenant des nanotubes d'halloysite chargés de triclosan	Une machine d'essai universelle teste la résistance avec une contrainte à la rupture de 500 N et une vitesse de tête transversale de 1,0 mm/min ; 4 groupes : de contrôle, 5%, 10% et 20% de nanoparticules	La résistance au cisaillement est, respectivement, pour les groupes de contrôle, 5%, 10% et 20% de nanoparticules de 17,77±4,70, 17,23±4,91, 13,51±2,93 et 13,80±2,22 MPa ; le groupe de contrôle et celui avec 5% de nanoparticules montrent les résultats les plus élevés, bien qu'aucune différence significative ne soit observée entre les groupes testés	Les nanotubes d'halloysite chargés de triclosan incorporées à un adhésif orthodontique n'entraînent pas de différence significative de la résistance au cisaillement

Melo *et al*, 2017 (138)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) à un ciment orthodontique sur la résistance au cisaillement	Un ciseau avec une charge sur une machine d'essai universelle est aligné pour être parallèle à l'interface crochet-dent et chargé à une vitesse de déplacement de 0,5 mm/min jusqu'à la rupture de la liaison ; 5 groupes : de contrôle, avec 10%, 15%, 20% et 30% de NACP	La résistance au cisaillement est d'environ, 12,0 MPa pour le groupe de contrôle, 12,3 MPa pour le groupe 10%, 11,1 MPa pour le groupe 15%, 11,2 MPa pour le groupe 20%, et 7,1 MPa pour le groupe à 30% de NACP ; les forces de liaison sont, jusqu'à 20%, sans différence statistique, mais à 30% significativement plus faible	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe à un ciment orthodontique n'entraîne pas de modifications significatives de la résistance au cisaillement, hormis à 30% de concentrations en nanoparticules
Nam *et al*, 2019 (74)	Effet sur la rétention de l'attache suite à l'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré (FBAG) à une résine de collage orthodontique	La force de rétention de l'attache est mesurée à l'aide d'une machine d'essai universelle, le pénétrateur est placé perpendiculairement à l'attache et la charge maximale est mesurée à une vitesse de tête transversale de 1 mm/min ; 4 groupes : résine de contrôle, résine avec FBAG à 1, 3 et 5%	Le groupe de contrôle (6,6±1,5 MPa) ne présente aucune différence statistiquement significative de force de rétention par rapport aux groupes avec 1% (6,8±1,6 MPa), 3% (7,1±0,6 MPa) et 5% de FBAG (8,0±0,9 MPa)	L'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré à une résine de collage orthodontique n'engendre aucune modification significative de la force de rétention
Liu *et al*, 2018 (70)	Effet sur la résistance au cisaillement suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) dans une résine adhésive orthodontique	Un ciseau est fixé à une machine d'essai universelle, positionné sur l'attache, une charge étant appliquée à une vitesse de 0,5 mm/min jusqu'à ce que l'attache se détache ; 3 groupes : résine Transbond™ XT (TB), résine+5% d'ammonium quaternaire (PD), résine+5% d'ammonium quaternaire+ 40% de NACP (PND)	Les forces de liaison des groupes TB, PD et PND après un stockage dans l'eau pendant 1 j sont de 13,1±2,1, 8,9±2,0 et 11,8±2,0 MPa, respectivement ; après 28 j, elles sont respectivement de 8,5±3,0, 6,3±1,2 et 8,4±2,3 MPa ; à 1 j, seule une différence significative est relevée entre TB et PD ; à 28j, les forces de liaison de PD sont significativement inférieures à TB et PND	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe dans une résine adhésive orthodontique n'entraîne pas de modification significative de la résistance au cisaillement

3.2.3.2. Dureté et rugosité de surface

L'incorporation de nanoparticules à des matériaux ou structures utilisés en orthodontie a des effets très variables sur la dureté et la rugosité de surface, de l'augmentation à la diminution de celles-ci en passant par une absence d'effet (Tableau 10).

Concernant les ciments verres ionomères, Panahandeh *et al* en 2018 (150) constatent que l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc a des effets selon la morphologie des nanoparticules. En effet, à forme sphérique ou de fleur, celles-ci diminuent significativement la dureté de surface, mais pas en forme de tige. Garcia-Contreras *et al* en 2015 (107) notent que l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane, à 3% et à 5%, augmente significativement la microdureté Vickers.

L'étude de Nam *et al* en 2019 (74) s'intéresse à une résine composite de collage orthodontique et observe que l'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré engendre une augmentation de la dureté de surface, dépendant de la concentration en nanoparticules.

Les résultats suivants intéressent les résines acryliques. Pour Li *et al* en 2016 (133), la faible rugosité de surface des échantillons polis indique que la procédure de polissage des échantillons de résine contenant du nano-argent fournit une surface similaire évitant l'effet d'une surface irrégulière favorisant l'adhérence de *C albicans*. Pour Jo *et al* en 2017 (48), l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse chargées en sulfadiazine d'argent augmente significativement la dureté de surface de la résine. Ergun *et al* en 2018 (32) concluent que l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium au PMMA entraîne des effets différents sur la dureté de surface en fonction de la concentration en nanoparticules, ainsi qu'une augmentation significative de la rugosité de surface à partir de 10% de concentrations. En 2018, Lee *et al* (39) s'aperçoivent que l'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène entraîne une augmentation de la rugosité de surface de la résine, significativement à 2% de nanoparticules, et une augmentation de la dureté de surface, significativement à partir de 0,5% de nanoparticules. Enfin, en 2016, Lee *et al* (49) rapportent que l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse a pour conséquence une augmentation significative de la dureté de surface, mais pas de modification significative de la rugosité de surface, hormis une augmentation à 5% de nanoparticules.

Tableau 10 : Études concernant l'effet sur la dureté et la rugosité de surface des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Li *et al*, 2016 (133)	Effet de l'incorporation de nanoparticules d'argent dans une résine acrylique sur la rugosité de surface	La rugosité de surface de chacun des 12 échantillons répartis dans 4 groupes, à 0%, 1%, 2%, 3% et 5% de nanoparticules d'argent, est mesurée par un testeur de rugosité de surface portatif	La rugosité de surface est de 0,161±0,064 µm pour le groupe sans nanoparticules, de 0,178±0,053 µm pour 1%, de 0,162±0,063 µm pour 2%, de 0,170±0,045 µm pour 3%, et de 0,176±0,065 µm pour 5% de nanoparticules d'argent ; aucune différence significative n'est décelée entre les différents groupes	L'incorporation de nanoparticules d'argent dans une résine acrylique n'a pas d'effet sur la rugosité de surface
Panahandeh *et al*, en 2018 (150)	Effet de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc à un ciment verre ionomère sur la dureté de surface	La dureté de surface de chacun des 12 échantillons répartis en 4 groupes, 1, 0% de ZnO, 2, 5% de ZnO en forme de sphère, 3, 5% de ZnO en forme de fleur, 4, 5% en forme de tige, est mesurée par la taille du retrait créé par un pénétrateur à 500 g pendant 15 s ; chaque mesure est réalisée 10 fois en 10 sites sur chaque échantillon	La dureté de surface est de 52,49±0,93 MPa pour le groupe 1, 45,76±1,23 MPa pour le groupe 2, 48,67±0,75 MPa pour le groupe 3, 51,51±0,52 MPa pour le groupe 4 ; la dureté moyenne du groupe témoin est significativement plus élevée que celle des groupes 2 ($p<0,001$) et 3 ($p=0,017$), mais pas avec celle du groupe 4 ($p> 0,05$) ; le groupe 2 a une dureté de surface moyenne sensiblement inférieure à celle du groupe 4 ($p<0,001$)	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc à 5% à un ciment verre ionomère a des effets selon la morphologie des nanoparticules ; à forme sphérique ou de fleur, celles-ci diminuent significativement la dureté de surface, mais pas en forme de tige
Garcia-Contreras *et al*, 2015 (107)	Effet sur la microdureté Vickers de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane à un ciment verre ionomère	Des cylindres sont testés dans un pénétrateur au diamant avec une force de 10 N et un temps de pause de 10 s pour 10 empreintes indentées sur les échantillons de chaque groupe, soit 50 empreintes indentées pour chaque groupe ; les 3 groupes sont, CVI conventionnel, CVI avec 3% de TiO_2, CIV avec 5% de TIO_2	La microdureté Vickers pour le CVI conventionnel est de 54,3±9,0 VHN, de 64,2±3,3 pour le groupe CVI avec 3% de nanoparticules et de 63,8±4,1 VHN pour le groupe CVI avec 5% de nanoparticules ; les différences ($p<0,0001$) sont significatives entre les groupes et une augmentation significative de la microdureté pour les groupes à 3% et 5% de TiO_2 par rapport au ciment conventionnel est observée	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (à 3 ou 5%) à un ciment verre ionomère permet d'augmenter de manière significative la microdureté Vickers

Jo *et al*, 2017 (48)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse chargées de sulfadiazine d'argent dans une résine PMMA sur la dureté de surface	La dureté Vickers est mesurée avec 2,94 N pendant 30 s à cinq endroits différents sur chaque échantillon ; les valeurs de chaque échantillon sont moyennées	La dureté Vickers est d'environ 16 VH0,3 pour le groupe avec 0% d'Ag-MSN, 20 VH0,3 pour le groupe avec 0,5% d'Ag-MSN, 19,5 VH0,3 pour le groupe avec 1% d'Ag-MSN, 19 VH0,3 pour le groupe avec 3% d'Ag-MSN, 18 VH0,3 pour le groupe avec 5% d'Ag-MSN	L'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse chargées en sulfadiazine d'argent à une résine polyméthacrylate de méthyle permet une augmentation significative de la dureté de surface de la résine
Ergun *et al*, 2018 (32)	Effet sur la dureté et la rugosité de surface de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium dans une résine polyméthacrylate de méthyle	La dureté de surface est déterminée à l'aide du testeur de microdureté Vickers ajusté à une charge de 0,49 N pendant 5 s de temps d'indentation, par 3 empreintes sur chaque échantillon des 4 groupes : 1, 5%, 2, 10%, 3, 20% de nano-ZrO_2, 4, témoin ; la rugosité de surface des échantillons sous forme de disque est enregistrée avec un profilomètre effectuant 3 mesures par échantillon balayant une force constante de 0,7 mN ; les tests sont réalisés avant et après thermocyclage (TC)	Avant TC, l'addition de nano-ZrO_2 augmente la dureté de surface de tous les échantillons, significativement dans le groupe 2 (36,2 VHN) ; le groupe 1 a une dureté significativement supérieure (36,8 et 35,2 VHN) à celle des groupes 4 (32,6 et 31,6 VHN) et 3 (33,3 et 28,1 VHN) ; le groupe 2 a une dureté significativement supérieure (36,2 et 31,3 VHN) à celle du groupe 3 ; le groupe 1 après TC révèle une dureté significativement supérieure (35,2 VHN) à celle du groupe 2 ; le groupe 3 a une diminution significative de la dureté après TC (0,94 µm) et les autres groupes ont une dureté non significativement inférieure à celle des groupes avant TC ; l'addition de nano-ZrO_2 augmente la rugosité de tous les échantillons significativement, hormis pour le groupe 1 ; le groupe 3 a une rugosité significativement plus élevées (1,06 et 0,94 µm) par rapport aux autres groupes (0,14 et 0,16 µm ; 0,19 et 0,21 µm ; 0,40 et 0,24 µm)	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium dans la résine PMMA entraîne des effets différents sur la dureté de surface en fonction de la concentration en nanoparticules, ainsi qu'une augmentation significative de la rugosité de surface à partir de 10% de concentrations

Lee *et al*, 2018 (39)	Effet de l'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène (ONG) dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA) sur la rugosité et la dureté de surface	La rugosité est visualisée par microscopie électronique à balayage ; une machine à dureté Vickers est utilisée pour déterminer la dureté à 2,94 N pendant 30 s, à 5 emplacements différents des échantillons de PMMA incorporant des ONG à 0,25, 0,5, 1, 2% et un groupe témoin	La rugosité de surface est d'environ 0,16 Ra pour le groupe témoin, 0,17 Ra pour le groupe à 0,25% d'ONG, 0,17 Ra pour le groupe à 0,5%, 0,18 Ra pour le groupe à 1% et 0,21 Ra pour le groupe à 2%, augmentant significativement dans le groupe à 2% d'ONG par rapport au groupe témoin ; la dureté Vickers est de 17 HV0,3 pour le groupe témoin, de 18 HV0,3 pour le groupe 0,25%, de 19 HV0,3 pour les groupes 0,5 et 1% et de 20 HV0,3 pour le groupe 2%, augmentant significativement à partir d'une concentration de 0,5% en poids d'ONG	L'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle entraîne une augmentation de la rugosité de surface de la résine, significativement à 2% de nanoparticules, et une augmentation de la dureté de surface, significativement à partir de 0,5% de nanoparticules
Lee *et al*, 2016 (49)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse (MSN) à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA) sur la rugosité et la dureté de surface	La rugosité de surface est déterminée à une vitesse de 0,5 mm/s avec 4,0 mm de balayage par un microscope électronique ; la dureté Vickers avec 2,94 N est mesurée à cinq endroits différents sur chaque échantillon, puis moyennée parmi les groupes : témoin, 0,5, 1, 2,5 et 5 % de MSN	La rugosité de surface est de 0,24 Ra à 0, 1 et 2,5% de MSN, de 0,26 Ra à 0,5% de MSN et augmentant significativement à 0,38 Ra pour 5% de MSN ; la dureté de surface est de 16 HV0,3 pour le groupe 0% de MSN, 19 HV0,3 pour les groupes 0,5% et 1% de MSN, et 18 HV0,3 pour les groupes 2,5% et 5% de MSN, augmentant significativement pour toutes les concentrations de MSN par rapport au groupe témoin	L'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle entraîne une augmentation significative de la dureté de surface, mais pas de modifications significatives de la rugosité de surface, hormis une augmentation à 5% de nanoparticules
Nam *et al*, 2019 (74)	Effet sur la dureté de surface suite à l'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré (FBAG) à une résine de collage orthodontique	La dureté Vickers est mesurée à l'aide d'un testeur de microdureté en appliquant une force de charge de 200 gf au sommet du disque de résine préparé ; trois échantillons pour chaque groupe sont mesurés 3 fois ; 4 groupes : résine de contrôle, résine avec FBAG à 1, 3 et 5%	La dureté Vickers de disque de résine est positivement corrélée à la concentration de FBAG ; la dureté du groupe de contrôle est de 314,8±9,8 MPa, celle de FBAG à 1% de 327,6±12,8 MPa, celle de FBAG à 3% de 349,1±9,8 MPa et celle de FBAG à 5% de 359,2 ± 2,9 MPa	L'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré à une résine de collage orthodontique engendre une augmentation de la dureté de surface, dépendant de la concentration en nanoparticules

3.2.3.3. Forces de friction

La possibilité de réduction des forces de friction lors du glissement des fils orthodontiques dans leurs attaches pour les appareils d'orthodontie fixe est étudiée par plusieurs auteurs (Tableau 11).

Des revêtements comportant des nanoparticules peuvent être appliqués, à base de nanoparticules d'oxyde de zinc, de disulfure de tungstène ou de disulfure de molybdène. Ceux-ci peuvent être mis en place sur les fils en acier inoxydable, en nickel-titane, ou sur les attaches qu'elles soient métalliques ou céramiques.

Dans l'étude de Behroozian *et al* de 2016 (28), une réduction significative des forces de friction lors du glissement par l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc est démontrée uniquement lorsque le revêtement est déposé sur les attaches orthodontiques en céramique. A l'inverse, celle-ci est établie sur les fils en acier inoxydable, pour toutes angulations et tous systèmes lors de l'étude de Kachoei *et al* en 2013 (97).

L'incorporation de nanoparticules de disulfure de tungstène de type fullerène permet une diminution des forces de frottement sur des fils en acier inoxydable pour l'étude de Katz *et al* de 2006 (151). Celle-ci est d'autant plus importante que l'angle entre le fil et l'attache augmente, et lors de l'expérimentation de Redlich *et al* en 2008 (44), en particulier à un angle de 10°. Cette incorporation voit le même effet sur des alliages en nickel-titane, dans l'étude de Samorodnitzky-Naveh en 2009 (152).

Enfin, des fils revêtus de disulfure de molybdène et de tungstène permettent une diminution statistiquement significative du frottement en conditions sèches, avec une attache particulière, mais pas en conditions humides, où cette diminution n'est observée que dans des conditions de test isolées, lors de l'étude de Gracco *et al* en 2019 (43).

Tableau 11 : Études concernant l'effet sur les forces de friction des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Behroozian *et al*, 2016 (28)	Effet du dépôt de nanoparticules d'oxyde de zinc sur des fils et des attaches orthodontiques en céramique concernant les forces de friction lors du glissement	Une machine d'essai mesure la force en tirant les fils et créant un glissement de 0,5 mm/s pendant 25 s ; 4 groupes d'étude de chacun 30 échantillons : groupe ZZ, fil et attache revêtus de ZnO, groupe OO, fil et attache non revêtus ; groupe ZO, fil revêtu et attache non revêtue, et groupe OZ, fil non revêtu et attache revêtue	Les forces de fiction sont de 2,70±0,2 N pour le groupe OO, 2,65±0,2 N pour ZO, 2,18±0,5 N pour OZ et 3,07±0,4 N pour ZZ ; la force de friction la plus faible est pour le groupe OZ ($p<0,05$), la plus élevée dans le groupe ZZ ($p<0,05$) ; il n'y a pas de différences significatives dans les des forces de frottement entre les groupes ZO et OO ; le groupe ZO a une diminution de 1% du frottement par rapport au groupe OO ; les groupes OZ et ZZ ont respectivement une diminution de 17% et une augmentation de 13% de la friction par rapport aux groupes ZO et OO	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc sur les attaches orthodontiques en céramique permet une diminution significative des forces de friction lors du glissement, au contraire du dépôt sur les fils en acier inoxydable qui n'entraînent pas de modifications majeures
Kachoei *et al*, 2013 (97)	Effet du dépôt de nanoparticules d'oxyde de zinc sur des fils orthodontiques en acier inoxydable concernant les forces de friction lors du glissement	80 fils en acier inoxydable avec et sans nanoparticules de ZnO de 0,016 pouce et 0,019 poucex0,025 pouce sont utilisés dans 80 attaches orthodontiques ; le frottement cinétique entre les fils et les attaches orthodontiques est calculé à l'aide d'une machine d'essai universelle, tirant ceux-ci à une vitesse transversale de 0,5 mm/s pendant 25 s	La force de frottement est de 1,5668±0,107 N et 2,56±0,3401 N pour les fils de 0,016 pouce revêtus et non revêtus, ce qui suggère une réduction significative du frottement (39%) ; les forces de frottement sont respectivement de 1,6912±0,18868 N et de 3,4485 ± 0,32389 N pour les fils de 0,019 pouce×0,025 revêtus et non revêtus, montrant une diminution sensible (51%) ; Tous fils et angulations confondus, les forces sont de 1,629±0,16501 N avec revêtement et 3,0043±0,55531 N sans	Le revêtement de nanoparticules d'oxyde de zinc des fils orthodontiques entraîne une diminution significative des forces de friction entre les attaches et les fils, dans toutes angulations et tous systèmes

Katz *et al*, 2006 (151)	Effet d'un revêtement contenant des nanoparticules de disulfure de tungstène de type fullerène sur des fils orthodontiques concernant les forces de friction lors du glissement	Un appareil d'essai mécanique teste la force de friction du glissement des fils angulés à 0°, 5° et 10°, à une vitesse constante de 10 mm/min sur une distance de 5 mm, sur 2 groupes d'étude : fils non revêtus et fils revêtus d'un film de nickel-phosphore (Ni-P) et de nanoparticules de disulfure de tungstène (WS_2)	Les forces de fiction sont pour les fils, sans puis avec WS_2, à 0°, de 1,32±0,12 et 1,10±0,06 N, à 5° de 2,95±0,09 et 1,58±0,25 N, à 10° de 4,00±0,19 (mode sec), 3,35±0,21 (mode humide) et 1,85±0,21 (mode sec), 1,57±0,23 N (mode humide) ; une réduction substantielle de la force de frottement aux différents angles d'inclinaison, tant en mode sec qu'en mode humide est notée ; à un angle de 0°, la réduction du frottement n'est que de 17% ; lorsque l'angle a atteint 5°, le taux de réduction augmente jusqu'à 46% et l'angle de 10° montre une réduction de frottement de 54% par rapport au fil non revêtu	L'incorporation d'un revêtement contenant des nanoparticules de disulfure de tungstène de type fullerène sur des fils orthodontiques permet de diminuer les forces de friction lors du glissement, de manière plus importante lorsque l'angle entre le fil et l'attache orthodontique augmente
Samoro-dnitzky-Naveh *et al*, 2009 (152)	Effet d'un revêtement de nanoparticules de disulfure de tungstène de type fullerène concernant les forces de frottement sur des alliages de nickel et de titane pouvant servir de fils orthodontiques	Les mesures de frottement des fils sont effectuées à l'aide d'un appareil simulant un mouvement de glissement dans un système d'attache à une vitesse de 5 mm/min sur 5 mm, avec des angulations de 2 et 3,8 ° entre le fil et l'attache ; les essais sont répétés dix fois pour chaque angle, avec des fils enrobés avec disulfure de tungstène (WS_2) et non enrobés	La force de frottement est de, pour un angle de 2°, 1,541±0,3 N sans WS_2 et 1,253±0,2 N avec WS_2, pour un angle de 3,8°, 1,640±0,2 N sans WS_2 et 1,290±0,4 N avec WS_2 ; la réduction des frottements est de 19% à 2° et de 21% à 3,8° ; à 2°, il existe une réduction de 20% du coefficient statique et d'environ 30% du coefficient de frottement cinétique ; à 3,8°, il existe une diminution des coefficients statiques et cinétiques de 22 et 34%, respectivement, par rapport au fil non revêtu	Le revêtement de nanoparticules de disulfure de tungstène de type fullerène entraîne une diminution significative des forces de frottement de l'alliage nickel-titane

Redlich *et al*, 2008 (44)	Effet d'un film autocatalytique au nickel-phosphore imprégné de nanoparticules de disulfure de tungstène de type fullerène sur des fils d'acier inoxydable orthodontiques	Le test est réalisé par une machine d'essai via l'intermédiaire d'un dispositif comportant trois encoches différentes angulées à 0°, 5° et 10° pour déplacer l'attache le long du fil à une vitesse constante de 10 mm/min sur une distance de 5 mm ; les tests sont répétés 5 fois pour chaque groupe, avec ou sans revêtement	Les résultats montrent une réduction légère mais significative de la force de frottement de 17% à l'angle 0° pour les fils revêtus (1,10±0,06 N par rapport à 1,32±0,12 N) ; la réduction est plus importante, de 46%, enregistrée à un angle de 5° (1,58±0,25 N par rapport à 2,95±0,09 N) et de 54% à angle de 10° (1,85±0,21 N contre 4,00±0,19 N)	Un revêtement de nickel-phosphore imprégné de nanoparticules de disulfure de tungstène de type fullerène montrent une réduction substantielle de la résistance au frottement lors du glissement des fils orthodontiques sous différents angles, en particulier à inclinaison de 10°
Gracco *et al*, 2019 (43)	Effet d'un revêtement de disulfure de molybdène (MoS_2) et de tungstène (WS_2) sur des fils d'acier inoxydables orthodontiques concernant les forces de friction	Un dispositif universel est utilisé pour effectuer des mesures de frottement à différents angles des fils orthodontiques enduits et non enduits ; les mesures sont effectuées à la fois dans des conditions sèches et humides, en mouvement à une vitesse de 5 mm/min sur une distance de 5 mm ; 32 conditions de test répétées 5 fois via 4 types de revêtements, 2 types d'attache Damon-Q et In-Ovation, 2 types d'environnement et 2 angles différents	En conditions sèches, aucune différence significative n'est constatée entre les films nickel+MoS_2 et nickel+WS_2 (0,42, 0,94, 0,64, et 1,06 N contre 0,50, 1,19, 0,79, et 1,06 N) mais les fils revêtus de films Ni+MoS_2 et Ni+WS_2 ont des valeurs de frottement nettement inférieures à celles des fils revêtus de Ni (3,22, 9,25, 3,35, et 7,96 N) ; en conditions humides, pour Ni+MoS_2, le coefficient de frottement est inférieur pour Damon 0° (1,16 N) et In-Ovation 5° (1,46 N) par rapport à Ni+WS_2 (0,94 et 2,35 N) et les fils revêtus de films Ni+MoS_2 (0,66, 1,16, 0,91 et 1,46 N) et Ni+WS_2 (0,94, 1,27, 1,13, et 2,35 N) ont des valeurs de frottement nettement inférieures à celles des fils revêtus de Ni (1,01, 1,75 et 4,46 N) à l'exception de Damon 5° (1,33 N)	En conditions sèches, une diminution statistiquement significative du frottement se produit pour les fils revêtus de disulfure de molybdène et de tungstène s'ils sont associés à l'attache In-Ovation, mais en conditions humides, cette diminution n'est observée que dans des conditions de test isolées

3.2.3.4. Résistance à la compression

L'incorporation de nanoparticules à des adhésifs orthodontiques ou des résines acryliques a des effets positifs sur la résistance à la compression de ces matériaux, nécessitant une charge plus importante pour aboutir à la rupture (Tableau 12).

Concernant les nanoparticules d'argent, selon Paiva *et al* en 2011 (122), l'incorporation de celles-ci dans un ciment verre ionomère permet une augmentation de la résistance à la compression, de manière significative pour les concentrations les plus élevées testées. Pour Ghaffari *et al* en 2014 (153), l'incorporation à une résine acrylique permet d'augmenter de manière significative la résistance à la compression.

A propos des nanoparticules de dioxyde de titane, Garcia-Contreras *et al* en 2015 (107) rapportent que les résistances à la compression du ciment verre ionomère contenant des nanoparticules à 3% et à 5% sont supérieures à celles du ciment verre ionomère classique. De plus, pour Hamid *et al* en 2019 (106), l'ajout à un ciment verre ionomère augmente de manière significative la résistance à la compression.

Enfin, Felemban et Ebrahim en 2017 (33) qui associent nanoparticules d'oxyde de zirconium et de dioxyde de titane, démontrent une plus grande résistance à la compression de manière significative pour un adhésif orthodontique.

Tableau 12 : Études concernant l'effet sur la résistance à la compression des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Paiva *et al*, 2018 (122)	Effet sur les propriétés mécaniques de l'incorporation de nanoparticules d'argent à un ciment verre ionomère	Une charge de compression est appliquée sur les échantillons par un appareil de contrôle avec une cellule dynamométrique de 1000 N, sur 4 groupes : A, sans argent (contrôle), B, concentration faible (0,05%), C, concentration moyenne (0,10%), et D, concentration élevée (0,50%) + un groupe Vitro Molar™	La résistance à la compression relevée est d'environ 42 MPa pour le groupe A, 48 MPa pour le groupe B, 50 MPa pour le groupe C, 64 MPa pour le groupe D et 52 MPa pour le groupe Vitro Molar™ ; les valeurs de résistance à la compression sont augmentées par rapport au groupe contrôle et le groupe CVI avec 0,50% de nanoparticules se révèle plus résistant de 32% à la compression que le groupe sans argent dans un intervalle de confiance de 95%	L'incorporation de nanoparticules d'argent dans un ciment verre ionomère permet une augmentation de la résistance à la compression, de manière significative pour les concentrations les plus élevées (0,50%)
Ghaffari *et al* 2014 (153)	Effet sur la résistance à la compression de l'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine acrylique de type PMMA	Une charge de compression est appliquée sur 18 échantillons par un appareil de contrôle à une vitesse de 1,3 mm/min, sur 3 groupes : A, résine acrylique pure pour le groupe témoin, B, PMMA mélangées avec 0,2% en poids de nanoparticules et C, PMMA mélangées avec 2% en poids de nanoparticules	La résistance à la compression est de, pour le groupe A, 99,5±3,44 MPa, pour le groupe B, 114±5,95 MPa, et pour le groupe C, 118,4%±10,29 MPa ; les groupes B et C présentent une résistance à la compression significativement supérieure à celle du groupe A ($p<0,05$), mais la différence de résistance entre les groupes B et C n'est pas significative ($p> 0,05$)	L'incorporation de nanoparticules d'argent (à 0,2 ou 2%) à une résine acrylique permet d'augmenter de manière significative la résistance à la compression
Garcia-Contreras *et al*, 2015 (107)	Effet sur la résistance à la compression de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane à un ciment verre ionomère	Les 20 échantillons sont soumis à une machine d'essai universelle à une vitesse transversale de 1 mm/min ; 3 groupes d'étude sont utilisés : un groupe témoin avec CVI sans nanoparticules, un groupe avec 3% de nanoparticules de TiO_2 en poids et un groupe avec 5% de nanoparticules de TiO_2 en poids	La résistance à la compression est de, pour le groupe témoin, 5,6±2,3 MPa, pour le groupe avec 3% de nanoparticules, 7,3±1,6 MPa, et pour le groupe avec 5% de nanoparticules, 8,6±1,5 MPa ; les différences de résistance à la compression sont significatives entre le groupe témoin et les groupes avec nanoparticules, et entre 3% et 5% de nanoparticules	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (à 3 ou 5%) à un ciment verre ionomère permet d'augmenter de manière significative la résistance à la compression

Felemban et Ebrahim, 2017 (33)	Effet sur la résistance à la compression de l'incor-poration de nano-particules d'oxyde de zirconium et de dioxyde de titane à un adhésif orthodontique	Les 30 échantillons sont soumis à une machine d'essai mécanique à une vitesse transversale de 0,5 mm/min ; 3 groupes d'étude sont utilisés : un groupe témoin avec l'adhésif sans nanoparticules, un groupe avec 0,5% de nanoparticules ZrO_2-TiO_2 en poids et un groupe avec 1% de nanoparticules ZrO_2-TiO_2 en poids	La résistance à la compression est de 54,92±4,15 MPa pour le groupe témoin sans nanoparticules, de 69,28±3,76 MPa pour le groupe avec 0,5% de nanoparticules et de 73,42±1,55 MPa pour le groupe avec 1% de nanoparticules ; l'augmentation de la résistance à la compression est significative entre le groupe témoin et les groupes avec nanoparticules ; la différence de résistance à la compression entre les 2 groupes avec nanoparticules n'est pas significative	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium et de dioxyde de titane (à 0,5% et 1%%) à un adhésif orthodontique permet une augmentation de manière significative de la résistance à la compression
Hamid *et al*, 2019 (106)	Effet sur la résistance à la compression de l'incor-poration de nano-particules de dioxyde de titane à un ciment verre ionomère	Les 12 échantillons sont soumis à une machine d'essai universelle à une vitesse transversale de 0,5 mm/min ; 3 groupes d'étude sont utilisés : un groupe témoin avec le CVI non modifié, un groupe CVI avec 1% de chlorure de cétylpyridinium (CPC) et un groupe CVI avec 3% de nanoparticules de TiO_2	La résistance à la compression est de 140,0287±9,07569 MPa pour le groupe CVI non modifié, de 130,1285±9,46317 MPa pour le groupe CVI avec 1% de CPC, et de 172,5483±14,8844 MPa pour le groupe CVI avec 3% de nanoparticules de TiO_2 ; le groupe CVI avec 3% de TiO_2 a une résistance à la compression significativement plus élevée que le groupe témoin et que le groupe CVI avec 1% de CPC	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (à 3%) à un ciment verre ionomère permet une augmentation de manière significative de la résistance à la compression

3.2.3.5. Résistance à la traction

L'incorporation de nanoparticules à des ligatures élastiques et des adhésifs orthodontiques permet d'augmenter leur résistance à la traction, mais a tendance à diminuer celle-ci pour des résines acryliques à partir d'une certaine concentration (Tableau 13).

Pour Hernández-Gómora en 2017 (98), l'incorporation in situ de nanoparticules d'argent sur des ligatures élastiques orthodontiques permet une augmentation significative de la résistance à l'étirement, tout comme pour Felemban et Ebrahim en

2017 (33), où l'ajout de nanoparticules d'oxyde de zirconium et de dioxyde de titane à un adhésif orthodontique entraîne une plus grande résistance à la traction.

A l'inverse, Ghaffari *et al* en 2014 (153) notent un effet sur la résistance à la traction suite à l'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine acrylique dépendant de la concentration de celles-ci, et diminuant pour une concentration de 2%.

Tableau 13 : Études concernant l'effet sur la résistance à la traction des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Hernán-dez-Gómora *et al*, 2017 (98)	Effet de l'incorporation de nanoparticules d'argent in situ des ligatures élastiques orthodontiques sur les propriétés mécaniques	Les propriétés mécaniques sont évaluées par une machine d'essai universelle dont la vitesse de tête transversale est de 100 mm/min, sur 2 groupes, un témoin : élastiques sans nanoparticules et un : élastiques comportant des nanoparticules ; les ligatures sont étirées jusqu'à la rupture et la force maximale, la tension et le déplacement sont enregistrés	La force maximale est de 19,4897 N pour le groupe témoin et de 20,8370 pour le groupe avec nanoparticules, la tension de 17,2320 N pour le groupe témoin et de 18,1847 N pour le groupe avec nanoparticules, le déplacement est de 9,0667 mm pour le groupe témoin et de 10,0733 mm pour le groupe avec nanoparticules ; les différences pour la résistance maximale, la tension et le déplacement des ligatures orthodontiques sont significatives ($p < 0,05$), avec une augmentation du groupe avec nanoparticules d'argent	L'incorporation in situ de nanoparticules d'argent sur des ligatures élastiques orthodontiques permet une augmentation significative de la résistance à l'étirement
Ghaffari *et al* 2014 (153)	Effet sur la résistance à la traction de l'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine acrylique de type PMMA	Un appareil de mesure de la résistance à la traction universelle est utilisé sur 18 échantillons ; une charge de traction correspondant à la résistance à la traction minimale est mesurée au point de rupture de l'échantillon, sur 3 groupes : A, résine acrylique pure pour le	La résistance à la traction est de, pour le groupe A, 48,41±4,85 MPa, pour le groupe B, 41,31±6,88 MPa, et pour le groupe C, 37,12%±4,89 MPa ; le groupe C présente une résistance à la traction significativement supérieure à celle du groupe A ($p<0,05$), mais la différence de résistance entre les groupes A et B n'est pas significative ($p> 0,05$) comme celle entre B	L'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine acrylique entraîne un effet sur la résistance à la traction en fonction de leur concentration, entraînant une diminution

		groupe témoin, B, PMMA mélangées avec 0,2% en poids de nanoparticules et C, PMMA mélangées avec 2% en poids de nanoparticules	et C (p>0,05)	significative de celle-ci pour une concentration de 2%
Felemban et Ebrahim, 2017 (33)	Effet sur la résistance à la traction de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium et de dioxyde de titane à un adhésif orthodontique	Les 30 échantillons sont soumis à un test de traction indirecte par une machine d'essai mécanique à une vitesse transversale de 0,5 mm/min jusqu'à la rupture ; 3 groupes d'étude sont utilisés : un groupe témoin avec l'adhésif sans nanoparticules, un groupe avec 0,5% de nanoparticules ZrO_2-TiO_2 en poids et un groupe avec 1% de nanoparticules ZrO_2-TiO_2 en poids	La résistance à la traction est de 4,92±0,54 MPa pour le groupe témoin sans nanoparticules, de 6,14±0,71 MPa pour le groupe avec 0,5% de nanoparticules et 8,65±0,74 MPa pour le groupe avec 1% de nanoparticules ; l'augmentation de la résistance à la traction est significative entre le groupe témoin et les groupes avec nanoparticules ; la différence de résistance à la traction entre les 2 groupes avec nanoparticules n'est pas significative	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium et de dioxyde de titane (à 0,5% et 1%%) à un adhésif orthodontique permet une augmentation de manière significative de la résistance à la traction

3.2.3.6. Résistance transversale

L'incorporation de nanoparticules diminue la résistance transversale d'une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle pouvant être utilisée lors de traitement d'orthodontie amovible (Tableau 14).

En 2018, Ergun *et al* (32), publient une étude, citée en 3.2.3.2., sur les effets concernant la résistance transversale par l'ajout de nanoparticules d'oxyde de zirconium à une résine polyméthacrylate de méthyle (PMMA) et révèlent que cette incorporation de nanoparticules entraîne une diminution significative de la résistance.

Tableau 14 : Études concernant l'effet sur la résistance transversale des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Ergun *et al*, 2018 (32)	Effet sur la résistance transversale de l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium dans une résine polyméthacrylate de méthyle	Essai de flexion en 3 points en appliquant une force jusqu'à la rupture, sur 4 groupes à 0%, 5%, 10% et 20% de concentrations de nanoparticules d'oxyde de zirconium	La résistance transversale diminue significativement avec l'augmentation de la concentration en nano-ZrO_2 de 0 à 20% sans thermocyclage de 96,2 (80,1-113,2) MPa à 39,5 (37,5-43,9) MPa, ou avec thermocyclage de 101,8 (94,5-106,2) MPa à 67,3 (56,6-84,4) MPa	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zirconium dans la résine PMMA entraîne une diminution significative de la résistance transversale

3.2.3.7. Résistance à la corrosion

L'incorporation de nanoparticules à un arc orthodontique améliore sa résistance à la corrosion, d'autant plus si celles-ci reçoivent un dopage de type N (Tableau 15).

Une étude de Liu *et al*, en 2017 (112), citée en 3.2.1.1., examine les propriétés de résistance à la corrosion d'un revêtement de nanoparticules de dioxyde de titane, avec ou sans dopage de type N, sur des arcs composites orthodontiques. Les arcs composites orthodontiques revêtus de nanoparticules de dioxyde de titane ont une résistance à la corrosion considérablement augmentée par rapport aux arcs composites orthodontiques d'origine dans la salive artificielle. Il est démontré que le dioxyde de titane dopé de type N présente une bien meilleure capacité anticorrosion que les nanoparticules de dioxyde de titane sans dopage.

Tableau 15 : Études concernant l'effet sur la résistance à la corrosion des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Liu *et al*, 2017 (112)	Effet sur les propriétés de résistance à la corrosion d'un arc composite ortho-dontique revêtu par des nano-particules de dioxyde de titane, non dopé ou avec un dopage de type N	Expériences électro-chimiques pendant lesquelles sont mesurés et analysés la tension de corrosion, le potentiel de corrosion, la densité de courant de corrosion, le taux de protection, le graphique de Nyquist, le taux de couverture	Les potentiels de corrosion sont pour les arcs sans TiO_2, avec TiO_2, avec N-TiO_2 respectivement de -565,9, -434,1 et -355,7 mV ; les densités de courant sont pour les arcs sans TiO_2, avec TiO_2, avec N-TiO_2 respectivement de 5,620, 1,722 et à 0,8161 $\mu A.cm^{-2}$; les taux de protection des revêtements de TiO_2 et de N-TiO_2 sont respectivement de 69,36% et 85,47% ; les taux de couverture des échantillons revêtus de TiO_2 et de N-TiO_2 sont respectivement de 92,70% et 98,26% ; la taille de la boucle de capacité sur les graphiques de Nyquist d'un échantillon de N-TiO_2 est d'environ 2 ordres de grandeur par rapport aux arcs sans TiO_2 et d'environ 1 ordre de grandeur par rapport au groupe TiO_2	Les arcs composites orthodontiques revêtus de nanoparticules de dioxyde de titane améliorent la résistance à la corrosion par rapport aux arcs composites orthodontiques d'origine ; le dioxyde de titane dopé de type N présente une meilleure capacité anticorrosion que les nanoparticules de dioxyde de titane sans dopage

3.2.3.8. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion d'une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle, d'une résine composite, d'un ciment verre ionomère peut être modifiée suite à l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane, de silice, d'oxyde de graphène, d'argent, d'oxyde de zinc ou de phosphate de calcium (Tableau 16).

Concernant les résines composites, l'étude de 2016 de Liang *et al*, citée en 3.2.2.1. et 3.2.2.2., montre que l'introduction de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe n'entraîne pas de changement significatif de la résistance à la flexion, mais une augmentation significative du module de flexion (137). Pour Xu *et al*, en 2017, cités en 3.2.2.1., l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium à une résine composite, ne modifie pas significativement la résistance à la flexion (136). A propos des ciments verre ionomère, l'évaluation de Garcia-Contreras *et al* de 2015 rapporte une augmentation significative de la résistance à la flexion grâce à des nanoparticules de dioxyde de titane (107) tandis que celle de Panahandeh *et al*, en 2018 ne décèle pas de différence par l'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc (150).

Enfin, pour les résines en polyméthacrylate de méthyle, Sodagar *et al* caractérisent en 2013 une diminution de la résistance à la flexion pour une concentration de 0,5 et 1% du couple dioxyde de titane-silice (154). Jo *et al*, en 2017 décrivent une augmentation de la résistance à la flexion, significative à 0,5 % de nanoparticules de silice (48) tandis qu'en 2014, Harini *et al* la vérifient pour toutes les concentrations de dioxyde de titane (155). Lee *et al* en 2018 ne voient une augmentation de la résistance à la flexion qu'à 0,5% d'oxyde de graphène (39). Lee *et al* en 2016 n'observent une diminution significative qu'à 5% de silice mésoporeuse dans la résine (49). L'incorporation de nanoparticules d'argent lors de l'étude de Sodagar *et al* de 2012 modifie la résistance à la flexion en fonction de la marque de résine acrylique et de la quantité de nanoparticules d'argent, mais de manière peu significative (156).

Tableau 16 : Études concernant l'effet sur la résistance à la flexion des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Soda-gar *et al*, 2013 (154)	Effet sur la résistance à la flexion de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) et de dioxyde de silicium (SiO_2) à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	Une machine d'essai universelle avec une force appliquée augmentant avec un débit de 25±1 ml/min sur des échantillons préparés et divisés en 7 groupes : résine acrylique contenant du nanoTiO_2, du nanoSiO_2 et du nanoTiO_2 avec du nanoSiO_2 à deux concentrations de 1% et 0,5%, en plus d'un groupe de contrôle	La résistance à la flexion maximale (43,5 MPa) appartient au groupe de contrôle et la résine acrylique à 0,5% de TiO_2 et de SiO_2 a la plus basse (30,1 Mpa), elle diminue à mesure que la concentration augmente ; les résines avec nanoSiO_2 ont des valeurs plus élevées par rapport à celles avec du nanoTiO_2 à concentration égale, mais les différences ne sont pas significatives ; les seules différences significatives sont entre le groupe témoin et le groupe 0,5% de TiO_2- SiO_2 et entre le groupe témoin et 1% de TiO_2-SiO_2	L'incorporation de nanoparticules dioxyde de titane et de dioxyde de silicium dans des résines acryliques PMMA entraîne une diminution de la résistance à la flexion en fonction de la concentration en nanoparticules, et de manière significative pour 0,5% et 1% des nanoparticules couplées
Jo *et al*, 2017 (48)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse chargées de sulfadiazine d'argent (Ag-MSN) dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA) sur la résistance à la flexion	Le test de flexion à 3 points est effectué sur une machine Instron avec un capteur de force de 500 N et une portée de 14 mm et déterminé à une vitesse de tête transversale de 1,0 mm/min, sur des échantillons de PMMA incorporant des Ag-MSN à 0,5, 1, 2,5 et 5% et un groupe témoin	Parmi les échantillons de PMMA contenant différentes quantités d'Ag-MSN par rapport à la poudre de PMMA en masse, seule une incorporation de 0,5% (105 MPa) a significativement augmenté la résistance à la flexion par rapport au groupe témoin (90 MPa), alors qu'au contraire, toutes les concentrations supérieures à 0,5% augmentent significativement le module de flexion (2,5, 2,6 et 2,5 GPa) par rapport au groupe témoin (2,3 GPa)	L'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse chargées en sulfadiazine d'argent à une résine polyméthacrylate de méthyle permet une augmentation de la résistance à la flexion, significative à 0,5 % de nanoparticules, et du module de flexion, significative à 1%, 2,5% et 5% de nanoparticules

Lee *et al*, 2018 (39)	Effet de l'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène (ONG) dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA) sur la résistance à la flexion	Les échantillons sont placés sur une machine Instron pour des tests de flexion en 3 points sur une portée de 14 mm ; la résistance à la flexion et le module d'élasticité sont mesurés à une vitesse de tête transversale de 1,0 mm/min, sur des échantillons de PMMA incorporant des ONG à 0,25, 0,5, 1, 2% et un groupe témoin	Parmi les échantillons de résine contenant différentes quantités d'ONG, seul celui intégrant 0,5% a une résistance à la flexion significativement améliorée (100 MPa) par rapport au groupe témoin (90 MPa) ; aucune différence significative de module de flexion n'est notée pour tous les groupes avec ONG (2,3, 2,5, 2,3 et 2,5 GPa) par rapport au groupe témoin (2,2 GPa)	L'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle n'entraîne pas de différence significative concernant la résistance ou le module de flexion, hormis une augmentation de la résistance pour une concentration de 0,5% en nanoparticules
Garcia-Contre-ras *et al*, 2015 (107)	Effet sur la résistance à la flexion de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane à un ciment verre ionomère (CVI)	Les 20 échantillons sont soumis à une flexion en 3 points dans une machine d'essai universelle à une vitesse transversale de 1 mm/min ; 3 groupes d'étude sont utilisés : un groupe témoin CVI, un groupe CVI avec 3% de TiO_2, et un groupe 5% de TiO_2	La résistance à la flexion est de, pour le groupe témoin, 15,1±2,9 MPa, pour le groupe avec 3% de nanoparticules, 20,2±4,1 MPa, et pour le groupe avec 5% de nanoparticules, 21,4%±5,0 MPa ; les différences de résistance à la flexion sont significatives entre le groupe témoin et les groupes avec nanoparticules, et entre 3% et 5% de nanoparticules	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (à 3 ou 5%) à un ciment verre ionomère permet d'augmenter de manière significative la résistance à la flexion
Harini *et al*, 2014 (155)	Effet sur la résistance à la flexion de l'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	Les échantillons sont montés pour un test de flexion en 3 points sur une machine d'essai universelle, la charge est appliquée avec une vitesse de tête transversale de 1,50 mm/min et une longueur de travée de 40 mm sur les 4 groupes : A, contrôle sans nanoparticules, B, avec 1% de TiO_2, C avec 2% de TiO_2 et D avec 5% de TiO_2	La résistance à la flexion moyenne est de, pour le groupe A, 176,06 MPa, pour le groupe B, 182,51 MPa, pour le groupe C, 204,75 MPa, et pour le groupe D, 223,43 MPa ; il existe une différence significative entre les groupes par une augmentation, notamment entre les groupes A et D, et entre les groupes B et D	L'incorporation de nanoparticules de dioxyde de titane à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle entraîne une augmentation significative de la résistance à la flexion

Soda-gar *et al*, 2012 (156)	Effet sur la résistance à la flexion de l'incorporation de nanoparticules d'argent (Ag) à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	90 échantillons sont placés dans une machine pour le test de flexion en 3 points et la force est augmentée de 5±1 mm/min, jusqu'à rupture des modèles, parmi 6 groupes : 1, 2 et 3, résine Rapid Repair avec respectivement 0%, 0,05% et 0,2% d'Ag, 4, 5 et 6, résine Selecta Plus avec respectivement 0%, 0,05% et 0,2% d'Ag	La résistance à la flexion moyenne est de, pour le groupe 1, 67,6660 MPa, pour le groupe 2, 55,2000 MPa, pour le groupe 3, 66,4700 MPa, pour le groupe 4, 56,0280 MPa, pour le groupe 5, 60,0760 MPa, et pour le groupe 6, 59,0180 MPa ; l'ajout de 0,05% d'Ag pour Rapid Repair diminue considérablement la résistance à la flexion, tandis qu'à 0,2% la résistance augmente presque jusqu'à son niveau primaire ; pour Selecta Plus, aucune augmentation significative de la résistance à la flexion n'est observée suite à l'ajout d'Ag	L'incorporation de nanoparticules d'argent à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle modifie la résistance à la flexion en fonction de la marque de résine acrylique et de la quantité de nanoparticules d'argent, mais de manière peu significative
Panah-andeh *et al*, en 2018 (150)	Effet de l'incorpora-tion de nanoparticules d'oxyde de zinc à un ciment verre ionomère sur la résistance à la flexion	L'essai de résistance à la flexion est réalisé l'aide d'une machine d'essai à une vitesse de tête transversale de 0,5 mm/min sur chacun des 20 échantillons des différents groupes : 1, 0% de ZnO, 2, 5% de ZnO en forme de sphère, 3, 5% de ZnO en forme de fleur, 4, 5% de ZnO en forme de tige	La résistance à la flexion moyenne est de, pour le groupe 1, 10,65±0,74 MPa, pour le groupe 2, 10,39±0,83 MPa, pour le groupe 3, 10,08±2,03 MPa, et pour le groupe 4, 13,84±1,04 MPa ; aucune différence significative n'est relevée entre les différents groupes	L'incorporation de nanoparticules d'oxyde de zinc à 5% à un ciment verre ionomère ne modifie pas la résistance à la flexion de manière significative
Lee *et al*, 2016 (49)	Effet de l'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse (MSN) à une résine acrylique poly-méthacrylate de méthyle (PMMA) sur la résistance à la flexion	Les échantillons sont placés sur un gabarit d'une portée de 14 mm sur une machine d'essai universelle avec un capteur de force de 500 N ; la résistance à la flexion et le module d'élasticité sont déterminés à une vitesse de tête transversale de 1 mm/min parmi les groupes : témoin, 0,5, 1, 2,5 et 5 % de MSN	La résistance à la flexion est de, pour le groupe 0%, 90 MPa, pour le groupe 0,5%, 92 MPa, pour le groupe 1%, 85 MPa, pour le groupe 2,5%, 80 MPa, et pour le groupe 5%, 60 MPa ; le module de flexion est de, pour le groupe 0%, 2,2 GPa, pour le groupe 0,5%, 2,6 GPa, pour le groupe 1%, 2,5 GPa, pour le groupe 2,5%, 2,4 GPa, et pour le groupe 5%, 2,2 GPa ; par rapport au groupe témoin, seul le groupe à 5% diminue la résistance à la flexion significativement et seul le groupe 0,5% augmente significativement le module de flexion	L'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse à une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle n'entraîne ni de modifications significatives de résistance à la flexion, hormis une diminution à 5% de nanoparticules, ni de modifications significatives du module de flexion, hormis une augmentation à 0,5% de nanoparticules

Liang *et al*, 2016 (137)	Effet sur la résistance à la flexion de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe (NACP) dans une résine composite	Les échantillons sont incubés à 37°C pendant 24 h, puis fracturés en flexion à trois points avec une portée de 10 mm à une vitesse de tête transversale de 1 mm/min sur une machine de test universel ; 3 groupes : 2 composites de contrôle et 1 composite + NACP	La résistance à la flexion est de, pour le groupe contrôle I, 80 MPa, pour le groupe contrôle II, 70 MPa, et pour le groupe avec NACP, 75 MPa, ; le module de flexion est de, pour le groupe contrôle I, 6,1 GPa, pour le groupe contrôle II, 6,2 GPa, et pour le groupe avec NACP, 7,8 GPa ; le composite avec NACP a une résistance similaire à celle des composites de contrôle commerciaux et un module d'élasticité légèrement supérieur aux autres groupes	L'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium amorphe dans une résine composite n'entraîne pas de changement significatif de la résistance à la flexion, mais une augmentation significative du module de flexion
Xu *et al*, 2007 (136)	Effet sur la résistance à la flexion de l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium (DCPA) à une résine composite	La résistance à la flexion est mesurée par un test à 3 points avec une portée de 10 mm à une vitesse de tête transversale de 1 mm/min sur une machine de test universelle ; 8 groupes, de 0 à 75% de DCPA	L'augmentation de la concentration en DCPA ne modifie pas significativement la résistance ; la résistance à la flexion en MPa à 60% et 75% est respectivement de 117±17 et 114±23, différente de 106±39 de la résine sans DCPA ; le module de flexion augmente avec la concentration, en GPa, il est à 75% de DCPA D 14,9±0,7, supérieur à 11,7±0 pour la résine non chargée	Suite à l'incorporation de nanoparticules de phosphate de calcium à une résine composite, la résistance à la flexion n'est pas modifiée significativement tandis que le module de flexion augmente avec la concentration en nanoparticules

3.2.3.9. Taux de polymérisation

L'incorporation de nanoparticules à des adhésifs orthodontiques peut modifier ou non leur taux de polymérisation (Tableau 17).

Degrazia *et al* en 2016 (10) démontrent que l'addition des nanoparticules d'argent diminue de manière significative les valeurs de degré de conversion in situ du primaire d'adhésif par rapport à un adhésif orthodontique sans nanoparticules. Pour Degrazia *et al* en 2018 (55), un taux de conversion similaire est observé pour tous les adhésifs orthodontiques avec ou sans nanotubes d'halloysite. Le taux de polymérisation est plus élevé avec 5% de nanotubes et plus faible au-dessus.

Tableau 17 : Études concernant l'effet sur le taux de polymérisation des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Degrazia *et al*, 2016 (10)	Effet sur les propriétés physico-chimiques d'un adhésif ortho-dontique contenant des nano-particules d'argent	Test par spectroscopie sur 3 sites d'incisives mandibulaires bovines du degré de conversion in situ pour des adhésifs orthodontiques à concentrations différentes en nanoparticules	Les 4 groupes à 0%, 0,11%, 0,18% et 0,33% en nanoparticules ont respectivement un degré de conversion in situ de 89,50 ±0,58%, 87,51±0,38%, 87,44±0,03%, et 85,92±0,03% ; seuls les groupes à 0,11 et 0,18% de nanoparticules ne présentent pas de différence significative entre eux	Les nanoparticules d'argent incorporées à un adhésif orthodontique entraînent une diminution significative du degré de conversion in situ par rapport à un adhésif sans nanoparticules
Degrazia *et al*, 2016 (55)	Effet sur le degré de conversion et le taux de polyméri-sation d'adhésifs ortho-dontiques contenant des nanotubes d'halloysite chargés de triclosan	Test du taux de polymérisation par spectroscopie infrarouge après une activation à la lumière pendant 40 s et à 2 mm, test du degré de conversion in situ par spectroscopie sur 3 sites le long de l'interface attache-émail	Le taux de polymérisation est pour les groupes à 0%, 5%, 10% et 20% de nanoparticules respectivement de 12,23±4,42, 14,46±3,31, 9,11±0,24 et 7,70±0,83 avec différences significatives ; le degré de conversion in situ est pour les groupes à 0%, 5%, 10% et 20% de nanoparticules respectivement de 76,85±1,09%, 75,69±1,87%, 76,72±3,03%, et 74,05±2,42%, sans différence significative	Les nanotubes d'halloysite chargés de triclosan incorporées à un adhésif orthodontique n'entraînent pas de différence significative du degré de conversion mais augmentent le taux de polymérisation à 5% et le diminuent à partir de 10%

3.2.3.10. Stabilité thermique

L'incorporation de nanoparticules à une résine composite permet une plus grande stabilité thermique de celle-ci (Tableau 18).

L'étude de Safaei *et al* de 2019, citée en 3.2.1.2., évalue les propriétés et la stabilité thermique du composite à base de nanoparticules d'oxyde de cuivre et d'alginate. Les taux de perte de masse dans la plage de température de 0 à 800°C pour le biopolymère d'alginate et le nanocomposite d'alginate-oxyde de cuivre sont respectivement de 41,32% et 16,58%. Une plus faible perte de masse révèle une plus grande stabilité thermique du matériau. Ainsi, la formation du composite à base de nanoparticules d'oxyde de cuivre réduit la perte de masse à 24,74% et améliore donc la stabilité thermique. (134)

Tableau 18 : Études concernant l'effet sur la stabilité thermique des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Safaei *et al*, 2019 (134)	Effet d'un composite contenant de l'alginate et des nanoparticules d'oxyde de cuivre sur la stabilité thermique	Mesure du taux de dégradation thermique du biopolymère d'alginate et du nanocomposite d'alginate-oxyde de cuivre lors d'un programme de température dynamique de 0 à 800°C	Pour le biopolymère d'alginate, le taux de perte de masse dans la plage de température de 0 à 800°C est de 41,32% et pour le nanocomposite d'alginate-oxyde de cuivre, celui-ci est de 24,74% ; le nanocomposite réduit la perte de de masse de 24,74% par rapport au biopolymère	Les nanoparticules d'oxyde de cuivre incorporées au composite permettent une amélioration des propriétés et de la stabilité thermiques

3.2.3.11. Coloration

L'incorporation de nanoparticules à un primaire d'adhésif orthodontique entraîne des colorations de celui-ci (Tableau 19).

Blöcher *et al*, en 2015 (148) évaluent l'ajout de nanoparticules d'argent à un primaire d'adhésif orthodontique. L'incorporation de ces nanoparticules entraîne l'apparition de taches d'argent sur le primaire et l'adhésif ainsi que l'augmentation significative du nombre de dents touchées par rapport à l'incorporation de microparticules d'argent.

Tableau 19 : Études concernant l'effet sur la coloration des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Blöcher *et al*, 2015 (148)	Effet de l'ajout de nano-particules d'argent à un primaire d'un adhésif ortho-dontique sur la coloration de celui-ci	Visualisation des taches à l'œil nu et par stéréo-microscope sur incisives bovines après dépose des attaches ; 6 groupes d'étude dont un témoin, 2 avec microparticules d'argent et 3 avec nanoparticules d'argent	Aucune tache n'est détectée à l'œil nu ; au stéréomicroscope, des taches sont visibles sur 0 échantillon pour le groupe témoin, 2 échantillons pour le groupe 2 (0,1% de micro-argent de 3,5 à 18 µm), 1 pour le groupe 3 (0,3% de micro-argent de 3,5 à 18 µm), 4 pour le groupe 4 (0,11% de 12,6 à 18,5 nm, 6 pour le groupe 5, 9 pour le groupe 6 (0,33% de 12,6 à 18,5 nm) ; le nombre de dents avec des taches est significativement plus élevé dans les groupes avec nanoparticules	Les nanoparticules d'argent incorporées à un primaire d'adhésif orthodontique entraînent l'apparition de taches d'argent sur le primaire et l'adhésif et l'augmentation du nombre de dents touchées par rapport à des microparticules d'argent

3.2.4. Toxicité en orthopédie dento-faciale

Les nanoparticules utilisées en orthopédie dento-faciale, intégrées à des adhésifs (résine composite, CVI, CVIMAR), des arcs, des attaches, des élastiques orthodontiques ou des résines acryliques d'appareils amovibles, peuvent potentiellement engendrer des effets nocifs sur la santé.

Certaines études in-vitro ne démontrent aucune toxicité des nanoparticules d'oxyde d'argent, d'oxyde de graphène, de disulfure de molybdène, de disulfure de tungstène, de verres bioactifs (39,74,108,112,157,158) sur les ostéoblastes, les kératinocytes, les cellules rénales et les fibroblastes. On observe simplement une accumulation de granules brun-noir dans le cas de nanoparticules d'argent (159).

Pour les nanoparticules de dioxyde de titane, on retrouve une cytotoxicité pouvant aller jusqu'à la nécrose (160) ainsi que des effets pro-inflammatoires à concentrations élevées, supérieurs sur des cellules cancéreuses (161) ou lors de gingivite (162).

Pour les nanoparticules de silice et de fluorure de calcium, une cytotoxicité est également décrite (48,49,84).

Pour les nanoparticules d'oxyde métallique (dioxyde de titane, dioxyde de silicium, oxyde de zinc et alumine), on observe une cytotoxicité pulpaire dose dépendante (163).

Les élastiques orthodontiques en latex avec des nanoparticules en nickel entraînent une cytotoxicité pouvant être fortement réduites si ceux-ci sont étirés préalablement, permettant le détachement des nanoparticules (164).

La biocompatibilité varie selon le type de nanoparticules, la concentration de celles-ci, le temps d'exposition, le matériau et la technique utilisés, la cible cellulaire ou tissulaire, le type de toxicité étudiée, et la synergie éventuelle avec d'autres molécules (Tableau 20).

Tableau 20 : Études concernant la toxicité des nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Auteur, date	Objectif de l'étude	Méthodes	Résultats	Conclusion
Gao *et al*, 2014 (108)	Effets des nanotubes de dioxyde de titane (NT) avec des nanoparticules d'oxyde d'argent sur les ostéoblastes	La cytotoxicité des échantillons est testée par un kit de viabilité / cytotoxicité pour cellules de mammifères et les échantillons sont observés par microscopie à fluorescence ; la prolifération, la morphologie, l'activité de la phosphatase alcaline, la sécrétion de collagène et la minéralisation de la matrice extracellulaire sont étudiés ; 2 groupes : témoin matrice de NT sans Ag et matrice de NT avec Ag	Presqu'aucune cellule morte ne peut être observée à partir des échantillons et le nombre de cellules augmente de manière linéaire, ce qui indique que les matrices ne présentent pratiquement aucune cytotoxicité ; aucune différence significative dans la prolifération cellulaire ne peut être observée ; à 1 j, aucune différence de morphologie cellulaire ne peut être observée, à 3 j, les cellules semblent s'étendre plus grandement ; à 7j, l'augmentation de la teneur en Ag diminue la quantité de collagène sécrétée par les cellules, mais à 14 j, aucune différence significative ne peut être observée, pareillement pour la minéralisation de la matrice	Les nanotubes de dioxyde de titane avec des nanoparticules d'oxyde d'argent incorporées sur les ostéoblastes n'entraînent pas de différence sur la viabilité, la prolifération et la différenciation des ostéoblastes montrant même des effets favorables sur la promotion de la propagation cellulaire par rapport à des nanotubes sans argent
Jo *et al*, 2017 (48)	Cytotoxicité d'une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA) contenant des nanoparticules de silice mésoporeuse chargées de sulfadiazine d'argent (Ag-MSN)	Un dosage au sel de tétrazolium soluble dans l'eau est effectué utilisant une longueur d'onde de 450 nm sur des kératinocytes oraux humains immortalisés après 24 h d'incubation avec des échantillons : groupe témoin, groupe à 0,5%, 1%, 2,5% et 5% d'Ag-MSN	Les extraits d'échantillons contenant de l'Ag-MSN, à l'exception de 5%, ne diminuent pas significativement la viabilité des kératinocytes par rapport au témoin ; les extraits de 5% de Ag-MSN montrent une viabilité cellulaire de 80,5 ± 11,3%.	L'incorporation de nanoparticules de silice mésoporeuse chargées en sulfadiazine d'argent à une résine polyméthacrylate de méthyle n'entraîne pas de cytotoxicité significative, hormis à 5% de concentrations en nanoparticules

Lee *et al*, 2018 (39)	Cytotoxicité d'une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA) avec nanoparticules de nanofeuilles d'oxyde de graphène (ONG)	Des kératinocytes oraux humains immortalisés sont sélectionnés et incubés pendant 24 h avec des échantillons, puis un dosage est effectué ; 5 groupes : témoin, PMMA sans ONG, PMMA avec 0%, 0,25%, 0,5%, 1% et 2% d'ONG	Par rapport au témoin, les extraits des échantillons incorporant des ONG à 0, 0,25, 0,5, 1 et 2% ne diminuent pas significativement la viabilité des kératinocytes oraux, étant tous à environ 100% de viabilité	L'incorporation de nanofeuilles d'oxyde de graphène dans une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle n'entraîne pas de cytotoxicité, peu importe la concentration en nanoparticules
Appel *et al*, 2016 (157)	Cytotoxicité et génotoxicité de disulfure de molybdène et de disulfure de tungstène	Le disulfure de tungstène et le disulfure de molybdène sont préparés pour un test vivant / mort de cellules HEK293f incubées pendant 4, 12, 24 et 48 h ; morphologie cellulaire visualisée par microscopie électronique (MEB) ; dosage des espèces oxygénées réactives (ROS)	La majorité des cellules après 24 h sont vivantes et celles-ci augmentent avec le temps par la mitose ; les cellules sont viables lorsqu'elles sont exposées et se développent en contact avec eux ; une bonne adhésion cellulaire et une morphologie cellulaire saine sont notées ; les particules générées n'induisent pas de ROS, et n'activent donc pas la voie de mort cellulaire programmée, même après une exposition de 24 h	Le disulfure de molybdène et de disulfure de tungstène sont biocompatibles sur des cellules rénales humaines
Heravi *et al*, 2013 (158)	Cytotoxicité in vitro d'un composite orthodontique contenant des nanoparticules de dioxyde de titane ($nTiO_2$)	La toxicité d'extraits de composite Transbond™ XT à 1% de $nTiO_2$ comparé à Transbond™ XT sans $nTiO_2$ est déterminée à l'aide d'un test sur des lignées cellulaires de HGF et L929 ; pourcentage de cellules viables dans le milieu de culture	Pour les cellules HGF, les 2 adhésifs présentent une toxicité modérée à 1 j, mais la cytotoxicité du Transbond™ XT avec $nTiO_2$ est significativement inférieure à celle de l'adhésif pur ; le taux de survie est augmenté à 3 j sans différence significative entre les deux groupes ; à 5 et 7 j, les 2 adhésifs sont légèrement toxiques et il n'y a pas de différence significative ; pour la lignée cellulaire L929, il y a une légère diminution des taux de survie cellulaire aux jours 1, 3 et 5 sans différence significative les uns avec les autres et les 2 composites sont essentiellement non toxiques après 7 et 14 j, et aucune différence significative n'est constatée ; les tendances de viabilité cellulaire sont similaires dans les deux groupes et les deux lignées cellulaires	Le composite orthodontique contenant des nanoparticules de dioxyde de titane s'est avéré avoir une biocompatibilité comparable à l'adhésif et même supérieure que celle de l'adhésif pur sur une lignée cellulaire particulaire après un jour d'expérience

Liu *et al*, 2017 (112)	Cytotoxicité d'un arc composite orthodontique revêtu par des nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2), non dopé ou avec un dopage de type N	La cytotoxicité est testée par le taux de croissance relatif (RGR), égal aux valeurs d'absorbance du groupe expérimental divisées par celles du groupe témoin ; les niveaux de cytotoxicité sont évalués par : niveau 0, RGR≥100%, niveau 1, RGR≥75%, niveau 2, RGR≥50%, niveau 3, RGR≥25%, niveau 4, RGR≥1%, niveau 5, RGR<1%	A 24h, 72h et 120h, les niveaux de cytotoxicité sont respectivement, pour les arcs, de 1 (96%), 1 (90%) et 1 (91%), pour le TiO_2 de 0 (101%), 1 (98%) et 0 (101%), pour les arcs avec nano-TiO_2, de 0 (105%), 0 (101%) et 0 (102%) ; les niveaux 0 et 1 sont des niveaux sûrs	Les arcs composites orthodontiques revêtus de nanoparticules de dioxyde de titane présentent une bonne sécurité biologique
Nam *et al*, 2019 (74)	Cytotoxicité d'une résine de collage orthodontique avec des nanoparticules de verre bioactif fluoré (FBAG)	La cytotoxicité est évaluée à l'aide d'un dosage sur des cellules HGF-1 cultivées pendant 24 h et 48 h dans un incubateur, l'absorbance à 620 nm est mesurée à l'aide d'un lecteur de microplaques ; 4 groupes : résine de contrôle, résine avec FBAG à 1, 3 et 5%	Au bout de 24 h, la densité optique du composite à 1% de FBAG (0,09±0,00), 3% de FBAG (0,10±0,01) et 5% de FBAG (0,11±0,01) diminue par rapport au groupe contrôle (0,12±0,03) mais les différences ne sont pas significatives ; après 48 h, il n'y a pas de différence statistiquement significative, la densité optique de du groupe à 1% de FBAG (0,09±0,02), à 3% de FBAG (0,10±0,01) et à 5% de FBAG (0,10±0,00) n'est pas significativement différente avec le groupe contrôle (0,08±0,00)	L'incorporation de nanoparticules de verre bioactif fluoré à une résine de collage orthodontique n'entraîne pas une cytotoxicité significativement différente après 24 ou 48 heures par rapport à la résine conventionnelle
Morán-Martínez *et al*, 2018 (160)	Histopathologie, cytotoxicité et génotoxicité d'un revêtement avec des nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) sur des fils d'arc de nickel-titane	Les tests sont réalisés sur 12 rats ; analyse de la fragmentation de l'ADN de lymphocytes du sang ; technique histologique d'analyse par microscopie optique ; 4 groupes : témoin (CG), 5 mg/kg de TiO_2 dissous par jour pendant 3j puis mort à 48h (G1) et 72h (G2), solution composée de nanoparticules de TiO_2 et les arcs NiTi puis mort à 72h (G3)	L'analyse de l'ADN montre une stabilité dans la chaîne d'ADN, sans cassure, ne provoquant pas de cytotoxicité pour les groupe G1, G2 et G3, ce qui suggère qu'il n'y a pas eu de cassure de l'ADN ; le groupe G1 a la plus grande fragmentation avec une moyenne de 6,06±1,49% ; dans le groupe G1, la présence de vacuoles incluses dans le cytoplasme des hépatocytes est observée, dans G2, les hépatocytes présentent un cytoplasme et un noyau mousseux avec une chromatine granulaire, dans G3, de vastes zones de nécrose cellulaire sont observées avec destruction des hépatocytes ; dans G1, G2, G3, une légère rétraction glomérulaire et une congestion vasculaire modérée sont observées	Le revêtement avec des nanoparticules de dioxyde de titane sur des fils d'arc de nickel-titane n'entraîne pas de génotoxicité, mais une potentielle cytotoxicité des nanoparticules est mise en évidence, représentant un dommage progressif même après la cessation de l'exposition et, dans certains cas, une nécrose cellulaire

Garcia-Contreras *et al*, 2014 (161)	Effet des ciments verre ionomère (CVI) avec nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) sur les cellules buccales normales et cancéreuses	Dosage de l'activité cytotoxique, sur des cellules normales (HPC, HGF, HPLF) et cancéreuses (HSC-2, HSC-3, HSC-4, Ca9-22) incubées 48h avec des ciments, par le nombre relatif de cellules viables via l'absorbance et de la concentration de prostaglandine E2 (PGE2) ; observation de la structure cellulaire par microscopie électronique à transmission	Les cellules cancéreuses sont significativement plus sensibles que les cellules normales sans nanoparticules, avec 3% de TiO_2, et hormis HGF, avec 5% de TiO_2 ; le CVI seul induit légèrement mais significativement la production de PGE2, plus dans HGF que dans HPC, l'induction étant augmentée par IL1β dans les cellules HPC et HGF ; à 3% de TiO_2, une production plus élevée est observée indépendamment de la présence ou de l'absence de IL1β ; les cellules avec le CVI seul et avec 3% de TiO_2 montrent une membrane cellulaire, un noyau et un cytoplasme irréguliers, mais un appareil de Golgi normal et des structures mitochondriales sans changement pathologique ; il n'y a pas de différences morphologiques significatives indépendamment de la présence ou de l'absence de nanoparticules de TiO_2	Le ciment verre ionomère avec nanoparticules de dioxyde de titane montre une biocompatibilité acceptable à modérée, ainsi que des effets pro-inflammatoires à des concentrations plus élevées en nanoparticules
Lee *et al*, 2016 (49)	Cytotoxicité d'une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle (PMMA) contenant des nanoparticules de silice mésoporeuse (MSN)	Les kératinocytes oraux humains immortalisés sont incubés 24 h avec des échantillons de PMMA, un test basé sur l'absorbance à 450 nm est effectué ; 6 groupes : témoin, PMMA avec 0, 0,5, 1, 2,5, 5% de MSN	Les extraits des échantillons incorporés au MSN à 0, 0,5, 1, et 2,5% en poids ne montrent aucune diminution significative de la viabilité des kératinocytes oraux, respectivement d'environ 98%, 96%, 107%, et 103% par rapport au groupe témoin, mais celui à 5% de MSN entraîne une diminution significative de celle-ci à 80%	Une résine acrylique polyméthacrylate de méthyle contenant des nanoparticules de silice mésoporeuse n'entraîne pas de cytotoxicité significative à des concentrations faibles en nanoparticules, mais celle-ci est notable à 5%

Tabari *et al*, 2017 (163)	Cytotoxicité de quatre nanoparticules d'oxydes métalliques sur des cellules souches de pulpe dentaire humaine	Le dosage est utilisé pour les évaluations de cytotoxicité, la coloration est mesurée par un lecteur ELISA à une longueur d'onde de 570 nm avec un filtre à 650 nm pour déterminer le pourcentage de viabilité cellulaire ; les nanoparticules testées sont le dioxyde de titane (TiO_2), le dioxyde de silicium (SiO_2), l'oxyde de zinc (ZnO) et l'alumine (Al_2SO_3)	A 24h d'exposition, les nanoparticules d'Al_2O_3 ne sont pas toxiques et les autres sont légèrement toxiques, la toxicité étant dose dépendante ; à 48h, les nanoparticules de Al_2O_3 sont légèrement toxiques, tandis que les autres sont modérément toxiques, la toxicité dépendant de la dose et du temps ; à 72h et à 100% de concentration, la viabilité est d'environ 35% pour TiO_2, 50% pour SiO_2, 35% pour ZnO et 65% pour Al_2SO_3 ; la viabilité cellulaire a diminué de 24 à 48 h, mais aucun des groupes expérimentaux n'a montré de toxicité grave	La cytotoxicité de ces nanoparticules est variable entre elles, dépend de la dose et du temps, et est relativement faible à de petites concentrations
Metin-Gürsoy *et al*, 2016 (159)	Biocompatibilité des attaches orthodontiques à revêtement avec nanoparticules d'argent (nAg)	Après le traitement histologique, les échantillons sont colorés à l'hématoxyline-éosine pour une évaluation des mastocytes effectuées sous microscope ; l'infiltration de cellules inflammatoires est : 0 = absente, 1 = faible, moins de 25 cellules, 2 = modéré, de 25 à 124 cellules, 3 = sévère, 125 cellules ou plus ; pour les groupes d'étude et de contrôle, 4 attaches à revêtement nAg et 4 attaches standards sont implantés dans la région dorsale de rats	A 7 j, la réaction inflammatoire est similaire avec un score de 3 dans les 2 groupes d'étude, le nombre de mastocytes est statistiquement plus faible dans le groupe d'étude qui voient des particules étrangères de type granules brun-noir distribuées de manière aléatoire dans le tissu de granulation adjacent à l'attache ; à 14 j, le score inflammatoire est de 1,3 pour l'étude et de 1,5 pour le groupe témoin, le nombre de mastocytes n'est pas significativement différent, toujours des particules étrangères ; à 30 j, le score inflammatoire est de 1,5 dans le groupe témoin et de 0,8 dans le groupe d'étude, nombre de mastocytes non significativement différent, des particules étrangères sont trouvées autour de la paroi de vaisseaux ; à 60 j, aucune réaction inflammatoire, score de 0, nombre de mastocytes non significativement différent, particules étrangères observées dans tout l'espace	Les attaches orthodontiques à revêtement avec nanoparticules d'argent s'avèrent avoir des propriétés de réaction tissulaire similaires à celles de l'attache orthodontique de type standard, mais des particules étrangères de type granules brun-noir sont distribuées de manière aléatoire dans le tissu de granulation adjacent à l'attache dans le groupe d'étude
Lee *et al*, 2014 (164)	Comparaison de la cytotoxicité d'élastiques orthodontiques en latex contenant des nanoparticules	Les tests sont réalisés sur des fibroblastes de souris (L929) et gingivaux humains (HGF) ; la spectroscopie infrarouge (FT-IR), la chromatographie ionique, l'analyse élémentaire et la spectrométrie de masse à plasma sont utilisées pour détecter les	Lorsque les cellules HGF sont utilisées pour le test de cytotoxicité, les trois marques montrent une diminution significative de la viabilité cellulaire dans les échantillons L par rapport aux 3L ; le test de diffusion sur gélose présente les élastiques de GP, UN et EX avec une cytotoxicité modérée (score 3), affichant une zone s'étendant jusqu'à 1,0 cm autour de la limite de l'échantillon ; Les résultats FT-IR indiquent une	Les élastiques orthodontiques en latex contenant des nanoparticules de nickel étirés à 3 fois leur longueur initiale montrent une diminution significative de la

	de nickel (Ni)	composants nocifs ; une méthode étire jusqu'à 3 fois (3L) la longueur des élastiques, Unitek (UN), Extream (EX) et Giant Panda (GP), pour détacher les particules en utilisant la longueur d'origine (L) en tant que témoin	transmittance accrue par rapport au groupe témoin et selon les images, lorsque les bandes de caoutchouc latex sont étirées jusqu'à la position 3L, le nombre de nanoparticules déposées sur la surface interne est réduit par rapport aux échantillons L ; l'analyse par cartographie montre que la surface interne de tous les échantillons L contient des nanoparticules de Ni, mais qu'aucun des échantillons 3L ne contient de Ni	cytotoxicité par rapport aux élastiques non étirés en raison du détachement des nanoparticules, responsables de l'induction de la cytotoxicité
Garcia-Contreras *et al*, 2015 (162)	Cibles moléculaires de nanoparticules de dioxyde de titane (TiO_2) dans l'inflammation gingivale	Le nombre de cellules viables HGF est déterminé par méthode au sel de tétrazolium et par comptage cellulaire direct avec un hémocytomètre ; détermination de l'absorption intracellulaire de nanoparticules par observation au microscope ; détermination de la production de PGE2, détection de l'expression des protéines COX-1 et COX-2, analyse métabolomique	Le traitement avec des nanoparticules en présence d'IL-1b montre une agrégation de nanoparticules et leur incorporation dans les vacuoles des cellules ; l'addition de TiO_2 entraîne une augmentation supplémentaire significative de la production de PGE2 ; les nanoparticules augmentent de manière significative l'expression induite par IL-1b des protéines COX-1 et COX-2; les nanoparticules réduisent les concentrations intracellulaires de la plupart des métabolites ; l'ajout de nanoparticules réduit le changement global des voies métaboliques primaires et en particulier des voies des acides aminés, du cycle de l'urée et de la voie des polyamines, ainsi que des voies de synthèse du S-adénosylméthione et du glutathion	Les nanoparticules de dioxyde de titane ont une action pro-inflammatoire lors d'une gingivite nécessitant une utilisation prudente de matériaux dentaires contenant ces nanoparticules chez les patients atteints de gingivite ou de parodontite
Yi *et al*, 2019 (84)	Cytotoxicité d'un ciment verre ionomère modifié par addition de résine (CVIMAR) contenant des nanoparticules de fluorure de calcium ($nCaF_2$)	Des fibroblastes gingivaux humains (HGF) sont incubés avec des échantillons de CVIMAR ; les densités optiques sont mesurées à 492 nm et les ratios des groupes expérimentaux par rapport à ceux du groupe témoin sont représentés sous forme de viabilité cellulaire	La culture de HGF avec les extraits de ciments donne des valeurs de viabilité cellulaire différentes ; le groupe contrôle présentent la viabilité cellulaire la plus élevée à 1, 4 et 7 jours, et elle est significativement plus élevée à 1 et 4 j que les groupes avec $nCaF_2$; pour le jour 7, aucune différence significative n'est observée entre les deux groupes avec nCaF2 et les deux sans $nCaF_2$	Le ciment verre ionomère modifié par addition de résine contentant des nanoparticules de fluorure de calcium est caractérisé par une cytotoxicité significativement plus élevée après un et quatre jours d'étude, mais pas après sept jours

La thèse du Dr Olivier en 2018 apporte de nombreuses informations quant au caractère toxique en médecine bucco-dentaire des nanoparticules alimentaires ou incorporées aux matériaux dentaires. Leurs origines sont multiples puisque celles-ci peuvent provenir de :

- l'implantologie, par les implants en titane (dioxyde de titane) et recouverts de nanoparticules (argent) ;
- l'endodontie, par les irrigants canalaires (argent) et les ciments de scellement canalaire (chitosan, oxyde de zinc, verres bioactifs) ;
- restaurations directes, par les membranes de régénération osseuse guidée (dioxyde de titane, nanocomposites) et les ciments verres ionomères (argent, hydroxyapatite, silice, zinc), par les résines composites (argent, oxyde de zinc) ;
- l'alimentation, par le colorant E171 (dioxyde de titane) et les dentifrices (dioxyde de titane).

Leur interaction avec les systèmes biologiques dépend de multiples facteurs tels que :

- leur taille, la pénétration cellulaire augmentant avec la réduction de la taille des nanoparticules ;
- leur composition chimique, la production d'espèces réactives de l'oxygène entraînant un stress oxydatif ;
- leur surface, augmentant la réactivité ;
- leur forme ;
- leur capacité à s'agglomérer et former des agrégats.

Les nanoparticules peuvent être inhalées, lors de la dépose de restauration ou de la production de fine poussière d'abrasion en dentisterie, passant alors dans les voies aériennes supérieures et les poumons, où trois voies d'élimination sont possibles :

- la voie chimique entraîne la dissolution des nanoparticules dans les fluides biologiques ;
- la voie physique utilise le transport muco-ciliaire des particules vers le nez ou la bouche pour être dégluties et envoyées vers le système digestif ou rejetées vers l'extérieur ;
- la troisième voie est réalisée par le biais des macrophages au niveau des alvéoles.

Celles-ci peuvent également être ingérées, absorbées par le tractus digestif puis excrétées dans les selles et les urines ou circulant dans le sang vers le foie majoritairement, mais aussi les reins, les poumons, la moelle osseuse, le cerveau, la peau, la prostate, la langue, la thyroïde, les parathyroïdes, le cœur, le pancréas et le duodénum. A la suite de cette distribution, les nanoparticules de dioxyde de titane, d'argent, d'oxyde de zinc, de silice engendrent cytotoxicité, immunotoxicité,

hématotoxicité, toxicité systémique, génotoxicité, cancérogénicité, neurotoxicité et toxicité sur la reproduction et le développement (Tableau 21). (165)

Tableau 21 : Toxicité des nanoparticules utilisées en médecine bucco-dentaire

(source : Olivier, Nanoparticules en médecine bucco-dentaire : aspects toxicologiques, 2018)

Toxicité	Type de nanoparticules (NP)	Propriétés des nanoparticules
Cytotoxicité	Argent	- Toxicité taille dépendante - Engendre un stress oxydatif et réponse inflammatoire - Altération membrane plasmique - Protéines du cytosquelette détériorées - Altération de la mitochondrie - Perturbation survie, prolifération et migration cellulaire - Fonction enzymatique perturbée - Apoptose - Altération de tout type cellulaire
	Dioxyde de titane	- Toxicité taille dépendante - Engendre un stress oxydatif et une réponse inflammatoire élevée - Altération membrane plasmique - Destruction mitochondrie - Apoptose - NP concentrées autour du noyau
	Oxyde de zinc	- Toxicité dose dépendante - Cytotoxicité équivalente sur tout type cellulaire - Engendre stress oxydatif et apoptose - Destruction mitochondrie
	Silice	- Toxicité taille dépendante - Stress oxydatif - Altération mitochondrie et membrane plasmique - Apoptose
Immunotoxicité	Dioxyde de titane	- Stress oxydatif et réponse inflammatoire - Les cellules du système immunitaire sont particulièrement touchées - Augmentation cellules B et T puis diminution de leur immunocompétence - Augmentation TNFα et IFNγ - Modification de la fonction des neutrophiles
	Argent	- Stress oxydatif et réponse inflammatoire - Engendre soit immunosuppression soit réaction d'hypersensibilité - Cytotoxique uniquement à forte dose - Diminution des macrophages - Augmentation IgM et IgE - Diminution des cytokines pro-inflammatoires - Diminution de l'activité des cellules B et NK
	Oxyde de zinc	- Stress oxydatif et réponse inflammatoire - Cellules NK inactivées - Très toxique pour les macrophages

Hématotoxicité	Dioxyde de titane	- Stress oxydatif - Augmentation coagulation (effet dose dépendant) - Rupture de la membrane des hématies - Diminution de la pompe Ca^{2+} ATPase des érythrocytes - Apoptose
	Argent	- Diminution des enzymes anti-oxydantes - Inhibition des granules α des plaquettes - Augmentation coagulation - Hémolyse
	Oxyde de zinc	- Diminution activité de la pompe sodium-potassium ATPase : augmentation perméabilité des hématies - Diminution activité des enzymes anti-oxydantes

Génotoxicité	Dioxyde de titane, argent, oxyde de zinc, silice	- Stress oxydatif :
		  - Oxydation base ADN
		  - Gène BCL2L1 sur-régulé
		  - Processus de réparation de l'ADN altérés
		- Pénétration des nanoparticules dans le noyau
		- Instabilité chromosomique
		- Apoptose
		- Formation de micro-noyaux
		- Liaison aux nucléotides
		- NP de dioxyde de titane sont les plus toxiques
		- NP argent agissent selon un mode dose dépendant
		- NP oxyde de zinc agissent à faible concentration
		- NP silice agissent à forte concentration

Cancérogenèse	Dioxyde de titane	- Stress oxydatif - Dérèglement cycle cellulaire - Accumulation de mutation génétique - Apoptose - Ne provoque pas de métastase
	Argent	- Altération du matériel génétique : induction de tumeur - Potentiel cancéreux uniquement à long terme - Inhibition gènes anti-apoptotiques - Augmentation migration cellulaire - Dérèglement prolifération et différenciation cellulaire
Neurotoxicité	Dioxyde de titane, argent, oxyde de zinc	- Passage à travers la barrière hémato-encéphalique ou passage via le bulbe olfactif - Stress oxydatif et réponse inflammatoire - Altération de la membrane cellulaire des neurones et cellules gliales - Action après plusieurs jours - Augmentation du nombre de cellules gliales - Apoptose trouble apprentissage et maladies neurodégénératives - Modification synaptique - Atteinte de la myéline
Toxicité sur la reproduction et le développement	Dioxyde de titane, argent, oxyde de zinc	- Axe gonadotrope perturbé - Sécrétion hormonale impactée - Atteinte cellules thécales des follicules ovariens - Production ovule anormal : stérilité ou malformation de l'embryon - Passage barrière placentaire : accumulation dans organes fœtaux - Accumulation NP dans cellules de Sertoli : production spermatozoïdes anormaux

3.3. Discussion

Au cours de ce travail, nous nous sommes concentrés sur les nanoparticules faisant l'objet d'au moins une étude les utilisant dans un matériau ou sur une structure d'ODF, ou les décrivant comme potentiellement incorporables à ceux-ci. Ainsi, 15 types différents de nanoparticules sont décrits, avec des effets sur les micro-organismes, sur les tissus durs de la dent et du parodonte, sur les matériaux et les structures, mais aussi en termes de toxicité.

Les effets sur les micro-organismes trouvés concernent les bactéries et les champignons. 47 études portent sur l'activité antibactérienne et 4 sur l'activité antifongique.

L'intérêt majeur est la lutte contre l'apparition des lésions carieuses initiales de l'émail, ou taches blanches, aux abords des adhésifs orthodontiques, et contre l'apparition des mycoses sous les appareils amovibles orthodontiques en résine. Une activité est systématiquement démontrée, et varie selon le micro-organisme, la concentration et le mécanisme des nanoparticules, la durée et le type de test. Les nanoparticules semblent donc très intéressantes de ce point de vue. Il serait important de réaliser des études en conditions cliniques, testant l'activité sur les bactéries cariogènes et les champignons responsables des mycoses, durant un traitement d'orthodontie complet.

Les effets sur les tissus durs de la dent et du parodonte étudiés intéressent pour 13 études, la déminéralisation et reminéralisation de l'émail et la dentine, pour 6 études, la dureté et la rugosité de l'émail, et pour une étude chacune, l'initiation de l'ostéogenèse et la coloration de l'émail.

Certaines nanoparticules semblent empêcher la déminéralisation, faciliter la reminéralisation, ou associer ces deux fonctions afin de lutter contre l'apparition de lésions carieuses en protégeant les tissus durs de la dent. Les résultats sont encourageants même si une étude n'arrive pas à obtenir de résultats significatifs. Il faudrait les réévaluer tout au long d'un traitement orthodontique, en mesurant la capacité de libération d'ions à long terme ou celle de recharge des matériaux.

La dureté amélaire et dentinaire est toujours augmentée par l'incorporation de nanoparticules, suggérant une propriété intéressante, même si la rugosité est restée inchangée.

Le phénomène de résorption radiculaire suite à un traitement orthodontique n'est pas endigué par des nanoparticules dans un os synthétique mais il est mis en avant une initiation de l'ostéogenèse par une augmentation de l'activité ostéoblastique et une néovascularisation.

Enfin, les nanoparticules, sous forme de sérum, n'ont pas d'effet positif sur la couleur de l'émail, n'empêchant pas sa décoloration lors d'un traitement, ou n'améliorant pas sa stabilité après le traitement.

Les effets sur les propriétés des matériaux et structures utilisés en ODF se rapportent, pour 26 études, à la force de liaison, pour 10 études, à la résistance à la flexion, pour 8 études, à la dureté ou la rugosité de surface, pour 6 études, aux forces de friction, pour 5 études, à la résistance à la compression, pour 3 études, à la résistance à la traction, pour 2 études, au taux de polymérisation, et enfin pour une étude chacune, aux résistances transversale, à la corrosion, à la stabilité thermique et à la coloration.

L'incorporation de nanoparticules à des adhésifs orthodontiques n'a, en majorité (environ 54% des études), pas de conséquence sur la force de liaison avec l'émail. Pour le reste, les résultats varient beaucoup en fonction des nanoparticules et de la concentration de celles-ci. Une tendance est difficile à dégager, puisque lors d'une même étude, la force de liaison est meilleure ou moins bonne que celle de l'adhésif témoin par simple variation de la concentration. De plus, des études sur une même nanoparticule donnent des résultats opposés.

La résistance à la flexion est modifiée pour 40% des études par une augmentation et 20% par une diminution. Sur des résines acryliques, tous les types de résultats sont observés alors qu'il n'y a aucune diminution de celle-ci concernant les adhésifs.

Les 3 études sur la dureté de surface des adhésifs orthodontiques révèlent une augmentation fonction de la concentration ou une diminution selon la forme des nanoparticules. Les résultats des 5 études sur la dureté de surface des résines acryliques ne nous orientent pas, puisque 3 vont vers une augmentation, 2 une diminution, et 1 varie de l'un à l'autre par le changement de concentration pour une même nanoparticule. La tendance est à l'augmentation de la rugosité des résines acryliques, avec 3 études allant dans ce sens, et 1 ne révélant pas de changement.

Les forces de friction entre les fils et les attaches orthodontiques sont diminuées pour au moins un test de manière systématique, laissant entrevoir des traitements moins longs et avec moins de complications.

La totalité des résultats concernant la résistance à la flexion montre une augmentation significative de celle-ci à partir d'une certaine concentration en nanoparticules, que ce soit pour des adhésifs orthodontiques ou des résines acryliques, améliorant ainsi leurs caractéristiques mécaniques.

La résistance à la traction est augmentée pour une ligature (à certaines concentrations) et pour un adhésif orthodontique, et elle est diminuée pour une résine acrylique.

Le taux de polymérisation peut être affecté mais il est difficile d'y voir une propension à l'amélioration ou sa dégradation.

Enfin, des hypothèses sont émises à partir d'une seule étude. La résistance transversale d'une résine acrylique pourrait se détériorer avec une conséquence négative sur ses propriétés mécaniques. La résistance à la corrosion d'un arc se développerait par l'ajout de nanoparticules. La stabilité thermique des résines composites pourrait être améliorée, et des colorations des matériaux adhésifs s'observeraient suite à l'incorporation de certaines nanoparticules.

La toxicité des nanoparticules utilisées en ODF est recherchée, à travers 16 études, en cytotoxicité, génotoxicité, effets pro-inflammatoires, immunotoxicté, hématoxicité, cancérogenèse, neurotoxicité et toxicité sur la reproduction et le développement.

Près de 44% des études ne révèlent aucune toxicité accrue. Cependant, 6 des 7 études sont menées in vitro sur une ou deux lignées cellulaires, avec une majorité de durée de test ne dépassant pas 120 heures. Seule une est réalisée in vivo, avec une durée de 60 jours, et si aucune toxicité n'est trouvée, des particules étrangères sont détectées dans le tissu de granulation adjacent.

Pour les autres études, toutes démontrent au moins un type de toxicité, de faible à élevée, de l'inflammation gingivale favorisée chez les patients atteints de maladie parodontale, à la nécrose cellulaire. Il est peu aisé de conclure car très peu d'études se concentrent précisément sur l'utilisation de ces nanoparticules en pratique dentaire et en orthopédie dento-faciale.

La thèse du Dr Olivier, tente, en 2018, de mettre en avant les risques multiples des nanoparticules suite à une pénétration aisée dans le corps humain et une accumulation possible dans les différents organes jusqu'au niveau cellulaire. Cette évaluation globale des aspects toxicologiques en médecine bucco-dentaire est une extrapolation de résultats d'autres domaines que l'odontologie. Elle se heurte donc à la nécessité de réaliser de nombreuses et plus amples études en conditions réelles d'utilisation de matériau incorporant des nanoparticules.

4. FICHE DE SYNTHESE POUR LE PRATICIEN

Différentes nanoparticules sont incorporées à des matériaux et structures utilisés en orthopédie dento-faciale, leur conférant des avantages mais aussi des inconvénients potentiels. Certaines propriétés peuvent être améliorées selon certaines études, et altérées selon d'autres. Une synthèse est réalisée ci-dessous (Tableau 22), afin d'aider le praticien dans sa future utilisation des nanoparticules en ODF.

Tableau 22 : Synthèse des avantages et inconvénients des nanoparticules pouvant être utilisées en orthopédie dento-faciale

Types de nanoparticules	Matériaux ou structures	Avantages	Inconvénients
Argent	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (10,69,96,117–119,123,125,144,147,148) - Résine acrylique PMMA (116,120,121,133,135,153,156) - Attache orthodontique (9,110,127,159) - Fil orthodontique (126,127) - Ligature élastique (98) - Bague orthodontique (11,124) - Micro-implant orthodontique (94)	- Activité antibactérienne - Activité antifongique (133,135) - Augmentation de la résistance à la compression (122,153) - Augmentation de la résistance à la traction (98) - Biocompatibilité (159)	- Diminution de la force de liaison (10,147) - Diminution de la résistance à la traction (153) - Diminution du taux de polymérisation (10) - Coloration des matériaux (148) - Cytotoxicité, immunotoxicité, hématotoxicité, génotoxicité, cancérogenèse, neurotoxicité, toxicité sur la reproduction et le développement (165)
Dioxyde de titane	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (17,33,106,107,109,113,145,147,161) - Résine acrylique PMMA (115,154,155) - Attache orthodontique (110,111) - Fil orthodontique (107,112,160)	- Activité antibactérienne (17,106–111,113,115) - Augmentation de la force de liaison (33) - Augmentation de la dureté des matériaux (107) - Augmentation de la résistance à la compression (33,106,107) - Augmentation de la résistance à la traction (33) - Augmentation de la résistance à la corrosion (112) - Augmentation de la résistance à la flexion (107,155) - Biocompatibilité (112,158)	- Diminution de la force de liaison (113,145,147) - Diminution de la résistance à la flexion (154) - Cytotoxicité, immunotoxicité, hématotoxicité, génotoxicité, cancérogenèse, neurotoxicité, toxicité sur la reproduction et le développement, effet pro-inflammatoire (160–163,165)

Cuivre et oxyde de cuivre	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (23,24,134) - Attache orthodontique (29)	- Activité antibactérienne (23,24,29,114) - Activité antifongique (134) - Augmentation de la force de liaison (23,24) - Augmentation de la stabilité thermique (134)	
Oxyde de zinc	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (88,128,129,147,150) - Attache orthodontique (28,29) - Fil orthodontique (28,97)	- Activité antibactérienne (29,88,128,129) - Diminution des forces de friction (28,97)	- Diminution de la force de liaison (147) - Diminution de la dureté des matériaux (150) - Cytotoxicité, immunotoxicité, hématotoxicité, génotoxicité, neurotoxicité, toxicité sur la reproduction et le développement (150,165)
Oxyde de zirconium	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (33) - Résine acrylique PMMA (32)	- Augmentation de la force de liaison (33) - Augmentation de la résistance à la compression (33) - Augmentation de la résistance à la traction (33)	- Augmentation de la rugosité des matériaux (32) - Diminution de la résistance transversale (33)
Graphène et oxyde de graphène	- Résine acrylique PMMA (39)	- Activité antibactérienne (39) - Augmentation de la dureté des matériaux (39) - Augmentation de la résistance à la flexion (39) - Biocompatibilité (39)	- Augmentation de la rugosité des matériaux (39)
Disulfure de molybdène et disulfure de tungstène	- Fil orthodontique (43,44,151,152)	- Diminution des forces de frottement (43,44,151,152) - Biocompatibilité (157)	
Silice mésoporeuse	- Résine acrylique PMMA (48,49,115,141,154)	- Activité antibactérienne (48,49,115) - Activité antifongique (48)	- Augmentation de la rugosité des matériaux (49) - Diminution de la résistance à la flexion (49,154) - Cytotoxicité, génotoxicité (48,49,163,165)

Halloysite	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (55)	- Activité antibactérienne (55) - Anti-déminéralisation et reminéralisation de l'émail (55)	
Composés d'ammonium quaternaire	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (59,131,132,149)	- Activité antibactérienne (59,131,132)	
Curcumine	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (62)	- Activité antibactérienne (62)	- Diminution de la force de liaison (62)
Phosphates de calcium	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (67,70,117,130,136–140)	- Activité antibactérienne (130) - Anti-déminéralisation et reminéralisation de l'émail et de la dentine (67,70,117,130,136–140) - Augmentation de la dureté de l'émail et de la dentine (70,137–139) - Initiation de l'ostéogenèse (143) - Augmentation de la force de liaison (67)	- Diminution de la force de liaison (138,140)
Verres bioactifs	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (74,146)	- Anti-déminéralisation et reminéralisation de l'émail (74,146) - Augmentation de la dureté des matériaux (74,146) - Biocompatibilité (74)	- Diminution de la force de liaison (146)
Fluorure de calcium	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (84)	- Activité antibactérienne (84) - Anti-déminéralisation et reminéralisation de l'émail (84) - Augmentation de la dureté de l'émail (84)	- Diminution de la force de liaison (84) - Cytotoxicité (84)
Chitosan	- Adhésifs orthodontiques (composite, CVI, CVIMAR) (88)	- Activité antibactérienne (88)	

5. CONCLUSION

Les nanoparticules pouvant être incorporées à des matériaux ou structures en vue d'une utilisation en orthopédie dento-faciale sont diverses et variées. Quinze types sont étudiés actuellement, des métaux et oxydes métalliques aux verres bioactifs, curcumine, halloysite, composés d'ammonium quaternaire, phosphates, fluorure de calcium, chitosan et graphène. Leurs natures, tailles, formes, procédés de fabrication diffèrent, permettant leur intégration aux fils, attaches, bagues, ligatures, micro-implants, adhésifs orthodontiques ou encore résines acryliques.

Les différentes études semblent démontrer des avantages importants en termes de lutte contre les micro-organismes, d'activité anti-déminéralisante et reminéralisante de l'émail, de diminution des forces de frottement entre les fils et leurs attaches orthodontiques. Cependant, celles-ci révèlent une potentielle altération des qualités mécaniques des matériaux (résistances, rugosité, dureté, coloration, taux de polymérisation) ainsi qu'une toxicité à plusieurs niveaux (cytotoxicité, immunotoxicité, hématotoxicité, génotoxicité, cancérogenèse, neurotoxicité, toxicité sur la reproduction et le développement, effet pro-inflammatoire).

Une fiche de synthèse destinée au praticien sur les différents effets de chacune des nanoparticules a pu être réalisée. Néanmoins, le manque d'études à long terme dans des conditions réelles d'utilisation clinique et certains résultats contradictoires incitent à la prudence quant aux conclusions définitives.

Il conviendrait désormais d'établir les procédés de fabrication et d'incorporation, les concentrations, les formes, les tailles, les natures et types de nanoparticules pour lesquels les effets bénéfiques seraient optimaux, tout en maintenant des critères mécaniques suffisants. Particulièrement, il faudra veiller à une toxicité minimale et sous contrôle, à court, moyen et long terme.

6. BIBLIOGRAPHIE

1. Gaffet E. Nanomatériaux : une revue des définitions, des applications et des effets sur la santé : comment implémenter un développement sûr. C r, Phys. 2011 ; 12(7) : 648-658.

2. AIDA. Recommandation n° 2011/696/UE du 18/10/11 relative à la définition des nanomatériaux [Internet]. 2011 [consulté le 6 mai 2019]. Disponible sur : https://aida.ineris.fr/consultation_document/1639

3. INRS. Nanomatériaux, nanoparticules : terminologie et définitions [Internet]. 2014 [consulté le 6 mai 2019]. Disponible sur : http://www.inrs.fr/risques/nanomateriaux/terminologie-definition.html

4. ISO. ISO/TS 80004-2:2015(fr) [Internet]. 2015 [consulté le 6 mai 2019]. Disponible sur : https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:ts:80004:-2:ed-1:v1:fr

5. Noronha VT, Paula AJ, Durán G, Galembeck A, Cogo-Müller K, Franz-Montan M, et coll. Silver nanoparticles in dentistry. Dent Mater. 2017; 33(10): 1110-11126.

6. Société Chimique de France. Argent [Internet]. 2017 [consulté le 6 mai 2019]. Disponible sur : http://www.societechimiquedefrance.fr/argent.html

7. Şuhani Mf, Băciuţ G, Băciuţ M, Şuhani R, Bran S. Current perspectives regarding the application and incorporation of silver nanoparticles into dental biomaterials. Clujul Med. 2018; 91(3): 274-279.

8. Burdușel AC, Gherasim O, Grumezescu AM, Mogoantă L, Ficai A, Andronescu E. Biomedical applications of silver nanoparticles: an up-to-date overview. Nanomaterials. 2018; 8(9): 681-705.

9. Metin-Gürsoy G, Taner L, Akca G. Nanosilver coated orthodontic brackets: in vivo antibacterial properties and ion release. Eur J Orthod. 2017; 39(1): 9-16.

10. Degrazia FW, Leitune VCB, Garcia IM, Arthur RA, Samuel SMW, Collares FM. Effect of silver nanoparticles on the physicochemical and antimicrobial properties of an orthodontic adhesive. J Appl Oral Sci. 2016; 24(4): 404-410.

11. Prabha RD, Kandasamy R, Sivaraman US, Nandkumar MA, Nair PD. Antibacterial nanosilver coated orthodontic bands with potential implications in dentistry. Indian J Med Res. 2016 ; 144(4) : 580-586.

12. Zhang XF, Liu ZG, Shen W, Gurunathan S. Silver nanoparticles: synthesis, characterization, properties, applications, and therapeutic approaches. Int J Mol Sci. 2016; 17(9): 1534-1568.

13. Société Chimique de France. Dioxyde de titane [Internet]. 2017 [consulté le 6 mai 2019]. Disponible sur : http://www.societechimiquedefrance.fr/dioxyde-de-titane.html

14. Shi H, Magaye R, Castranova V, Zhao J. Titanium dioxide nanoparticles: a review of current toxicological data. Part Fibre Toxicol. 2013; 10: 15-48.

15. Hou J, Wang L, Wang C, Zhang S, Liu H, Li S, et coll. Toxicity and mechanisms of action of titanium dioxide nanoparticles in living organisms. J Environ Sci. 2019; 75: 40-53.

16. Baby RD, Subramaniam S, Arumugam I, Padmanabhan S. Assessment of antibacterial and cytotoxic effects of orthodontic stainless steel brackets coated with different phases of titanium oxide: an in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2017; 151(4): 678-684.

17. Poosti M, Ramazanzadeh B, Zebarjad M, Javadzadeh P, Naderinasab M, Shakeri MT. Shear bond strength and antibacterial effects of orthodontic composite containing TiO2 nanoparticles. Eur J Orthod. 2013; 35(5): 676-709.

18. Horti NC, Kamatagi MD, Patil NR, Nataraj SK, Sannaikar MS, Inamdar SR. Synthesis and photoluminescence properties of titanium oxide (TiO2) nanoparticles: effect of calcination temperature. Optik. 2019; 194: 163070-163077.

19. Société Chimique de France. Cuivre [Internet]. 2017 [consulté le 19 nov 2019]. Disponible sur : http://www.societechimiquedefrance.fr/Cuivre.html

20. Cioffi N. Nano-antimicrobials: progress and prospects. Heidelberg: Springer; 2012. 556 p.

21. Grigore ME, Biscu ER, Holban AM, Gestal MC, Grumezescu AM. Methods of synthesis, properties and biomedical applications of CuO nanoparticles. Pharmaceuticals. 2016; 9(75): 1-14.

22. Hou J, Wang X, Hayat T, Wang X. Ecotoxicological effects and mechanism of CuO nanoparticles to individual organisms. Environ Pollut. 2017; 221: 209-17.

23. Toodehzaeim MH, Zandi H, Meshkani H, Hosseinzadeh Firouzabadi A. The effect of CuO nanoparticles on antimicrobial effects and shear bond strength of orthodontic adhesives. J Dent. 2018; 19(1): 1-5.

24. Argueta-Figueroa L, Scougall-Vilchis RJ, Morales-Luckie RA, Olea-Mejía OF. An evaluation of the antibacterial properties and shear bond strength of copper nanoparticles as a nanofiller in orthodontic adhesive. Aust orthod J. 2015; 31(1): 1-8.

25. Bisson M, Diderich R, Hulot C, Houeix N, Lacroix G, Lefevre JP, et coll. Zinc et ses dérivés [Internet]. 2005 [consulté le 7 juin 2019]. Disponible sur : https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwj4j9_E-e7mAhWHzYUKHQ3AB0gQFjAAegQIBRAC&url=https%3A%2F%2Fsubstances.ineris.fr%2Ffr%2Fsubstance%2FgetDocument%2F2867&usg=AOvVaw1r4FEyBJWvNpHaNhbq0A5b

26. Król A, Pomastowski P, Rafińska K, Railean-Plugaru V, Buszewski B. Zinc oxide nanoparticles: synthesis, antiseptic activity and toxicity mechanism. Adv Colloid Interface Sci. 2017; 249: 37-52.

27. Mishra PK, Mishra H, Ekielski A, Talegaonkar S, Vaidya B. Zinc oxide nanoparticles: a promising nanomaterial for biomedical applications. Drug Discov Today. 2017; 22(12): 1825-1834.

28. Behroozian A, Kachoei M, Khatamian M, Divband B. The effect of ZnO nanoparticle coating on the frictional resistance between orthodontic wires and ceramic brackets. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2016; 10(2): 106-111.

29. Ramazanzadeh B, Jahanbin A, Yaghoubi M, Shahtahmassbi N, Ghazvini K, Shakeri M, et coll. Comparison of antibacterial effects of ZnO and CuO nanoparticles coated brackets against Streptococcus mutans. J Dent (Shiraz). 2015; 16(3): 200-205.

30. Jiang J, Pi J, Cai J. The advancing of zinc oxide nanoparticles for biomedical applications. Bioinorg Chem Appl. 2018; 18: 1-18.

31. Fathima JB, Pugazhendhi A, Venis R. Synthesis and characterization of ZrO2 nanoparticles-antimicrobial activity and their prospective role in dental care. Microb Pathog. 2017; 110: 245-51.

32. Ergun G, Sahin Z, Ataol AS. The effects of adding various ratios of zirconium oxide nanoparticles to poly(methyl methacrylate) on physical and mechanical properties. J Oral Sci. 2018; 60(2): 304-15.

33. Felemban NH, Ebrahim MI. The influence of adding modified zirconium oxide-titanium dioxide nano-particles on mechanical properties of orthodontic adhesive: an in vitro study. BMC Oral Health. 2017;17(43): 1-9.

34. Behbahani A, Rowshanzamir S, Esmaeilifar A. Hydrothermal synthesis of zirconia nanoparticles from commercial zirconia. Procedia Engineering. 2012; 42: 908-917.

35. Bondavalli P. Graphene and related nanomaterials : properties and applications. Amsterdam: Elsevier Science; 2017. 192 p.

36. Zhu H. Graphene : fabrication, characterizations, properties and applications. Amsterdam: Elsevier Science; 2017. 272 p.

37. Tahriri M, Del Monico M, Moghanian A, Tavakkoli Yaraki M, Torres R, Yadegari A, et coll. Graphene and its derivatives: opportunities and challenges in dentistry. Mater Sci Eng C. 2019; 102: 171-85.

38. Lee SM, Yoo KH, Yoon SY, Kim IR, Park BS, Son WS, et coll. Enamel anti-demineralization effect of orthodontic adhesive containing bioactive glass and graphene oxide: an in-vitro study. Materials. 2018; 11(9): 1728-1741.

39. Lee JH, Jo JK, Kim DA, Patel KD, Kim HW, Lee HH. Nano-graphene oxide incorporated into PMMA resin to prevent microbial adhesion. Dent Mater. 2018; 34(4): 63-72.

40. Stefano DC, Edoardo B, Fabio DC, Annalisa V, Luca P, Francesca DA. Graphene applications in dentistry. J Int Dental Med Res. 2019; 12(2): 748-756.

41. Société Chimique de France. Tungstène [Internet]. 2017 [consulté le 13 juill 2019]. Disponible sur : http://www.societechimiquedefrance.fr/tungstene.html

42. Société Chimique de France. Molybdène [Internet]. 2017 [consulté le 20 juin 2019]. Disponible sur : http://www.societechimiquedefrance.fr/molybdene.html

43. Gracco A, Dandrea M, Deflorian F, Zanella C, De Stefani A, Bruno G, et al. Application of a molybdenum and tungsten disulfide coating to improve tribological properties of orthodontic archwires. Nanomaterials. 2019; 9(5): 753-763.

44. Redlich M, Katz A, Rapoport L, Wagner HD, Feldman Y, Tenne R. Improved orthodontic stainless steel wires coated with inorganic fullerene-like nanoparticles of WS(2) impregnated in electroless nickel-phosphorous film. Dent Mater. 2008; 24(12): 1640-1646.

45. Adini AR, Redlich M, Tenne R. Medical applications of inorganic fullerene-like nanoparticles. J Mater Chem. 2011; 21(39): 15121-15132.

46. Lelubre M, Wyart J. Silice, Encyclopaedia Universalis [Internet]. [consulté le 18 juill 2019]. Disponible sur : http://www.universalis.fr/encyclopedie/silice

47. Wang Y, Zhao Q, Han N, Bai L, Li J, Liu J, et coll. Mesoporous silica nanoparticles in drug delivery and biomedical applications. Nanomedicine. 2015; 11(2): 313-27.

48. Jo JK, El-Fiqi A, Lee JH, Kim DA, Kim HW, Lee HH. Rechargeable microbial anti-adhesive polymethyl methacrylate incorporating silver sulfadiazine-loaded mesoporous silica nanocarriers. Dent Mater. 2017; 33(10): 361-72.

49. Lee JH, El-Fiqi A, Jo JK, Kim DA, Kim SC, Jun SK, et coll. Development of long-term antimicrobial poly(methyl methacrylate) by incorporating mesoporous silica nanocarriers. Dent Mater. 2016; 32(12): 1564-1574.

50. Tang F, Li L, Chen D. Mesoporous silica nanoparticles: synthesis, biocompatibility and drug delivery. Advanced Materials. 2012; 24(12): 1504-1534.

51. Santos AC, Ferreira C, Veiga F, Ribeiro AJ, Panchal A, Lvov Y, et coll. Halloysite clay nanotubes for life sciences applications: from drug encapsulation to bioscaffold. Adv Colloid Interface Sci. 2018; 257: 58-70.

52. Massaro M, Lazzara G, Milioto S, Noto R, Riela S. Covalently modified halloysite clay nanotubes: synthesis, properties, biological and medical applications. J Mater Chem B. 2017; 5(16): 2867-82.

53. Yendluri R, Otto DP, De Villiers MM, Vinokurov V, Lvov YM. Application of halloysite clay nanotubes as a pharmaceutical excipient. Int J Pharm. 2017; 521(1-2): 267-73.

54. Satish S, Tharmavaram M, Rawtani D. Halloysite nanotubes as a nature's boon for biomedical applications. Nanobiomedicine. 2019; 6: 1-16.

55. Degrazia FW, Genari B, Leitune VCB, Arthur RA, Luxan SA, Samuel SMW, et coll. Polymerisation, antibacterial and bioactivity properties of experimental orthodontic adhesives containing triclosan-loaded halloysite nanotubes. J Dent. 2018; 69: 77-82.

56. Zhang C, Cui F, Zeng G, Jiang M, Yang Z, Yu Z, et coll. Quaternary ammonium compounds (QACs): a review on occurrence, fate and toxicity in the environment. Sci Total Environ. 2015; 518-519: 352-362.

57. Ge Y, Wang S, Zhou X, Wang H, Xu H, Cheng L. The use of quaternary ammonium to combat dental caries. Materials. 2015; 8(6): 3532-3549.

58. Zaltsman N, Kesler-Shvero D, Weiss EI, Beyth N. Synthesis variants of quaternary ammonium polyethyleneimine nanoparticles and their antibacterial efficacy in dental materials. J Appl Biomater Funct Mater. 2016; 14(2): 205-211.

59. Zaltsman N, Shvero DK, Polak D, Weiss EI, Beyth N, Kesler Shvero D. Antibacterial orthodontic adhesive incorporating polyethyleneimine nanoparticles. Oral Health Prev Dent. 2017; 15(3): 245-250.

60. Beyth N, Yudovin-Farber I, Bahir R, Domb AJ, Weiss EI. Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against Streptococcus mutans. Biomaterials. 2006 ; 27(21) : 3995-4002.

61. Nelson KM, Dahlin JL, Bisson J, Graham J, Pauli GF, Walters MA. The Essential medicinal chemistry of curcumin: miniperspective. J Med Chem. 2017; 60(5): 1620-37.

62. Sodagar A, Bahador A, Pourhajibagher M, Ahmadi B, Baghaeian P. Effect of addition of curcumin nanoparticles on antimicrobial property and shear bond strength of orthodontic composite to bovine enamel. J Dent (Tehran). 2016; 13(5): 373-382.

63. Bhawana, Basniwal RK, Buttar HS, Jain VK, Jain N. Curcumin nanoparticles: preparation, characterization, and antimicrobial study. J Agric Food Chem. 2011; 59(5): 2056-2061.

64. Maghsoudi A, Yazdian F, Shahmoradi S, Ghaderi L, Hemati M, Amoabediny G. Curcumin-loaded polysaccharide nanoparticles: optimization and anticariogenic activity against Streptococcus mutans. Mater Sci Eng C. 2017; 75: 1259-1267.

65. Zhu YJ. Nanostructured materials of calcium phosphates and calcium silicates: synthesis, properties and applications. Chin J Chem. 2017; 35(6): 769-790.

66. Morejón L, Delgado JA, Antunes Ribeiro A, Varella de Oliveira M, Mendizábal E, García I, et coll. Development, characterization and in vitro biological properties of scaffolds fabricated from calcium phosphate nanoparticles. Int J Mol Sci. 2019; 20(7): 1790-1813.

67. Xie XJ, Xing D, Wang L, Zhou H, Weir MD, Bai YX, et coll. Novel rechargeable calcium phosphate nanoparticle-containing orthodontic cement. Int J Oral Sci. 2017; 9(1): 24-32.

68. Chen C, Weir MD, Cheng L, Lin N, Lin-Gibson S, Chow LC, et coll. Antibacterial activity and ion release of bonding agent containing amorphous calcium phosphate nanoparticles. Dent mater. 2014; 30(8): 891-201.

69. Sodagar A, Akhavan A, Hashemi E, Arab S, Pourhajibagher M, Sodagar K, et coll. Evaluation of the antibacterial activity of a conventional orthodontic composite containing silver/hydroxyapatite nanoparticles. Prog Orthod. 2016; 17(40): 1-7.

70. Liu Y, Zhang L, Niu L, Yu T, Xu HHK, Weir MD, et coll. Antibacterial and remineralizing orthodontic adhesive containing quaternary ammonium resin monomer and amorphous calcium phosphate nanoparticles. J Dent. 2018; 72: 53-63.

71. Dietrich E. Synthèse et études physico-chimiques de verres bioactifs denses et poreux: applications en tant que biomatériaux en sites osseux [Thèse]. [Rennes] : Université Rennes 1. Faculté des Sciences Chimiques de Rennes. 297 p.

72. Luz GM, Mano JF. Preparation and characterization of bioactive glass nanoparticles prepared by sol–gel for biomedical applications. Nanotechnology. 2011; 22(49): 494014-494026.

73. Bhushan J, Maini C. Nanoparticles: a promising novel adjunct for dentistry. Indian J Dent Sci. 2019; 11(3): 167-174.

74. Nam HJ, Kim YM, Kwon YH, Yoo KH, Yoon SY, Kim IR, et coll. Fluorinated bioactive glass nanoparticles: enamel demineralization prevention and antibacterial effect of orthodontic bonding resin. Materials. 2019; 12(11): 1-14.

75. Socité Chimique de France. Fluor [Internet]. 2017 [consulté le 22 nov 2019]. Disponible sur : http://www.societechimiquedefrance.fr/fluor.html

76. PubChem. Calcium fluoride [Internet]. 2005 [consulté le 22 nov 2019]. Disponible sur : https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/84512

77. Tisseuil R. Le fluor : action, toxicités et sources [Thèse d'exercice]. [Poitiers] : Université de Poitiers. Faculté de Médecine et de Pharmacie. 98 p.

78. Bonnet C. Fluorine ou spathfluor [Internet]. 2012 [consulté le 22 nov 2019]. Disponible sur : https://www.lasim.org/images/doc_gratuite/fluorine-ou-spathfluor.pdf

79. Koeser J, Carvalho TS, Pieles U, Lussi A. Preparation and optimization of calcium fluoride particles for dental applications. J Mater Sci Mater Med. 2014; 25(7): 1671-1677.

80. Straßer M, Schrauth JHX, Dembski S, Haddad D, Ahrens B, Schweizer S, et coll. Calcium fluoride based multifunctional nanoparticles for multimodal imaging. Beilstein J Nanotechnol. 2017; 8: 1484-1493.

81. Li Z, Zhang Y, Huang L, Yang Y, Zhao Y, El-Banna G, et coll. Nanoscale “fluorescent stone”: luminescent calcium fluoride nanoparticles as theranostic platforms. Theranostics. 2016; 6(13): 2380-2393.

82. Sun L, Chow LC. Preparation and properties of nano-sized calcium fluoride for dental applications. Dent Mater. 2008; 24(1): 111-6.

83. Łukomska-Szymańska M, Zarzycka B, Grzegorczyk J, Sokołowski K, Półtorak K, Sokołowski J, et coll. Antibacterial properties of calcium fluoride-based composite materials: in vitro study. Biomed Res Int. 2016; 1-7.

84. Yi J, Dai Q, Weir MD, Melo MAS, Lynch CD, Oates TW, et coll. A nano-CaF2-containing orthodontic cement with antibacterial and remineralization capabilities to combat enamel white spot lesions. J Dent. 2019; 89: 103172-103183.

85. Younes I, Rinaudo M. Chitin and chitosan preparation from marine sources: structure, properties and applications. Mar Drugs. 2015; 13(3): 1133-1174.

86. Sahariah P, Másson M. Antimicrobial chitosan and chitosan derivatives: a review of the structure–activity relationship. Biomacromolecules. 201Z; 18(11): 3846-3868.

87. Patil AG, Jobanputra AH. Rutin-chitosan nanoparticles: fabrication, characterization and application in dental disorders. Polym-Plast Technol Eng. 2015; 54(2): 202-208.

88. Mirhashemi AH, Bahador A, Kassaee MZ, Daryakenari G, Akhoundi MSA, Sodagar A. Antimicrobial effect of nano-zinc oxide and nano-chitosan particles in dental composite used in orthodontics. J Med Bacterio. 2014; 2(3): 1-10.

89. Jayakumar R, Prabaharan M, Muzzarelli RAA. Chitosan for biomaterials. New York: Springer; 2011. 244 p.

90. Ostiguy C, Roberge B, Ménard L, Endo CA. Guide de bonnes pratiques favorisant la gestion des risques reliés au nanoparticules de synthèse. Montréal : Institut de recherche en santé et en sécurité du travail du Québec ; 2008. 73 p.

91. Sagascience. Le monde nano [Internet]. [consulté le 12 sept 2019]. Disponible sur : http://sagascience.cnrs.fr/dosnano/decouv/02/02_4_1/00_1.htm

92. Aguerre-Chariol O, Bloch D, Boczkovski J, Cansell F, Champion Y, Commo JL, et coll. Les nanomatériaux : effets sur la santé de l'homme et sur l'environnement. Maisons-Alfort : Afsset ; 2006. 253 p.

93. Sanchez F, Sobolev K. Nanotechnology in concrete : a review. Constr Build Mater. 2010 ; 24(11) : 2060-2071.

94. Venugopal A, Muthuchamy N, Tejani H, Gopalan AI, Lee KP, Lee HJ, et coll. Incorporation of silver nanoparticles on the surface of orthodontic microimplants to achieve antimicrobial properties. Korean J Orthod. 2017; 47(1): 3-10.

95. Salehi P, Babanouri N, Roein-Peikar M, Zare F. Long-term antimicrobial assessment of orthodontic brackets coated with nitrogen-doped titanium dioxide against Streptococcus mutans. Prog Orthod. 2018; 19(35): 1-6.

96. Lee SJ, Heo M, Lee D, Han S, Moon JH, Lim HN, et coll. Preparation and characterization of antibacterial orthodontic resin containing silver nanoparticles. Appl Surf Sci. 2018; 432: 317-323.

97. Kachoei M, Eskandarinejad F, Divband B, Khatamian M. The effect of zinc oxide nanoparticles deposition for friction reduction on orthodontic wires. Dent Res J. 2013; 10(4): 1-8.

98. Hernández-Gómora AE, Lara-Carrillo E, Robles-Navarro JB, Scougall-Vilchis RJ, Hernández-López S, Medina-Solís CE, et coll. Biosynthesis of silver nanoparticles on orthodontic elastomeric modules: evaluation of mechanical and antibacterial properties. Molecules. 2017; 22(9): 1-14.

99. Leem (Les Entreprises du médicament). Applications des nanotechnologies à la médecine : compétitivité et attractivité de la France Horizon 2025 : actualisation de l'étude 2008 [Internet]. 2013 [consulté le 18 sept 2019]. Disponible sur : https://www.leem.org/sites/default/files/2018-02/Etude_nanom%25C3%25A9decine_2014.pdf

100. Ivoclar Vivadent. SR Phonares II [Internet]. [consulté le 18 sept 2019]. Disponible sur : http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/14183/SR+Phonares+II?__hstc=181834616.c17a4d97485219293a36e71ba5471ba0.1576836067081.1576836067081.1576836067081.1&__hssc=181834616.1.1576836067081&__hsfp=1857968480

101. 3M Espe. Filtek Supreme Ultra : Ultra Universal Restorative System [Internet]. 2010 [consulté le 18 sept 2019]. Disponible sur : http://multimedia.3m.com/mws/media/629066O/filtektm-supreme-ultra-universal-restorative.pdf

102. Khurshid Z, Zafar M, Qasim S, Shahab S, Naseem M, AbuReqaiba A. Advances in nanotechnology for restorative dentistry. Materials. 2015; 8(2): 717-731.

103. Uysal T, Yagci A, Uysal B, Akdogan G. Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? Eur J Orthod. 2010; 32(1): 78-82.

104. 3M Espe. Ketac N100 Light Curing Nano-Ionomer Restorative [Internet]. 2006 [consulté le 18 sept 2019]. Disponible sur : http://multimedia.3m.com/mws/media/445672O/ketac-n100-sell-sheet-gb.pdf

105. 3M Espe. Filtek Supreme Plus: Universal Restorative System [Internet]. 2005 [consulté le 18 sept 2019]. Disponible sur : http://multimedia.3m.com/mws/media/341234O/filtektm-supreme-plus-universal-restorative.pdf

106. Hamid N, Telgi RL, Tirth A, Tandon V, Chandra S, Chaturvedi RK. Titanium dioxide nanoparticles and cetylpyridinium chloride enriched glass-ionomer restorative cement: a comparative study assessing compressive strength and antibacterial activity. J Clin Pediatr Dent. 2019; 43(1): 42-45.

107. Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis Rj, Contreras-Bulnes R, Sakagami H, Morales-Luckie Ra, Nakajima H. Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. J Appl Oral Sci. 2015; 23(3): 321-328.

108. Gao A, Hang R, Huang X, Zhao L, Zhang X, Wang L, et coll. The effects of titania nanotubes with embedded silver oxide nanoparticles on bacteria and osteoblasts. Biomaterials. 2014; 35(13): 4223-4235.

109. Chambers C, Stewart SB, Su B, Jenkinson HF, Sandy JR, Ireland AJ. Silver doped titanium dioxide nanoparticles as antimicrobial additives to dental polymers. Dent Mater. 2017; 33(3): 115-123.

110. Zhang R, Zhang W, Bai X, Song X, Wang C, Gao X, et coll. Report: discussion on the development of nano Ag/TiO2 coating bracket and its antibacterial property and biocompatibility in orthodontic treatment. Pak J Pharm Sci. 2015; 28(2): 807-810.

111. Cao B, Wang Y, Li N, Liu B, Zhang Y. Preparation of an orthodontic bracket coated with an nitrogen-doped TiO2-xNy thin film and examination of its antimicrobial performance. Dent Mater J. 2013; 32(2): 311-316.

112. Liu J, Lou Y, Zhang C, Yin S, Li H, Sun D, et coll. Improved corrosion resistance and antibacterial properties of composite arch-wires by N-doped TiO2 coating. RSC Adv. 2017; 7(69): 43938-43949.

113. Sodagar A, Akhoundi MSA, Bahador A, Jalali YF, Behzadi Z, Elhaminejad F, et coll. Effect of TiO2 nanoparticles incorporation on antibacterial properties and shear bond strength of dental composite used in Orthodontics. Dental Press J Orthod. 2017; 22(5): 67-74.

114. Argueta-Figueroa L, Morales-Luckie RA, Scougall-Vilchis RJ, Olea-Mejía OF. Synthesis, characterization and antibacterial activity of copper, nickel and bimetallic Cu–Ni nanoparticles for potential use in dental materials. Pro Nat Sci Mater Int. 2014; 24(4): 321-328.

115. Sodagar A, Khalil S, Kassaee MZ, Shahroudi AS, Pourakbari B, Bahador A. Antimicrobial properties of poly (methyl methacrylate) acrylic resins incorporated with silicon dioxide and titanium dioxide nanoparticles on cariogenic bacteria. J Orthod Sci. 2016; 5(1): 7-13.

116. Farhadian N, Usefi Mashoof R, Khanizadeh S, Ghaderi E, Farhadian M, Miresmaeili A. Streptococcus mutans counts in patients wearing removable retainers with silver nanoparticles vs those wearing conventional retainers: a randomized clinical trial. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2016; 149(2): 155-160.

117. Zhang N, Weir MD, Chen C, Melo MAS, Bai Y, Xu HHK. Orthodontic cement with protein-repellent and antibacterial properties and the release of calcium and phosphate ions. J Dent. 2016; 50: 51-59.

118. Zhang N, Melo MAS, Antonucci JM, Lin NJ, Lin-Gibson S, Bai Y, et coll. Novel dental cement to combat biofilms and reduce acids for orthodontic applications to avoid enamel demineralization. Materials. 2016; 9(413): 1-14.

119. Ahn SJ, Lee SJ, Kook JK, Lim BS. Experimental antimicrobial orthodontic adhesives using nanofillers and silver nanoparticles. Dent Mater. 2009; 25(2): 206-213.

120. Ghorbanzadeh R, Pourakbari B, Bahador A. Effects of baseplates of orthodontic appliances with in situ generated silver nanoparticles on cariogenic bacteria: a randomized, double-blind cross-over clinical trial. J Contemp Dent Pract. 2015; 16(4): 291-298.

121. Fan C, Chu L, Rawls HR, Norling BK, Cardenas HL, Whang K. Development of an antimicrobial resin: a pilot study. Dent Mater. 2011; 27(4): 322-328.

122. Paiva L, Fidalgo TKS, da Costa LP, Maia LC, Balan L, Anselme K, et coll. Antibacterial properties and compressive strength of new one-step preparation silver nanoparticles in glass ionomer cements (NanoAg-GIC). J Dent. 2018; 69: 102-109.

123. Wang X, Wang B, Wang Y. Antibacterial orthodontic cement to combat biofilm and white spot lesions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015; 148(6): 974-981.

124. Moreira DM, Oei J, Rawls HR, Wagner J, Lianrui Chu, Yiming Li, et coll. A novel antimicrobial orthodontic band cement with in situ-generated silver nanoparticles. Angle Orthodontist. 2015; 85(2): 175-183.

125. Zhang N, Chen C, Weir MD, Bai Y, Xu HHK. Antibacterial and protein-repellent orthodontic cement to combat biofilms and white spot lesions. J Dent. 2015; 43(12): 1529-1538.

126. Mhaske AR, Shetty PC, Bhat NS, Ramachandra CS, Laxmikanth SM, Nagarahalli K, et coll. Antiadherent and antibacterial properties of stainless steel and NiTi orthodontic wires coated with silver against Lactobacillus acidophilus: an in vitro study. Prog Orthod. 2015; 16(40): 1-6.

127. Espinosa-Cristóbal LF, López-Ruiz N, Cabada-Tarín D, Reyes-López SY, Zaragoza-Contreras A, Constandse-Cortéz D, et coll. Antiadherence and antimicrobial properties of silver nanoparticles against *Streptococcus mutans* on brackets and wires used for orthodontic treatments. J Nanomater. 2018; 2018: 1-11.

128. Pourhajibagher M, Salehi Vaziri A, Takzaree N, Ghorbanzadeh R. Physico-mechanical and antimicrobial properties of an orthodontic adhesive containing cationic curcumin doped zinc oxide nanoparticles subjected to photodynamic therapy. Photodiagnosis Photodyn Ther. 2019; 25: 239-246.

129. Jatania A, Shivalinga BM. An in vitro study to evaluate the effects of addition of zinc oxide to an orthodontic bonding agent. Eur J Dent. 2014; 8(1): 112-117.

130. Jahanbin A, Farzanegan F, Atai M, Jamehdar SA, Golfakhrabadi P, Shafaee H. A comparative assessment of enamel mineral content and Streptococcus mutans population between conventional composites and composites containing nano amorphous calcium phosphate in fixed orthodontic patients: a split-mouth randomized clinical trial. Eur J Orthod. 2017; 39(1): 43-51.

131. Varon-Shahar E, Sharon E, Zabrovsky A, Houri-Haddad Y, Beyth N. Antibacterial orthodontic cements and adhesives: a possible solution to streptococcus mutans outgrowth adjacent to orthodontic appliances. Oral Hlth Prev Dent. 2019; 17(1): 49-56.

132. Sharon E, Sharabi R, Eden A, Zabrovsky A, Ben-Gal G, Sharon E, et coll. Antibacterial activity of orthodontic cement containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles adjacent to orthodontic brackets. Int J Environ Res Public Health. 2018; 15(4): 1-8.

133. Li Z, Sun J, Lan J, Qi Q. Effect of a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles on Candida albicans adhesion and biofilm formation. Gerodontology. 2016; 33(2): 209-216.

134. Safaei M, Taran M, Imani MM. Preparation, structural characterization, thermal properties and antifungal activity of alginate-CuO bionanocomposite. Mater Sci Eng C. 2019; 101: 323-329.

135. Monteiro DR, Gorup LF, Takamiya AS, de Camargo ER, Filho ACR, Barbosa DB. Silver distribution and release from an antimicrobial denture base resin containing silver colloidal nanoparticles: silver nanoparticle release from denture base resin. J Prosthodont. 2012; 21(1): 7-15.

136. Xu HHK, Weir MD, Sun L, Takagi S, Chow LC. Effects of calcium phosphate nanoparticles on Ca-PO4 composite. J Dent Res. 2007; 86(4): 378-383.

137. Liang K, Weir MD, Xie X, Wang L, Reynolds MA, Li J, et coll. Dentin remineralization in acid challenge environment via PAMAM and calcium phosphate composite. Dent Mater. 2016; 32(11): 1429-1440.

138. Melo MAS, Weir MD, Passos VF, Powers M, Xu HHK. Ph-activated nano-amorphous calcium phosphate-based cement to reduce dental enamel demineralization. Artif Cells Nanomed Biotechnol. 2017; 45(8): 1778-17785.

139. Ma Y, Zhang N, Weir MD, Bai Y, Xu HHK. Novel multifunctional dental cement to prevent enamel demineralization near orthodontic brackets. J Dent. 2017; 64: 58-67.

140. Xie X, Wang L, Xing D, Qi M, Li X, Sun J, et coll. Novel rechargeable calcium phosphate nanoparticle-filled dental cement. Dent Mater J. 2019; 38(1): 1-10.

141. Melo M, Morais W, Passos V, Lima J, Rodrigues L. Fluoride releasing and enamel demineralization around orthodontic brackets by fluoride-releasing composite containing nanoparticles. Clin Oral Investig. 2014; 18(4): 1343-1350.

142. Ajami S, Pakshir HR, Babanouri N. Impact of nanohydroxyapatite on enamel surface roughness and color change after orthodontic debonding. Prog Orthod. 2016; 17(1) : 1-8.

143. Seifi M, Arayesh A, Shamloo N, Hamedi R. Effect of nanocrystalline hydroxyapatite socket preservation on orthodontically induced inflammatory root resorption. Cell J. 2015; 16(4): 514-527.

144. Akhavan A, Sodagar A, Mojtahedzadeh F, Sodagar K. Investigating the effect of incorporating nanosilver/nanohydroxyapatite particles on the shear bond strength of orthodontic adhesives. Acta Odontol Scand. 2013; 71(5): 1038-1042.

145. Behnaz M, Dalaie K, Mirmohammadsadeghi H, Salehi H, Rakhshan V, Aslani F. Shear bond strength and adhesive remnant index of orthodontic brackets bonded to enamel using adhesive systems mixed with TiO2 nanoparticles. Dental Press J Orthod. 2018; 23(4): 43-50.

146. Khan S, Verma S, Maheshwari S. Effect of acid etching on bond strength of nanoionomer as an orthodontic bonding adhesive. J Orthod Sci. 2015; 4(4): 113-118.

147. Reddy AK, Kambalyal PB, Patil SR, Vankhre M, Khan MYA, Kumar TR. Comparative evaluation and influence on shear bond strength of incorporating silver, zinc oxide, and titanium dioxide nanoparticles in orthodontic adhesive. J Orthod Sci. 2016; 5(4): 127-131.

148. Blöcher S, Frankenberger R, Hellak A, Schauseil M, Roggendorf MJ, Korbmacher-Steiner HM. Effect on enamel shear bond strength of adding microsilver and nanosilver particles to the primer of an orthodontic adhesive. BMC Oral Health. 2015; 15(1): 1-9.

149. Ghadirian H, Geramy A, Najafi F, Heidari S, Golshahi H. Effect of quaternary ammonium salt on shear bond strength of orthodontic brackets to enamel. J Dent. 2017; 14(3): 1-7.

150. Panahandeh N, Torabzadeh H, Aghaee M, Hasani E, Safa S. Effect of incorporation of zinc oxide nanoparticles on mechanical properties of conventional glass ionomer cements. J Conserv Dent. 2018; 21(2): 130-135.

151. Katz A, Redlich M, Rapoport L, Wagner HD, Tenne R. Self-lubricating coatings containing fullerene-like WS2 nanoparticles for orthodontic wires and other possible medical applications. Tribol Lett. 2006; 21(2): 135-139.

152. Samorodnitzky-Naveh GR, Redlich M, Rapoport L, Feldman Y, Tenne R. Inorganic fullerene-like tungsten disulfide nanocoating for friction reduction of nickel–titanium alloys. Nanomedicine. 2009; 4(8): 943-950.

153. Ghaffari T, Hamedirad F, Ezzati B. In vitro comparison of compressive and tensile strengths of acrylic resins reinforced by silver nanoparticles at 2% and 0.2% concentrations. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2014; 8(4): 204-209.

154. Sodagar A, Bahador A, Khalil S, Saffar Shahroudi A, Zaman Kassaee M. The effect of TiO2 and SiO2 nanoparticles on flexural strength of poly (methyl methacrylate) acrylic resins. J Prosthodont Res. 2013; 57(1): 15-19.

155. Harini P, Kasim M, Padmanabhan TV. Effect of Titanium dioxide nanoparticles on the flexural strength of polymethylmethacrylate: an in vitro study. Indian J Dent Res. 2014; 25(4): 459-463.

156. Sodagar A, Kassaee MZ, Akhavan A, Javadi N, Arab S, Kharazifard MJ. Effect of silver nano particles on flexural strength of acrylic resins. J Prosthodont Res. 2012; 56(2): 120-124.

157. Appel JH, Li DO, Podlevsky JD, Debnath A, Green AA, Wang QH, et coll. Low cytotoxicity and genotoxicity of two-dimensional mos $_2$ and ws $_2$. ACS Biomater Sci Eng. 2016; 2(3): 361-367.

158. Heravi F, Ramezani M, Poosti M, Hosseini M, Shajiei A, Ahrari F. In vitro cytotoxicity assessment of an orthodontic composite containing titanium-dioxide nano-particles. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2013; 7(4): 192-198.

159. Metin-Gürsoy G, Taner L, Barış E. Biocompatibility of nanosilver-coated orthodontic brackets: an in vivo study. Prog Orthod. 2016; 17(39): 1-8.

160. Morán-Martínez J, Beltrán del Río-Parra R, Betancourt-Martínez ND, García-Garza R, Jiménez-Villarreal J, Niño-Castañeda MS, et coll. Evaluation of the coating with TiO $_2$ nanoparticles as an option for the improvement of the characteristics of niti archwires: histopathological, cytotoxic, and genotoxic evidence. J Nanomater. 2018; 2018: 1-11.

161. Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Kanda Y, Nakajima H, Sakagami H. Effects of TiO2 nano glass ionomer cements against normal and cancer oral cells. In Vivo. 2014; 28: 895-908.

162. Garcia-Contreras R, Sugimoto M, Umemura N, Kaneko M, Hatakeyama Y, Soga T, et coll. Alteration of metabolomic profiles by titanium dioxide nanoparticles in human gingivitis model. Biomaterials. 2015; 57: 33-40.

163. Tabari K, Hosseinpour S, Parashos P, Kardouni Khozestani P, Rahimi HM. Cytotoxicity of selected nanoparticles on human dental pulp stem cells. Iran Endod Journal. 2017; 12(2): 137-142.

164. Lee JH, Lee EJ, Kwon JS, Hwang CJ, Kim KN. Cytotoxicity comparison of the nanoparticles deposited on latex rubber bands between the original and stretched state. J Nanomater. 2014; 2014: 1-12.

165. Olivier C. Les nanoparticules en médecine bucco-dentaire: aspects toxicologiques [Thèse d'exercice]. [Nancy] : Université de Lorraine. Faculté d'Odontologie ; 2018. 88 p.

166. Royal Society, Royal Academy of Engineering. Nanoscience and nanotechnologies: opportunities and uncertainties. London: The Royal Society; 2004. 127p.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE 8

LISTE DES FIGURES 9

LISTE DES TABLEAUX 9

1. INTRODUCTION 11

2. LES NANOPARTICULES EN ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE 12

2.1. Définitions 12

2.2. Nature des nanoparticules utilisées en orthopédie dento-faciale 13

2.2.1. Argent 13

2.2.2. Dioxyde de titane 15

2.2.3. Cuivre et oxyde de cuivre 17

2.2.4. Oxyde de zinc 18

2.2.5. Oxyde de zirconium 20

2.2.6. Graphène et oxyde de graphène 21

2.2.7. Disulfure de molybdène et disulfure de tungstène 23

2.2.8. Silice mésoporeuse 24

2.2.9. Halloysite 27

2.2.10. Composés d'ammonium quaternaire 28

2.2.11. Curcumine 29

2.2.12. Phosphates de calcium 30

2.2.13. Verres bioactifs 32

2.2.14. Fluorure de calcium 33

2.2.15. Chitosan 34

2.3. Techniques de fabrication 35

2.4. Incorporation des nanoparticules en orthopédie dento-faciale 40

2.4.1. Incorporation des nanoparticules à des attaches et bagues orthodontiques 40

2.4.2. Incorporation des nanoparticules à des adhésifs orthodontiques 40

2.4.3. Incorporation des nanoparticules à des résines acryliques 41

2.4.4. Incorporation des nanoparticules à des micro-implants orthodontiques ... 41
2.4.5. Incorporation des nanoparticules à des fils orthodontiques ... 41
2.4.6. Incorporation des nanoparticules à des ligatures élastiques orthodontiques ... 41
2.5. Les nanomatériaux en orthopédie dento-faciale disponibles sur le marché français ... 42

3. REVUE DE LA LITTÉRATURE SUR L'APPORT DES NANOPARTICULES EN ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE ... 45
3.1. Matériel et méthode ... 45
3.1.1. Bases de données ... 45
3.1.2. Mots-clefs ... 45
3.1.3. Critères de sélection ... 45
3.1.4. Présentation des résultats ... 46
3.2. Résultats ... 48
3.2.1. Effets sur les micro-organismes ... 48
3.2.1.1. Inhibition de la croissance et de l'activité bactériennes ... 48
3.2.1.2. Inhibition de la croissance et de l'activité fongiques ... 64
3.2.2. Effets sur les tissus durs de la dent et du parodonte ... 66
3.2.2.1. Déminéralisation et reminéralisation de l'émail et de la dentine ... 66
3.2.2.2. Dureté et rugosité de l'émail et de la dentine ... 71
3.2.2.3. Initiation de l'ostéogenèse ... 74
3.2.2.4. Coloration de l'émail ... 74
3.2.3. Effets sur les propriétés des matériaux et structures utilisés en orthopédie dento-faciale ... 75
3.2.3.1. Force de liaison et résistance au cisaillement ... 75
3.2.3.2. Dureté et rugosité de surface ... 85
3.2.3.3. Forces de friction ... 89
3.2.3.4. Résistance à la compression ... 93
3.2.3.5. Résistance à la traction ... 95
3.2.3.6. Résistance transversale ... 97
3.2.3.7. Résistance à la corrosion ... 98
3.2.3.8. Résistance à la flexion ... 99
3.2.3.9. Taux de polymérisation ... 105

3.2.3.10. Stabilité thermique 106
3.2.3.11. Coloration 106
3.2.4. Toxicité en orthopédie dento-faciale 107
3.3. Discussion 118

4. FICHE DE SYNTHÈSE POUR LE PRATICIEN 121

5. CONCLUSION 124

6. BIBLIOGRAPHIE 125

CHATELOT Louis – Les nanoparticules en orthopédie dento-faciale

Nancy 2020 : 143 pages. 5 figures ; 22 tableaux.

Th. Chir Dent : Nancy 2020

Mots-clefs :

- Nanoparticule
- Orthopédie dento-faciale

Résumé :

L'orthopédie dento-faciale peut se heurter à certaines complications (lésion carieuse, résorption radiculaire…) pendant et après traitement. Afin d'y pallier, la recherche se concentre sur les bénéfices que pourraient apporter certaines nanoparticules, dont les dimensions s'étendent entre 1 et 100 nanomètres.

Les nanoparticules, de par leur petite taille, offrent de nouvelles propriétés aux matériaux et structures, distinctes de celles des mêmes particules à l'échelle macroscopique.

Au cours de ce travail, après une définition des nanoparticules, nous rechercherons les différents types utilisables en orthopédie dento-faciale, leurs caractéristiques propres de fabrication et d'incorporation. Nous évaluerons leurs avantages et inconvénients. Enfin, nous établirons une fiche à l'attention du praticien afin de le guider vis-à-vis de ces nouvelles particules.

Membres du jury :

Président :	Pr Pascal AMBROSINI
Membre :	Dr Magali HERNANDEZ
Co-directrice :	Dr Marilyne SENG
Directeur de thèse :	Dr Kazutoyo YASUKAWA

Adresse de l'auteur :

Louis CHATELOT
32 rue Gustave Simon
54000 NANCY

UNIVERSITÉ DE LORRAINE | FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE

Jury : Président : P. AMBROSINI – Professeur des universités
Juges : K. YASUKAWA– Maître de conférences des universités
M. HERNANDEZ – Maître de conférences des universités
M. SENG – Assistant hospitalo universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire

Présentée par : **Monsieur CHATELOT Louis, Pierre**

Né à : SAINT DIZIER (Haute-Marne) le **10 décembre 1993**

et ayant pour titre : **«Les nanoparticules en orthopédie dento-faciale».**

Le président du jury

P. AMBROSINI

Le doyen,
de la faculté d'odontologie de Lorraine

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE

J.M. MARTRETTE

autorise à soutenir et imprimer la thèse 11054

NANCY, le 27.01.2020

Le président de l'université de Lorraine

Université de Lorraine – Le Président

P. MUTZENHARDT