

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N°31

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 19/06/2018

par

PAGNOT Pierre

Né le 26 septembre 1993 à BESANÇON

LES OVERLAYS EN CERAMIQUE : EVALUATION DES CONTRAINTES
MECANIQUES A L'AIDE DE LA METHODE DES ELEMENTS FINIS

Président : Professeur MEYER Florent

Asseseurs : Docteur ETIENNE Olivier

Docteur GROS Catherine-Isabelle

Docteur HEICHELBECH Frédéric

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur C. TADDEI-GROSS

Doyens honoraires : Professeur R. FRANK
Professeur M. LEIZE
Professeur Y. HAIKEL

Professeurs émérites : Professeur W. BACON
Professeur H. TENENBAUM

Responsable des Services Administratifs : Mme F. DITZ-MOUGEL

Professeurs des Universités

V. BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
A. BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
F. CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
J-L. DAVIDEAU	Parodontologie
Y. HAIKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
O. HUCK	Parodontologie
M-C. MANIERE	Odontologie Pédiatrique
F. MEYER	Sciences Biologiques
M. MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
A-M. MUSSET	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
C. TADDEI	Prothèses
B. WALTER	Prothèses

Maîtres de Conférences

S. BAHİ-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
L. BIGEARD	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Y. BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
F. BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
A. BOUKARI	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
O. ETIENNE	Prothèses
F. FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
C-I. GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
S. JUNG	Sciences Biologiques
N. LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
F. OBRY	Odontologie Pédiatrique
D. OFFNER	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
R. SERFATY	Odontologie Conservatrice - Endodontie
M. SOELL	Parodontologie
E. WALTMANN	Prothèses

Equipes de Recherche

N. JESSEL	INSERM / Directeur de Recherche
Ph. LAVALLE	INSERM / Directeur de Recherche
H. LESOT	CNRS / Directeur de Recherche
M-H. METZ-BOUTIGUE	INSERM / Directeur de Recherche
P. SCHAFF	UdS / Professeur des Universités / Directeur d'Unité
B. SENGER	INSERM / Directeur de Recherche

A notre président de jury, Monsieur le Professeur Florent Meyer,

Vous nous avez fait un très grand honneur en acceptant la présidence de notre jury. Nous vous remercions pour votre enseignement, tant théorique que clinique. Veuillez trouver en ce travail l'expression de notre plus profonde gratitude et notre plus grand respect pour votre disponibilité et les connaissances que vous nous avez transmises tout au long de ces cinq années d'études.

A notre directeur de thèse, Monsieur le Docteur Olivier Etienne,

Nous vous sommes grandement reconnaissant d'avoir porté attention à notre sujet et d'en avoir accepté la direction. C'est un immense honneur pour nous de vous avoir au sein des équipes enseignantes et cliniques. Nous vous remercions pour la transmission de vos connaissances et des pratiques cliniques les plus récentes. Veuillez trouver ici le témoignage de notre plus profond respect et nos remerciements les plus sincères.

A notre directeur de thèse, Monsieur le Docteur Frédéric Heichelbech,

Nous sommes honorés que vous ayez accepté spontanément la direction de notre thèse d'exercice. Je vous remercie pour votre disponibilité, votre écoute, votre gentillesse et pour tous ces moments passés au centre de soins comme en dehors. Nous sommes fiers d'avoir travaillé avec vous et de vous compter parmi nos proches. Veuillez trouver ici le témoignage de notre plus forte amitié.

A notre juge, Madame le Docteur Catherine-Isabelle Gros,

Vous nous faites l'honneur d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury. Nous vous remercions pour votre disponibilité et votre pédagogie que vous nous avez accordées durant notre cursus. Nous vous remercions pour la mise à disposition des outils d'acquisition numérique afin de pouvoir démarrer notre travail. Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère considération et de notre plus profond respect.

A mes parents,

Pour votre soutien indéfectible, votre amour et vos encouragements qui n'ont jamais manqué. Merci pour votre éducation.

A ma sœur,

Pour nos moments passés durant notre enfance. Malgré nos incompréhensions actuelles, je te souhaite le meilleur pour la suite.

A ma marraine Françoise et mon parrain Patrick,

En premier lieu pour mes deuxième et troisième prénoms respectifs ! Merci pour votre générosité et les moments passés hier comme aujourd'hui.

A mes grands-parents,

Mamie Lulu pour ta gentillesse et ta sérénité, **Papy Lucien** que j'aurais tant aimé connaître, une pensée particulière pour vous, qui êtes partis trop vite,

Mamie Claire et Papy Henry, pour votre générosité, votre soutien et toute mon enfance passée à vos côtés.

A mes oncles et tantes, et Mimi,

Pour toutes ces fêtes de famille, vos encouragements et votre présence.

A tous mes cousins,

Pour tous les moments passés, les rigolades, et les conneries en tout genre.

A mes amis de longue date : Alexis, Allan, Antoine, Antonin, Axel, Célestin, Emilie, Franck-Alexandre, Garance, Guillaume, Guillaume, Marc, Nils, Philomène et Maxime,

Pour toutes ces années collège & lycée (et même bien avant pour ceux du quartier), pour nos voyages, nos soirées et nos interminables discussions. Merci pour tout ce temps à Besac !

Au Couteau Club : Alexandre, Geoffroy, Pierre-Alain, Pierre-Alexis, Simon et Stanislas,

Pour les TPs, les soirées, les terrasses, le ski à Ishgl ou Val d'Isère, et surtout pour la passion des couteaux (mention spéciale à ceux qui se reconnaîtront !), sans vous ces années dentaires auraient été bien moins joyeuses. Merci les sacrés déconneurs !

A Geoffroy, mon ancien coloc,

Obligé de te remercier à part, pour le dégât des eaux, les amendes de la 206cc, les squatteurs de café et ton aptitude au ménage.

A Frédéric,

Pour être un ami en plus de mon directeur de thèse, et pour tous ces moments en dehors de la clinique.

A mes Jean-Michel : Guy-Marcel et Victor,

Pour être aussi malins et drôles que moi. Quand vous voulez pour un trajet en bagnole de plus de 5h, ou une partie de jeu de société pour que je gagne.

Aux autres copains de la fac : Andréa, Arnaud, Eduard, Fabien, Isaac, Jean, Jordan, Luc, Lucas, Maxime, Margaux et Pauline.

Pour avoir mouvementé et animé mes années dentaires, que ce soit à la fac, à la clinique, et évidemment surtout en dehors !

A la GC50 : Jérémy, Julien, Jules, Laetitia, Lisa, Ludo

Merci d'avoir résisté à cette année de galère, j'en garde de supers souvenirs et surtout de vrais amis.

Au PDN07 : Gwendoline, Salomé, Antoine, Corentin, Geoffroy et Stanislas

Merci de m'avoir accompagné pour l'organisation à Vesoul City, on aura quand même bien rigolé malgré la pluie !

Aux Lourds : Alexandre, Alexandre, Coralie, Emeline, Gwendoline, Jérémy, Julie, Julien, Lucas, Margot, Mathieu, Ophélie, Pierre, Rémi, Sarah, Tom, Victor, et Mathilde,

Pour être toujours partant pour faire la fête, plus de trois années que l'on se connaît et vous êtes toujours autant trop en forme...

A mes secondaires du 50, la DF49, notre secondaire du 49, et plus largement tous les nationaux qui sont des vrais copains,

Merci pour ce que vous FÊTE.

A Adrien, Camille, Léa, et François,

Merci pour cette première année passée tous ensemble.

A toi Maxime,

Pour avoir accepté de me parrainer, pour m'avoir accueilli dans ton cabinet, et aussi pour tous ces déplacements aux matchs de foot et ceux qui nous restent à faire.

Au Dr Daniel ROLLET,

Pour m'avoir donné envie de faire ce beau métier. Toute la profession te regrette. Trouve ici le témoignage de mes sincères remerciements.

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N°31

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 19/06/2018

par

PAGNOT Pierre

Né le 26 septembre 1993 à BESANÇON

LES OVERLAYS EN CERAMIQUE : EVALUATION DES CONTRAINTES
MECANIQUES A L'AIDE DE LA METHODE DES ELEMENTS FINIS

Président : Professeur MEYER Florent

Asseseurs : Docteur ETIENNE Olivier

Docteur GROS Catherine-Isabelle

Docteur HEICHELBECH Frédéric

Tables des matières

Introduction.....	7
Problématique.....	9
Partie I : Les overlays en céramique.....	11
I. Définition.....	12
II. Classification.....	12
A. Overlay sur dent moyennement délabrée.....	12
1. Overlay de type I.....	13
2. Overlay de type II.....	13
B. Overlay sur dent fortement délabrée.....	14
1. Overlay de type III.....	14
2. Overlay de type IV.....	14
III. Indications des overlays.....	15
A. Restaurations unitaires.....	16
B. Restaurations globales.....	17
IV. Contre-indications des overlays.....	20
A. Perte de substance excessive.....	20
B. Vitalité.....	20
C. Esthétique.....	21
D. Limites cervicales.....	21
E. Champ opératoire.....	21
F. Hygiène.....	22
G. Tabac.....	22
H. Malpositions, surplomb excessif.....	22
V. Principes de préparation.....	22
A. Dépouille.....	23
B. Hauteur.....	23
C. Forme des limites.....	24
D. Point de contact.....	24
VI. Provisoire.....	25

VII.	La céramique.....	25
VIII.	Taux de survie.....	26
IX.	Les échecs.....	27
Partie II : Analyse par les éléments finis.....		29
I.	Le CBCT.....	30
	A. Avant-propos.....	30
	B. Principes d'acquisition.....	30
	C. Caractéristiques de l'image Cone Beam.....	32
	1. Le champ de vue (FOV = Fields Of View)	32
	2. La matrice de reconstruction.....	32
	3. La résolution spatiale.....	33
	4. La résolution en densité (ou en contraste)	33
	5. Le rapport Signal sur Bruit (rapport S/B)	34
II.	La méthode des éléments finis.....	35
	A. Généralités.....	35
	B. Principe d'acquisition volumique.....	36
	C. Du volume aux éléments finis.....	36
	1. Les surfaces paramétriques.....	36
	2. Le maillage.....	37
	a. Formes géométriques en 1 dimension.....	37
	b. Formes géométriques en 2 dimensions.....	38
	c. Formes géométriques en 3 dimensions.....	38
	3. Les fonctions de bases.....	38
	a. Le coefficient de Poisson (ν).....	39
	b. Le module de Young (E).....	39
	4. Exportation du modèle.....	39
	D. Calcul.....	40
	1. Conditions aux limites.....	40
	2. Contraintes de von Mises.....	40

Partie III : Matériels et méthodes.....	42
I. Choix du modèle.....	43
II. Numérisation du modèle.....	43
III. Les éléments finis.....	46
A. Création des surfaces paramétriques.....	46
1. Création des surfaces paramétriques de l'émail original.....	46
2. Création des surfaces paramétriques de la dentine originale....	47
3. Création des surfaces de la base d'overlay.....	47
4. Création de la coupe.....	48
B. Création des modèles suivant les épaisseurs.....	48
1. Création de l'overlay, de l'émail et de la dentine.....	49
2. Création de la colle.....	49
C. Création des solides « émail », « dentine », « overlay » et « colle »...	50
1. Importation des fichiers.....	50
2. Solide « émail », « dentine », « overlay » et « colle ».....	51
D. Création des éléments finis.....	51
1. Création du maillage.....	51
a. Maillage des interfaces en 2D.....	51
i. Interface colle-céramique.....	52
ii. Interface colle-émail et colle-dentine.....	52
iii. Interface émail-dentine.....	52
b. Maillage des solides en 3D.....	53
2. Appropriation des fonctions de bases.....	53
a. L'émail et la dentine.....	54
b. Choix du matériau céramique.....	54
c. Choix du matériau composite.....	55
d. Choix de la colle.....	55
3. Analyse.....	56
IV. Préparations des calculs.....	56
A. Orientation des dents selon X, Y, Z.....	56
B. Vérification des contacts.....	57
C. Conditions aux limites.....	57
1. Fixation du modèle.....	57

2.	Application des forces occlusales.....	58
Partie IV : Résultats et discussions.....		59
I.	Résultats.....	60
A.	Introduction.....	60
1.	Rappels des modèles étudiés.....	60
2.	Echelle.....	61
3.	Valeurs maximales.....	61
4.	Matériaux étudiés.....	62
a.	La céramique.....	62
b.	Le composite chargé en céramique.....	62
c.	Le polymère de collage.....	62
B.	Etude de la céramique.....	63
1.	Contraintes équivalentes de von Mises.....	63
2.	Contraintes de traction selon l'axe mésio-distal (X).....	64
3.	Contraintes de tractions selon l'axe vestibulo-lingual (Y).....	65
4.	Contraintes de tractions selon l'axe occluso-cervical (Z).....	66
5.	Déformations élastiques selon l'axe mésio-distal (X).....	67
6.	Déformations élastiques selon l'axe vestibulo-lingual (Y).....	68
7.	Déformations élastiques selon l'axe occluso-cervical (Z).....	69
C.	Etude du polymère de collage.....	70
1.	Contraintes équivalentes de von Mises.....	70
2.	Contraintes de traction selon l'axe mésio-distal (X).....	71
3.	Contraintes de tractions selon l'axe vestibulo-lingual (Y).....	72
4.	Contraintes de tractions selon l'axe occluso-cervical (Z).....	73
5.	Déformations élastiques selon l'axe mésio-distal (X).....	74
6.	Déformations élastiques selon l'axe vestibulo-lingual (Y).....	75
7.	Déformations élastiques selon l'axe occluso-cervical (Z).....	76
D.	Etude des tissus dentaires.....	76
II.	Discussions.....	77
A.	Comparaison des différents modèles.....	77
1.	Fracture de l'overlay.....	77
2.	Rupture du polymère de collage et décohésion de l'overlay.....	78

3. Les tissus dentaires.....	80
B. Analyse de la littérature.....	80
Conclusions.....	83
Références bibliographiques.....	86
Annexes.....	94

Introduction

L'odontologie conservatrice d'aujourd'hui s'oriente vers des techniques moins invasives que celles d'hier. Ces techniques permettent de restaurer les tissus dentaires manquants en ne délabrant qu'au minimum ceux restants. En d'autres termes, les couronnes périphériques, qui sont les restaurations les moins économes en tissus dentaires résiduels, se retrouvent au dernier échelon du gradient thérapeutique. Ce concept dénommé « dentisterie *a minima* » ou « ultraconservatrice » ou encore « *no post no crown* » (d'après P. Magne) inclus donc l'overlay (ou *table-top*, *occlusal veneer* ou encore *partial crown* en anglais).

Leur indication concerne les délabrements occlusaux dus à l'érosion ou à l'attrition principalement, et dans une moindre mesure d'origine traumatique ou carieuse. Ces restaurations sont aujourd'hui réalisables grâce aux avancées industrielles et technologiques du collage et de la résistance mécanique des matériaux de restauration dentaires.

Les préparations de ces overlays sont imprimées selon le délabrement coronaire suivant une réduction homothétique à départ occlusal. La grande différence avec les préparations des couronnes périphériques réside dans le fait que la rétention mécanique n'est pas recherchée. Ainsi elles sont mécaniquement non rétentes.

Ce travail s'intéresse au comportement mécanique de ces pièces prothétiques en céramique en fonction de leur épaisseur. Les épaisseurs retenues seront 0,5 ; 1 ; 1,5 et 2 mm à partir de la fosse centrale d'une première molaire mandibulaire.

Pour comparer leur comportement mécanique, la méthode des éléments finis (*finite element method* en anglais) est utilisée. L'originalité de ce travail est de numériser une dent numéro 36 en trois dimensions grâce à un CBCT, et de modéliser les pièces prothétiques selon différentes épaisseurs définies ci-dessus. Une pâte de collage sera également créée numériquement. Au cours de la dernière étape, les volumes

numériques sont convertis en éléments finis. Des forces mimant la mastication y sont appliquées. Les résultats obtenus permettront de visualiser les contraintes mécaniques internes aux tissus dentaires, à la céramique et au polymère de collage.

L'analyse par éléments finis se fait par comparaison des différents modèles entre eux. Un seul paramètre est variable : l'épaisseur de la céramique. Ces résultats devront être comparés avec une expérience *in vitro*, voire *in vivo*, et ainsi définir de possibles indications cliniques.

Problématique

L'avènement du collage depuis une vingtaine d'années pousse un nombre croissant de praticiens à tendre vers des préparations de plus en plus conservatrices, notamment dans le secteur antérieur avec les facettes, mais également plus récemment dans les secteurs postérieurs avec les overlays.

La prise en charge des patients concernés par l'érosion et l'attrition se réalise toujours plus précocement, l'atteinte pouvant être relativement peu importante. Un recouvrement de ces usures reste cependant nécessaire afin de les stabiliser : c'est là qu'interviennent ces reconstructions.

Des études ont été réalisées sur les échecs pouvant survenir sur les dents restaurées par overlays à épaisseur fixe. Cependant peu d'entre elles comparent différentes épaisseurs d'overlays en céramique.

Plusieurs interrogations restent toujours en suspend :

- Est-il nécessaire de préparer plus profondément la dent pour respecter les 1,5 mm de céramique minimum, comme recommandés par les fabricants ?
- Faut-il rester le plus fin possible, voire à ne pas fraiser la dent, pour rester uniquement dans l'émail afin de garantir un collage optimal ?

Cette étude ne s'intéresse qu'à un seul type de préparation : une réduction homothétique de la hauteur coronaire à départ occlusal mais à différentes hauteurs de la couronne.

Les hypothèses émises sont :

- Les pièces de céramiques fines (0,5 et 1 mm d'épaisseur) résistent mécaniquement dans les conditions physiologiques de mastication de l'Homme, bien que l'épaisseur de matériaux soit inférieure à ce que les fabricants recommandent.

- Le polymère de collage est d'avantage sollicité au niveau mécanique lorsque l'épaisseur des restaurations est moindre.
- La céramique est plus adaptée que le composite pour ce type de restauration.

Partie I

Les overlays en céramique

I. Définition

Un overlay est une pièce prothétique intégrant la totalité de la surface occlusale d'une molaire ou d'une prémolaire. Toutes les cuspidés sont ainsi reconstituées. Il est dit « périphérique » car les 4 parois axiales de la dent sont intéressées, à la différence d'un inlay ou d'un onlay qui est dit « partiel » car il conserve au moins une paroi axiale intacte.

L'overlay se distingue également de la couronne périphérique par ses limites toujours supra-gingivales et par une possible absence de sertissage périphérique (*ferrule effect*), qui est toujours présent dans le cas d'une couronne périphérique.

L'overlay fait partie des Restaurations Esthétiques en Céramique Collée (ou RECC) postérieures périphériques, d'après O. Etienne (1). Il est également dénommé *partial crown* ou *occlusal veneer*, ou encore *table-top* lorsque son épaisseur est en-dessous de 1 mm. Seuls ces termes anglo-saxons sont retrouvés dans la littérature.

Ces reconstructions prothétiques s'inscrivent également dans le chemin de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) (2).

II. Classification

Etant donné l'apparition récente des overlays, une seule classification a été proposée en 2016 par Etienne et Anckenmann (1).

Cette classification divise les overlays en 2 catégories et 4 types suivant le délabrement.

A. Overlay sur dent moyennement délabrée

Ces overlays sont collés sur des dents peu ou moyennement délabrées, c'est à dire jusqu'à 4 mm de hauteur. Cette catégorie regroupe les overlays sur les dents où l'émail et la dentine résiduels sont à la même hauteur.

En raison du délabrement modéré et de l'homogénéité des deux tissus dentaires requis, ces overlays sont rarement réalisés pour raison carieuse, mais plus généralement pour raison d'usure (érosion et/ou attrition). En effet, lors d'une atteinte carieuse modérée, des parois sont le plus souvent conservables et la restauration indirecte de choix est un inlay/onlay.

Ce sont ces overlays qui feront l'objet de cette recherche.

1. Overlay de type I

Ces overlays sont appelés également *table-top* en raison de leur fine épaisseur. En effet, elle est comprise entre 0,5 mm et 1,5 mm. Pour cette raison, c'est l'overlay qui se colle sur le maximum de surface amélaire, parfois même uniquement sur l'émail si son épaisseur est inférieur à 0,8 mm (épaisseur moyenne d'émail au niveau de la fosse centrale d'une première molaire mandibulaire, qui est la zone occlusale amélaire la plus fine) (3).

Ce traitement ultraconservateur est réservé pour les défauts quantitatifs peu importants de l'émail, mais en raison de sa fragilité due à la faible épaisseur de céramique (en-dessous des recommandations des fabricants), il est à éviter chez les patients bruxomanes.

2. Overlay de type II

Cet overlay ressemble en tout point à celui de type I, à la seule différence qu'il est plus épais, son épaisseur étant située entre 1,5 mm et 4 mm. Il se colle ainsi sur la dentine au centre et sur l'émail en périphérie.

D'une épaisseur plus importante, la pièce prothétique est plus résistante et peut être proposée dans des cas d'usure sévère chez des patients présentant des zones d'attrition (bruxisme).

Elle est également possible lors d'atteinte carieuse, mais plus rare du fait de la cavitation dentinaire typique de la carie, qui entraîne un délabrement plus important de la dentine par rapport à l'émail (4).

B. Overlay sur dent fortement délabrée

Ces restaurations sont indiquées dans des cas d'usure plus sévère, et dans des cas d'atteinte carieuse volumineuse. La différence avec la précédente catégorie, est l'utilisation d'un matériau de comblement comme substitut dentinaire, assurant en plus un rôle d'amortisseur des contraintes mécaniques.

Ces overlays ne seront pas traités dans ce travail.

1. Overlay de type III

L'overlay en lui-même présente les mêmes caractéristiques que l'overlay de type II en terme d'épaisseur (1,5 mm à 4 mm) et de forme. La différence réside dans le fait que l'overlay se colle sur l'émail, la dentine mais également sur un substitut dentinaire central.

Pour cette raison, ces overlays sont réservés à des atteintes carieuses ou érosives, ou une combinaison des deux, plus sévères. La dentine étant un tissu moins résistant que l'émail, son atteinte a été plus rapide et plus importante.

2. Overlay de type IV

Cet overlay présente les mêmes caractéristiques que celui de type III, à la seule distinction que la dent est, en plus, dépulpée.

Un noyau dentinaire est reconstruit à l'aide d'un matériau faisant office de substitut dentinaire.

Ces restaurations sont réservées à des atteintes carieuses très sévères. Les atteintes d'usures ne sont pas concernées initialement par ce type d'overlay, car la dent réagit en conséquence (apposition dentinaire), ainsi l'usure n'atteint pas la pulpe dentaire. Cependant il peut être nécessaire de dévitaliser cette dent pour des raisons prothétiques dans le cas d'une reconstruction par couronne (rapport de hauteur, espace prothétique, etc.).

III. Indications des overlays

Les overlays, qu'ils soient en céramique, en matériaux composites ou en matériau hybride (composite chargé en céramique), s'inscrivent tous dans une dentisterie dite ultra-conservative ou *a minima*.

Les anciens concepts, comme la classification de Black (5), s'ils sont toujours d'actualité pour les reconstructions par amalgame (qui tendent à disparaître hormis quelques rares indications), ils n'ont plus leurs intérêts ici car les rétentions chimiques et micromécaniques qu'apporte le collage, remplacent la rétention macromécanique nécessaire avec ces anciennes restaurations (6).

Aussi, pour définir l'indication des overlays, il est préférable de se baser sur une classification plus récente (fin des années 90), dénommée SiSta, qui se focalise sur les sites et les stades de l'atteinte carieuse (5, 7, 8).

La préparation intéresse uniquement la perte de substance déjà présente lors d'une atteinte carieuse, d'attrition due au bruxisme, d'un phénomène d'érosion (d'origine exogène ou endogène), ou lors d'une combinaison de ces atteintes.

Le sens clinique guide le choix de ces restaurations. Il n'existe pas d'indication véritablement établie à l'heure actuelle pour les overlays, *a contrario* on retrouve un certain nombre de contre-indications. L'overlay est réalisé lorsqu'aucun facteur ne le contre-indique.

Les overlays répondent tout d'abord aux exigences classiques des restaurations par collage concernant la sélection du patient :

- Une demande esthétique et une coopération importante dans le suivi de la part du patient ;
- Une hygiène satisfaisante ainsi qu'une absence d'habitudes alimentaires considérées à risque du point de vue carieux.

Leurs indications cliniques sont équivalentes aux contre-indications des composites réalisés en méthode directe (9), ainsi que celles des restaurations par inlay ou onlay.

Il s'agit :

- de la dent concernée : en effet une molaire subissant plus de forces occlusales est plus fréquemment restaurée de manière indirecte qu'une prémolaire (10) ;
- d'une anatomie occlusale défavorable (angle cuspidien fermé par exemple) (9) : elle augmente les forces de cisaillement, notamment sur les cuspides travaillantes, ainsi un englobement de ces cuspides permet de réduire le risque de fracture des parois dentaires résiduelles trop fines ;
- d'une hauteur importante à reconstituer et des parois restantes fines (i.e. le volume de la perte tissulaire) : également en rapport avec le risque de fracture des parois restantes, les forces de cisaillement et les surfaces de collage ;
- des signes de corrosion et/ou de fissure : en effet, les fissures doivent être englobées dans les restaurations par overlay, et ainsi être totalement recouvertes afin de renforcer la dent (11, 12) ;
- d'une occlusion parafunctionnelle : les composites en méthode directe ne sont pas suffisamment résistants d'un point de vue mécanique face à un bruxomane (13, 14).

A. Restaurations unitaires

Dans le cas d'une restauration unitaire coronaire partielle, le choix de la restauration dépend du type d'atteinte et ainsi du gradient thérapeutique : de l'infiltration résineuse, en passant par un simple composite, jusqu'à l'inlay-core et la couronne périphérique.

Ce gradient thérapeutique a été instaurée pour les dents antérieures en 2009 par Tirlet et Attal (15).

Pour les dents postérieures, Etienne et Anckenmann ont proposé en 2016 un gradient thérapeutique selon le même modèle (1).

Un overlay sur une dent unitaire est réalisé lors d'une atteinte carieuse MOD avec des parois vestibulaires et linguales/palatines résiduelles trop fines, qui doivent être effondrées pour disposer d'une épaisseur suffisante afin d'éviter une fracture de ces parois résiduelles. Toutes les cuspides seront donc recouvertes.

La préparation suivra ainsi l'atteinte carieuse, et devra respecter les contraintes mécaniques de la céramique et des tissus dentaires résiduels.

L'overlay devient intéressant notamment dans le cas d'une cavité de SiSta 1.4, 2.3 et 2.4. Cette atteinte pourrait être simplifiée par une cavité de type 2 de Black (MOD), intéressant ou non le complexe pulpaire de la dent.

B. Restaurations globales

Les restaurations globales sont entreprises chez les patients concernés par l'érosion (d'origine endogène – ROG et boulimie – ou exogène – consommation d'aliments et/ou de boissons acides), l'attrition exagérée (bruxisme), ou encore par certains défauts de minéralisation systémique (amélogénèse imparfaite).

Il en résulte une atteinte de la hauteur coronaire des secteurs prémolo-molaires des deux arcades. Le point commun de ces affections est qu'elles font partie du groupe des lésions dentaires non-carieuses (16).

Dans le cadre de l'érosion, les surfaces occlusales ont l'apparence d'un émail lisse, parfois terne, avec l'absence de perikymatie, et l'émail est intact le long de la zone cervicale. Il est prouvé que cette bande d'émail saine est due à certains restes de plaque et à une neutralisation des acides par le fluide gingival (17).

Une classification de l'atteinte ainsi qu'un guide clinique ont été mis en place par Lussi et Bartlett (18). Il s'agit de donner un score à la dent la plus atteinte du sextant (**Tableau I-1**), puis de cumuler les scores des sextants (**Tableau I-2**) (19).

Tableau I-1 : Gradient diagnostique de l'érosion (score à donner à chaque sextant)

Score	Définition
0	Pas d'érosion de surface
1	Perte initiale en surface
2	Perte de tissu dur < 50% de la surface occlusale
3	Perte de tissu dur ≥ 50% de la surface occlusale

Tableau I-2 : Niveaux de risque relatif à l'érosion et recommandations cliniques

Niveau de risque	Score cumulé de tous les sextants	Recommandations
Nul	≤ 2	Maintenance et observations Tous les 3 ans
Faible	$3 \leq X \leq 8$	Evaluation de l'hygiène orale et diététique, conseils, maintenance et observations Tous les 3 ans
Moyen	$9 \leq X \leq 13$	Evaluation de l'hygiène orale et diététique, conseils, identification du/des facteur(s) étiologique(s) et développer des stratégies pour diminuer leurs impacts Envisager des mesures de fluoration ou autre pour augmenter la résistance des surfaces dentaires Idéalement, éviter les restaurations et contrôler l'érosion avec des modèles d'études, des photographies ou des empreintes silicones Tous les 6-12 mois
Elevé	≥ 14	Evaluation de l'hygiène orale et diététique, conseils, identification du/des facteur(s) étiologique(s) et développer des stratégies pour diminuer leurs impacts Envisager des mesures de fluoration ou autre pour augmenter la résistance des surfaces dentaires Idéalement, éviter les restaurations et contrôler l'érosion avec des modèles d'études, des photographies ou des empreintes silicones Spécialement dans les cas de progression sévère, envisager une prise en charge spéciale pouvant inclure des restaurations Tous les 6-12 mois

Dans le cadre de l'attrition (**Tableau I-3**), les lésions ont l'apparence d'un émail poli au niveau des cuspides et crêtes, et peuvent aller jusqu'à l'apparition de plages de dentine exposée. C'est la résultante des contacts dento-dentaires (n'excédant pas 50 µm/an dans des conditions physiologiques) qui peut être accélérée par une parafonction comme principalement le bruxisme (16).

Tableau I-3 : Index d'attrition

Score	Définition
0	Pas de perte de substance
1	Perte minimale
2	Aplats perceptibles parallèles aux pentes occlusales
3	Aplats des cuspides et/ou des sillons
4	Perte totale des courbes occlusales et/ou plages de dentines exposées

Inévitablement dans les deux cas, la dimension verticale d'occlusion (DVO) se réduit, et les lésions apparaissent habituellement d'abord sur les incisives puis sur les secteurs prémolo-molaires. Cela est décrit par la classification ACE (Anterior Clinical Erosive) de Vailati et Belser (20). Cette classification a conduit à une technique aujourd'hui largement utilisée lors de ces restaurations globales : la *three-step technic* (21-23) et à ses versions modifiées (24, 25). Koubi, Etienne et Tirlet ont également décrit chacun leur protocole (26-28).

Dans le cadre de l'amélogenèse imparfaite de type hypoplasique, où l'émail est voire absent, des cas de reconstructions globales par RECC ont aussi été entrepris (29).

Chez tous ces patients, ceci est une avancée majeure par rapport au gradient thérapeutique, car, auparavant, les reconstructions globales étaient réalisées par des coiffages coronaires totaux en couronnes céramo-métalliques. Ces traitements étaient agressifs par rapport à la faible quantité de tissus dentaires perdus initialement, mais nécessaires afin d'enrayer le phénomène de l'érosion-attrition et de rehausser la DVO.

Le patient se retrouvait inévitablement confronté aux reprises successives de ces traitements prothétiques à plus ou moins long terme au cours de sa vie, et donc à un risque accru, à terme, de perte de la vitalité dentaire, voire de la perte de l'organe dentaire lui-même (30).

IV. Contre-indications des overlays

A. Perte de substance excessive

Une dent dont les pertes de tissus dentaires sont si importantes qu'elles imposent une couronne, associées ou non à une reconstitution foulée ou coulée, est une contre-indication absolue à l'overlay.

Toutes ces restaurations suivent le gradient thérapeutique (1, 31).

B. Vitalité

La perte de la vitalité pulpaire est une contre-indication relative. Les RECC sur dents vivantes se comportent mieux dans le temps (32), mais il est bien sûr possible de réaliser un overlay sur une dent dévitalisée. La restauration par overlay sera de type IV, c'est à dire qu'un matériau de substitution prendra place dans la chambre pulpaire (1), avec ou sans tenon fibré.

Sur ce sujet, la littérature n'aboutit pas à un postulat (33) : certains auteurs concluant à l'absence de résistance mécanique supplémentaire avec un tenon fibré (34), d'autres à une meilleure résistance aux fractures à l'aide de ce même tenon (35).

Les dents dévitalisées qui sont restaurées par overlay ne sont pas traitées dans ce travail.

C. Esthétique

Le joint de collage vestibulaire peut s'infiltrer et se colorer dans le temps (36, 37). C'est une contre-indication relative, fonction de la demande esthétique du patient. Elle ne concerne généralement que les prémolaires maxillaires, seules impliquées dans le sourire.

D. Limites cervicales

Les overlays étant collés par définition, ils ne se réalisent que dans une situation supra- ou juxta-gingivale. Une limite infra-gingivale, si la pose de la digue dentaire est possible, autorise la réalisation d'un veneerlay, d'un long wrap overlay ou encore d'une couronne collée, après s'être préférentiellement assuré de la présence d'émail au niveau cervical (38).

E. Champ opératoire

Si la situation clinique ne permet pas la pose d'un champ opératoire (ou digue dentaire), cela contre-indique formellement la restauration par overlay.

Ce champ opératoire est nécessaire pour isoler les tissus dentaires des bactéries lors de la pose et pour pouvoir coller dans des conditions optimales, à l'abri des fluides biologiques, afin d'obtenir la meilleure adhésion possible (39).

Il permet également la diminution de la température et de l'humidité intraorale (40), généralement considérée comme délétère au résultat. Cependant certains travaux semblent remettre en cause ce dernier postulat, en précisant que température et humidité ne semblent pas affecter le collage au niveau dentinaire (41).

F. Hygiène

Un patient avec une hygiène non satisfaisante contre-indique les traitements par collage, voire même les traitements fixes (42). Le traitement proposé doit être adapté au niveau de l'hygiène orale du patient (43).

G. Tabac

Les colorations marginales sont significativement plus susceptibles de se produire chez les patients fumeurs que chez les non-fumeurs. (44) C'est une contre-indication relative qui doit faire l'objet d'une information claire au patient.

H. Malpositions, surplomb excessif

Des axes dentaires trop divergents contre-indiquent le traitement par overlays, car il sera difficile pour le clinicien et le prothésiste de rattraper ces défauts d'axes en restant dans des restaurations dites « anatomiques ». De plus, dans cette situation, l'augmentation de la DVO sera rendue plus complexe. Cependant de légers défauts d'axes peuvent être sans conséquence. C'est une contre-indication relative.

Le surplomb d'une RECC ne doit pas dépasser 2mm afin qu'elle ne se retrouve pas dans un porte-à-faux trop important (45) et présente alors un risque de fracture accrue à ce niveau.

V. Principes de préparation

Les préparations pour overlays en céramique de type I et II (sans reconstitution de noyau dentinaire) répondent aux mêmes principes généraux que les préparations pour inlays/onlays céramiques. Ces critères sont notamment imposés par les propriétés mécaniques de la céramique, et dans une moindre mesure par le collage.

A. Dépouille

Les préparations doivent être de dépouille (minimum 10°) (38). C'est un critère aisément réalisable dans le cas de ces overlays car ce sont des préparations dites « à plat ».

Cela permet une bonne intégration de la pièce et surtout un bon écoulement des colles (45).

B. Hauteur

Les types I et II d'overlay suivent les mêmes principes de préparation. La seule variable est l'épaisseur finale de la pièce prothétique.

La hauteur de la préparation est guidée par le défaut de substance initiale et par le contexte occlusal qui peut imposer le recours au type II (ex : bruxisme). Le praticien doit ainsi niveler la préparation en occlusal pour retrouver une homothétie d'épaisseur, afin de minimiser toutes différences d'épaisseurs dans la pièce en céramique.

Dans l'idéal, la préparation doit globalement présenter la même topographie qu'une surface occlusale (46) :

- des sommets émoussés correspondant aux cuspidés ;
- une gorge centrale et des gorges accessoires, correspondant aux sillons central et accessoires ;
- un pourtour amélaire plus cervical que les sommets, correspondant aux pentes cuspidiennes externes.

Dans les cas d'usure généralisée, une procédure clinique basée sur les masques postérieurs (*mock-ups*) est nécessaire pour relever tout d'abord la dimension verticale d'occlusion (26). Ces masques postérieurs font suite à la validation d'un premier masque antérieur destiné à valider le projet sur le plan esthétique (21).

Lorsque le projet esthétique et fonctionnel est validé, les préparations sont réalisées à travers les masques. Dans le secteur postérieur, des fraises à butées d'enfoncement sont utilisées afin de créer des lignes traversant de part en part le masque et les tissus restants de la face occlusale. Ces tracés sont rejoints grâce à une fraise de préparation

spécifique (Occlusoshape, Komet) utilisée de façon orthogonale. L'ensemble est lissé à l'aide d'une fraise de finition à grains fins, en veillant à ne laisser aucune arrête ou angle aigu qui pourrait fragiliser la céramique.

C. Forme des limites

Aucun chanfrein ne doit être imprimé au niveau des bords externes de l'émail. Au contraire, des limites nettes et perpendiculaires aux surfaces existantes doivent être respectées dans le but de ne pas créer de fines épaisseurs de céramique en « lames de couteaux », favorables au *chipping* de la céramique (38).

Un congé, si nécessaire, peut être imprimé à condition que les angles internes soient arrondis (congé sous forme d'épaulement à angle interne arrondi), afin de ne pas créer de contraintes internes dans la céramique (9). Ce congé peut s'effectuer sur une ou plusieurs faces, là où il est requis.

Dans le cas d'une forte demande esthétique, un congé vestibulaire peut être abaissé au niveau gingival pour masquer le joint de collage. Cette pièce est dénommée veneerlay (contraction d'*overlay* et de *veneer* – facette en anglais) (1, 9, 38). L'ajout d'une facette vestibulaire n'entraîne pas d'amélioration ou de diminution de la résistance mécanique (47).

D. Point de contact

Au niveau des zones proximales, une préparation sous le point de contact facilite le travail du laboratoire en ce qui concerne la séparation des *dies* sur les modèles en plâtre. Cela permet également une élimination des excès de collage plus aisée (45).

Mais pour éviter un délabrement inutile des surfaces proximales, le point de contact peut être conservé. Dans ce cas, lors de l'empreinte, une bande matrice métallique peut être insérée entre les dents et emportée dans l'empreinte afin de faciliter la séparation des *dies* par le laboratoire, à l'instar de ce qui peut être nécessaire lors d'une empreinte pour facettes antérieures (48).

La céramique non-soutenue dans cet espace inter-proximal ne doit pas dépasser 2 mm (38). Si nécessaire la reprise de la restauration de la dent adjacente est effectuée pour fermer le point de contact. Sinon, l'espace peut être laissé ouvert afin de faciliter le passage de brossettes interdentaires pour le nettoyage de la zone (45).

VI. Provisoire

Comme toutes provisoires, elles font office de protection dentaire notamment dentinaire face à une percolation bactérienne, de barrière face aux sensibilités, et rétablissent la morphologie que ce soit au niveau proximal (point de contact) ou occlusal (occlusion). Elles ont un rôle fonctionnel et esthétique.

Dans les reconstructions globales avec perte de dimension verticale d'occlusion, la pose de pièces provisoires permet, en plus, de conserver la nouvelle hauteur validée avec les masques.

Elles sont réalisées en résine bis-acryl temporaire, avec une clé en silicone issue du wax-up du projet esthétique et fonctionnel initial.

VII. La céramique

Les céramiques dentaires sont toutes aptes au collage mais à des forces d'adhésion variables. Cela est lié à leur composition (charges et structures) et aux possibilités de traitements de leurs surfaces.

Ainsi, les vitrocéramiques de haute résistance, compatibles avec un collage de forte adhérence sont indiquées pour ces overlays, qui sont des pièces prothétiques fines et soumises à des charges importantes. Les vitrocéramiques à base de disilicate de lithium (e.Max®, Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Liechtenstein) et celle à base de silicate de lithium et de nanocharges de céramiques denses (Celtra®, Dentsply Sirona, York, USA, et Suprinity®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Allemagne) sont envisageables pour ces travaux.

Les épaisseurs minimales des pièces de céramique sont établies par les fabricants. Cependant des travaux plus fins que ces recommandations ont été testés (49-51) et

même réalisés cliniquement sous certaines conditions (46) (voir II.A.1). C'est ce que ce travail cherche à démontrer.

Par rapport aux overlays usinés en composite renforcé (Cerasmart®, GC Corp., Tokyo, Japon), ceux en céramiques présentent des avantages :

- une plus forte rigidité (module de Young plus élevé) ;
- une intégration esthétique plus durable dans le temps ;
- une morphologie occlusale, des contacts occlusaux, et ainsi une dimension verticale d'occlusion, conservés plus longtemps.

Au niveau de la fabrication des pièces en céramiques, plusieurs études suggèrent que la méthode pressée est supérieure à la CFAO, tant du point de vue de l'adaptation des pièces à la préparation (52) que de la résistance mécanique (53).

VIII. Taux de survie

Un certain nombre d'études *in vitro* existent, mais rares sont celles qui traitent d'un nombre conséquent de restaurations. Peu d'études cliniques (*in vivo*) ont été réalisées aujourd'hui, mais un taux de survie moyen de 3 à 12 ans de 90% est rapporté quel que soit le type de céramique utilisée, que les pièces en céramique soient pressées ou usinées (**Tableau I-4**).

Cette faible disponibilité de littérature, s'explique par le fait que les restaurations ne sont proposées que depuis peu, ainsi peu de suivi clinique à long terme est disponible. De plus, l'évolution permanente des matériaux, et en particulier des systèmes adhésifs et des céramiques renforcées, peut expliquer un taux de survie beaucoup plus faible, pour les deux plus anciennes études (54, 55) et celle de 2010 (56). L'étude de 2017 concerne des étudiants en chirurgie dentaire de Bâle en cours de formation clinique, ce qui pourrait expliquer un taux de survie plus faible également.

IX. Les échecs

Les principaux échecs rapportés concernent des fractures de la pièce prothétique, suivies ou non de complications endodontiques (pulpite ou nécrose après collage notamment), de caries secondaires et/ou également de décollement (mise en cause des procédures de collage) (32, 57). Il est également cité des colorations (échec relatif) et des délaminations au niveau du joint de collage (58).

Tableau I-4 : Taux de survie clinique des overlays en céramique

Année de publication	Auteurs	Période d'observation (années)	Nombre d'échantillons	Matériaux utilisés	Taux de survie (%)
2001	Van Dijken et al. (54)	4,9	182	IPS Empress®	82,9
2003	Wagner et al. (55)	7,0	42	IPS Empress®	81
2007	Federlin et al. (59)	3,0	28	Vita Blocs Mark II® CAD	93,1
2010	Van Dijken et al. (56)	12,6	252	IPS Empress® Esthetic	75,9
2012	Arnetzel et al. (60)	7,75	286	VITA Blocs Mark II® CAD	96,5
2012	Murgueitio et al. (61)	3,0	210	IPS Empress®	96,7
2013	Guess et al. (53)	7,0	40	IPS Empress® CAD	97
			40	IPS e.max® Press	100
2017	Bühler et al. (62)	5,0	77	IPS Empress®	86 (étudiants)

Il est à noter que l'on ne retrouve pas de complications sévères, c'est-à-dire qu'aucune étude ne relève de fracture dentaire (57, 63). La conservation de la dent sur l'arcade après un échec par overlay semble peu compromise.

Les échecs de ces restaurations par overlays sont ainsi facilement gérables par réfection de ces dernières. Au préalable quelques retouches de la préparation peuvent être réalisées : angles internes vifs à adoucir, réduction de surplombs trop importants, adaptation préparation-restauration plus intime, etc.

Partie II

Analyse par les éléments finis

I. Le CBCT

A. Avant-propos

L'originalité de cette étude réside dans le fait que l'acquisition est effectuée à l'aide d'un CBCT (*cone beam computed tomography*). Habituellement, les modèles des études ayant recours à la méthode des éléments finis sont numérisés par un MicroCT, mais cet appareil radiographique, bien que plus précis (20 μm de définition), n'est que trop peu répandu.

L'avantage d'un CBCT est qu'il tend à être présent dans de plus en plus de cabinets dentaires, qu'ils soient tournés vers l'implantologie, l'endodontie, ou tout simplement vers l'omnipratique. Bien que leur définition soit plus faible que celle d'un microCT, les appareils à faisceau conique actuels oscillent autour des 70 μm pour les plus précis. Cette définition est en réalité suffisante pour le travail que nous réalisons, car la résolution minimale que nous nécessitons pour ce travail est l'épaisseur de couche de colle, qui est plus importante que ces 70 μm .

B. Principes acquisition (64, 65)

La tomographie volumique par faisceau conique (TVFC) ou *cone beam computed tomography* (CBCT) en anglais, diffère du scanner par son principe d'acquisition. Le faisceau de rayons X est à angle ouvert, de géométrie conique, afin de réaliser une image de projection. La source de rayons X n'effectue qu'une seule rotation autour du volume étudié (**Figure II-1**). Le faisceau est pulsé et non continu, comme la plupart des scanners. Ces caractéristiques propres lui permettent de réduire la vitesse d'acquisition et les irradiations, comparativement au scanner.

Le CBCT permet d'obtenir un nombre arrêté de projections coniques grâce au capteur numérique. Ces projections sont donc obtenues sous différents angles de vue autour du volume étudié. Après la rotation, les images numérisées obtenues, initialement réparties selon la trajectoire circulaire de l'appareil, sont traitées par des algorithmes qui permettent la reconstruction primaire du volume selon les voxels. Ces derniers ont

la particularité d'être isotropiques (même taille d'arrête quelle que soit la direction) donc cubique, contrairement au scanner dont les voxels sont anisotropiques, et donc des parallélépipèdes. Cette caractéristique du CBCT autorise moins de déformation au moment de la reconstruction, en comparaison du scanner. Au terme de cette acquisition, le logiciel sort des reconstructions 2D selon les coupes verticales, transversales et sagittales.

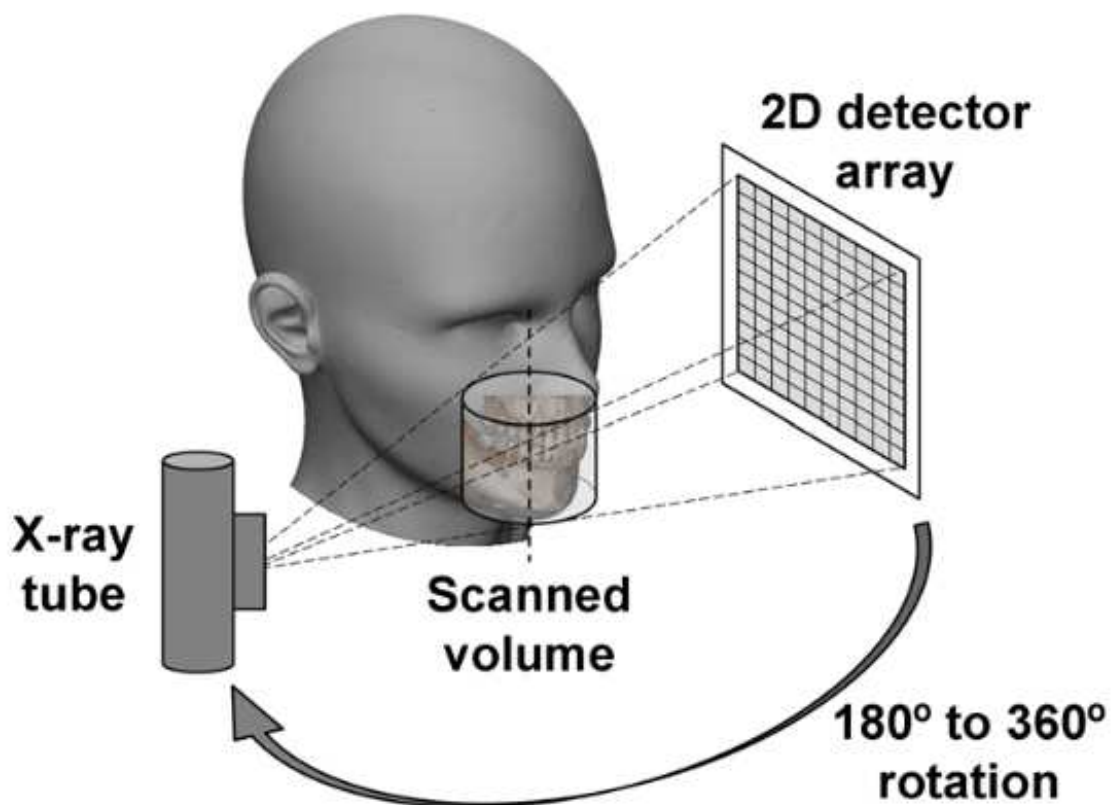


Figure II-1 : Principe d'acquisition d'un CBCT

Technical aspect of CBCT, R. Pauwels et al. (65)

Le format de volume exportable intéressant est le DICOM (pour *Digital Imaging COmmunication in Medicine*), qui contient des images reconstruites dans le plan axial. L'avantage des voxels isotropiques est également d'obtenir une reconstruction dans un autre axe que celui de l'acquisition.

C. Caractéristiques de l'image Cone Beam (66, 67)

1. Le champ de vue (FOV = Fields Of View)

Le champ de vue correspond à la zone concernée par l'acquisition. Elle décrit typiquement un cylindre de grand axe vertical contenant la zone à numériser, les patients étant debout ou assis (plus rarement couché).

Les appareils disponibles actuellement sont de trois types en fonction du champ de vue :

- les appareils à champ réduit (ou petit champ) de 8 cm de côté maximum : leur résolution est plus précise du fait du champ réduit, ce qui les rend intéressant pour l'endodontie ;
- les appareils à champ large (ou grand champ) à 15 cm de côté minimum : leur définition est réduite mais leur large champ leur permet une acquisition des maxillaires, incluant les articulations temporo-mandibulaire voire même de l'ensemble du massif facial. Par reconstruction informatique (reconstruction secondaire), ils permettent généralement un « zoom » sur un secteur particulier ;
- les appareils à champ moyen : ils se situent entre les deux précédents donc de 9 à 14 cm de côté.

L'évolution actuelle tend vers un agrandissement du champ des appareils à champ réduit tout en conservant la même résolution, et vers une reconstruction en petit champ de meilleure résolution pour les appareils à grand champ.

2. La matrice de reconstruction

La matrice de reconstruction définit la taille des pixels en fonction du champ de vue. Elle est d'autant plus grande que les pixels sont petits. En règle générale, celle-ci est fixée à 512x512, mais les appareils les plus récents peuvent disposer d'une matrice de 1024x1024.

Chaque pixel représente, par l'échelle de gris défini par la fenêtre, la densité d'une unité de volume qu'est le voxel.

3. La résolution spatiale

La résolution spatiale est la capacité du système à différencier deux structures proches. La résolution spatiale d'un CBCT est supérieure à celle du scanner, ces voxels isotropiques peuvent descendre à 70 μm d'arrêt.

Pour améliorer cette résolution spatiale, il est possible de :

- diminuer la taille du champ de vue et/ou augmenter la taille de la matrice : les voxels seront ainsi plus petits ;
- augmenter la tension (kV) ;
- diminuer l'épaisseur des reconstructions.

Cependant les modifications de ces paramètres résultent d'un compromis. En effet, la réduction du pixel entraîne une baisse du rapport signal sur bruit (rapport S/B) et l'augmentation de la tension « durcit » le faisceau de rayon X, conduisent dans les deux cas à une diminution de la résolution en contraste.

Le durcissement d'un faisceau rayon X est le phénomène par lequel ses rayons de plus basses intensité sont atténués prioritairement lors du passage d'un objet de forte densité. Cela conduit à des plages de perturbations hypodenses (zones et bandes d'ombre) centré autour de l'objet à forte densité.

4. La résolution en densité (ou en contraste)

La résolution en contraste est la capacité au système de différencier deux structures de densités proches, c'est-à-dire proches sur l'échelle de gris.

Pour améliorer cette résolution en contraste, il est possible :

- d'augmenter l'intensité du signal (mA) : et inévitablement augmenter la dose d'irradiation ;

- d'augmenter la taille du voxel : soit en augmentant la taille du champ, soit en diminuant la matrice ;
- d'augmenter l'épaisseur des reconstructions.

Ces modifications résultent une nouvelle fois d'un compromis, car cela entraîne une baisse de la résolution spatiale.

Du fait de la taille plus petite des voxels avec un CBCT comparé à un scanner, le rapport S/B diminue. C'est pourquoi l'étude des tissus mous est réservée au scanner, car le CBCT est moins apte à différencier les tissus de densités proches. *A contrario* le CBCT sera réservé pour les tissus durs (os et tissus dentaires notamment).

5. Le rapport Signal sur Bruit (rapport S/B)

La présence de bruits au niveau des images altère leur qualité. Le signal d'une image se doit d'être supérieur au bruit afin que ce rapport soit le plus élevé possible, ce qui témoigne d'une meilleure résolution en contraste, mais également spatiale.

Les bruits peuvent être photonique ou quantique (en rapport avec le phénomène de fluctuation quantique au niveau du faisceau de rayons X), ou systémique (en rapport avec la chaîne de détection, de transmission et de numérisation du signal).

L'amélioration du rapport S/B peut se faire :

- en augmentant l'intensité (mA) : mais conduit à une augmentation de la dose irradiée ;
- en réduisant le bruit du système : amélioration de la qualité des capteurs et/ou de la qualité de la transmission.

II. La méthode des éléments finis

A. Généralités (68-70)

La méthode des éléments finis fait partie du domaine des mathématiques appliquées. C'est une méthode d'analyse numérique utilisée pour résoudre des problèmes d'ingénierie et de physique mathématique (**Figure II-2**).

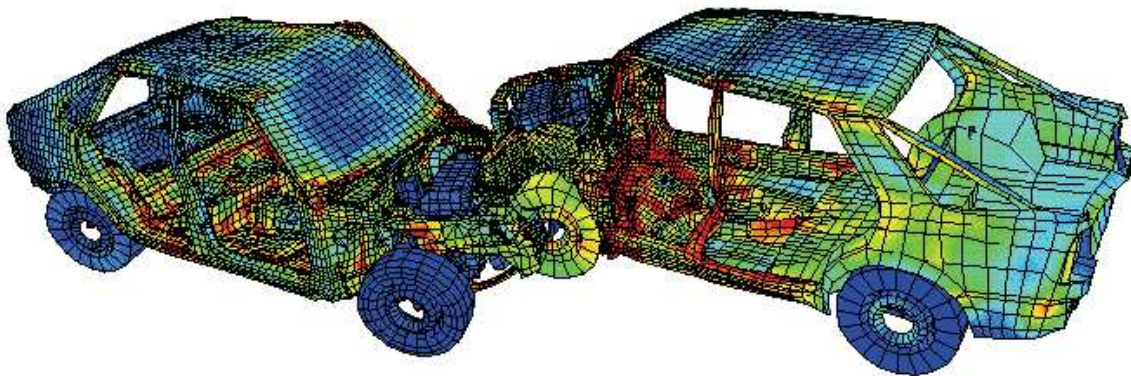


Figure II-2 : Analyse d'un accident de voitures par la méthode des éléments finis. <http://www.tam.northwestern.edu/tb/D26/> Civil Engineering Department, Northwestern University.

Cette méthode permet de poser un algorithme mathématique discret (principe de discrétisation : subdivision d'un problème en plusieurs problèmes homogènes), afin de trouver une solution approchée d'une équation aux dérivées partielles (équation à plusieurs inconnues variables).

Pour simplifier, cette méthode subdivise un problème initial complexe en de nombreuses parties plus simples, qui sont appelées éléments finis. Les équations qui sont appliquées à ces éléments finis sont ensuite rassemblées dans une plus grande équation, qui sera considérée comme la modélisation du problème initial. C'est pour cela que l'on parle d'une solution approchée.

L'intérêt de ce travail réside dans la résolution d'un problème physique en mécanique des solides déformables. Cette simulation permet de comparer différentes épaisseurs,

mais avec des paramètres fixes. Dans ce travail nous cherchons donc à définir une épaisseur minimum pour ce type de reconstruction avec une céramique donnée.

A contrario ce travail pourrait être effectué à épaisseur fixe mais avec des paramètres variables (le type de céramique, de colle, etc.).

B. Principes d'acquisition volumique

Le modèle choisi est scanné dans un CBCT. Il est obtenu un fichier DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine), qui est une norme standard en imagerie médicale. Un fichier DICOM est en réalité une suite de champs, où chaque pixel appartient à un champ particulier. A ce stade là, les logiciels d'imagerie médicale peuvent déjà fournir une image de reconstruction 3D. Il est ainsi nécessaire d'exporter cette reconstruction.

On obtient donc un fichier STL (pour *StereoLithography* ou *Standard Triangle Language*), qui correspond à un nuage de points en trois dimensions de notre modèle.

C. Du volume aux éléments finis

1. Les surfaces paramétriques

Une fois le fichier STL obtenu, l'étape suivante s'effectue avec des formats de CFAO pour arriver aux formats des éléments finis. Le nuage de point du fichier STL est changé de géométrie en utilisant la conception paramétrique, et ainsi le définir par des courbes NURBS (B-splines rationnelles non uniformes), puis des surfaces NURBS, et enfin des surfaces B-rep. Cela correspond à une représentation 3D d'un modèle par sa peau externe.

On obtient un fichier IGES.

2. Le maillage (69, 70)

Cette représentation paramétrique par les surfaces est maillée. Un maillage est composé d'éléments (ou sous-domaine), et suivant la dimension concernée, ces éléments sont reliés par des sommets appelés nœuds, des arrêtes appelés courbes et des faces appelées surfaces (**Figure II-3**).

Ce maillage est la clé de voûte de la méthode des éléments finis, car il définit la forme géométrique de la discrétisation de l'objet analysé (les éléments), sur laquelle on applique des fonctions de bases qui permettent de caractériser le type de champ de déplacement (contraintes et déformations). Un élément fini est donc l'association d'un élément avec les fonctions de bases appliquées à ses nœuds.

Un maillage précis entraîne une solution approchée précise du problème initial (i.e. de l'équation à dérivées partielles). Au contraire, un maillage avec une modélisation pauvre entraîne une approximation trop importante et donc une solution moins proche de la réalité.

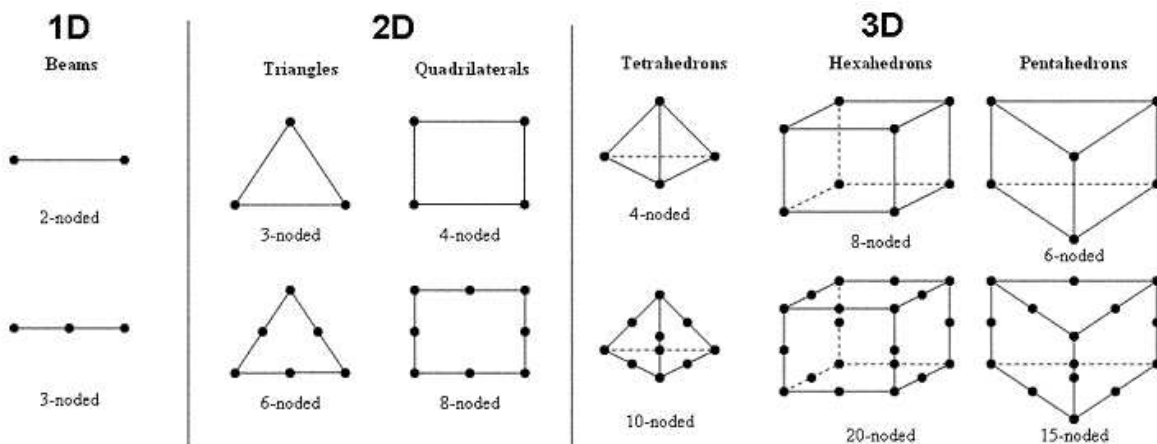


Figure II-3 : Les différentes formes géométriques des éléments en fonction du nombre de dimensions

a. Formes géométriques en 1 dimension

Ces formes sont subdivisées en éléments d'une dimension, c'est-à-dire par des courbes. Entre ces courbes, les frontières communes sont définies par des nœuds.

b. Formes géométriques en 2 dimensions

Ces formes sont subdivisées en éléments de deux dimensions, c'est-à-dire par des surfaces (ou polygones). Entre ces surfaces, les frontières communes sont définies par des nœuds et des courbes.

Ces surfaces peuvent être de deux natures : triangulaires ou quadrangulaires.

c. Formes géométriques en 3 dimensions

Ces formes sont subdivisées en éléments de trois dimensions, c'est-à-dire par des polyèdres (ou polytopes). Entre ces polyèdres, les frontières communes sont définies par des nœuds, des courbes et des surfaces.

Ces polyèdres peuvent être de trois natures : tétraédriques, prismatiques ou hexaédriques.

3. Les fonctions de base

Le but de cette étape est d'approprier une fonction (ou propriété) aux nœuds des éléments. Il y a ainsi autant de fonctions de base par élément que de nombre de nœuds.

Ces fonctions de base représentent le champ de déplacement, qui ici, sont des contraintes et déformations appliquées à nos modèles.

Les matériaux auxquels nous faisons face dans ce modèle sont des matériaux isotropes, c'est-à-dire que les contraintes mécaniques appliquées sont identiques quelque soit la direction. Les contraintes mécaniques des matériaux isotropes sont au nombre de deux (71) :

- le coefficient de Poisson ;
- le module de Young (ou module d'élasticité).

a. Le coefficient de Poisson (ν)

Le coefficient de Poisson est une caractéristique intrinsèque du matériau. Il est sans unité, et est compris entre 0 et 0,5. Il permet de caractériser la contraction d'un matériau isotrope dans la direction perpendiculaire à la force appliquée. Il est sans unité car c'est un rapport entre l'opposé de l'allongement relatif transversal (autrement dit la contraction) sur l'allongement relatif longitudinal.

b. Le module de Young (E)

Le module de Young ou module d'élasticité longitudinale est également une caractéristique intrinsèque du matériau. Il a, comme une contrainte, les dimensions d'une pression donc en pascal (Pa).

C'est une constante qui relie la contrainte de traction ou de compression, et le début de la déformation d'un matériau élastique isotrope. Plus clairement, tant que la contrainte reste sous la limite d'élasticité du matériau, elle n'entraîne pas de déformation permanente. Le matériau revient donc à la normale après l'arrêt de la contrainte.

Sa valeur est nécessairement positive : une traction entraîne un allongement, ou une compression entraîne un rétrécissement ; l'allongement relatif étant nécessairement de même signe que la contrainte.

4. Exportation du modèle

Les propriétés sont ainsi appliquées aux matériaux, et ceux-ci sont assignés aux éléments concernés.

A cette étape les éléments finis sont donc modélisés. L'analyse du modèle complet est démarrée et à son issue, un fichier au format BDF (*Bitmap Distribution Format*) est créé.

D. Calcul

1. Conditions aux limites

Cette étape s'effectue par un logiciel de calcul appelé également Solveur. Les données issues du maillage et de l'application des fonctions sont importées.

Les contacts entre les différents matériaux sont définis, puis les conditions aux limites sont établies.

Toutes les valeurs et paramètres sont ainsi posés, et le calcul peut être lancé. Cette étape se réalise automatiquement par le solveur.

Enfin, les résultats obtenus sont analysés.

2. Contraintes de von Mises

Le solveur calcule la déformation de chaque élément dans les 3 directions de l'espace (x, y, z) en fonction de la direction de la force appliquée, et des fonctions de bases associés aux éléments.

Ainsi il existe 6 directions de déformation :

- Les contraintes normales (compression et traction suivant la direction) selon l'axe x, y, z ;
 - σ_x ,
 - σ_y ,
 - σ_z .
- Les contraintes de cisaillement selon les plan xz, xy et yz ;
 - T_{xy} OU T_{yx} ,
 - T_{xz} OU T_{zx} ,
 - T_{yz} OU T_{zy} .

Pour simplifier l'analyse des résultats, les contraintes sont rassemblées en une : la contrainte de von Mises. Cette dernière est dénué de signe, il est ainsi impossible de savoir si la contrainte est en traction ou en compression. Mais cela permet une analyse rapide du lieu d'application des contraintes dans toutes les directions de l'espace.

C'est en quelque sorte la moyenne de toutes les contraintes normales et de cisaillement.

Les contraintes équivalents de von Mises sont utilisés en analyse des matériaux, notamment des métaux, car c'est une bonne méthode pour l'analyse de la fatigue de ces derniers (travail cyclique).

Partie III

Matériels et méthodes

I. Choix du modèle

Notre modèle choisi est une première molaire mandibulaire gauche 36 indemne de toute carie ou obturation (**Figure III-1**).



Figure III-1 : Photo de notre modèle - 36

II. Numérisation du modèle

La dent est scannée dans le CBCT (ProMax ® 3D s, Planmeca, Finlande) de l'unité fonctionnelle de radiologie dentaire (UF 8607) du pôle de Médecine et Chirurgie Bucco-Dentaire des Hôpitaux Universitaire de Strasbourg. Les paramètres d'acquisition sont les suivants :

- Tension : 90 kV ;
- Intensité : 14 mA ;
- Temps d'exposition : 15,003 s ;
- Taille du champ : diamètre 5,0 * 5,0 cm (soit 668 * 668 * 668 vx) ;
- Taille des voxels (vx) : 75 µm.

Ces paramètres sont ceux utilisés lors de la réalisation de clichés 3D nécessaires pour l'endodontie notamment. Ils permettent une discrimination forte de deux tissus de densité proche (émail et dentine) tout en conservant une taille de voxel faible pour une meilleure résolution. Ceci n'est possible qu'en augmentant l'intensité, et donc la dose de radiation délivrée.

Afin d'éviter un artefact radiographique dû à la forte différence de contraste entre l'air (totalement radio-clair) et la dent (fortement radio-opaque), celle-ci a été au préalable immergée dans un gobelet d'eau.

Le fichier obtenu est au format DICOM, correspondant à une série de planches en 2D aisément restructuribles en 3D avec n'importe quel logiciel d'imagerie médicale (**Figure III-2**).

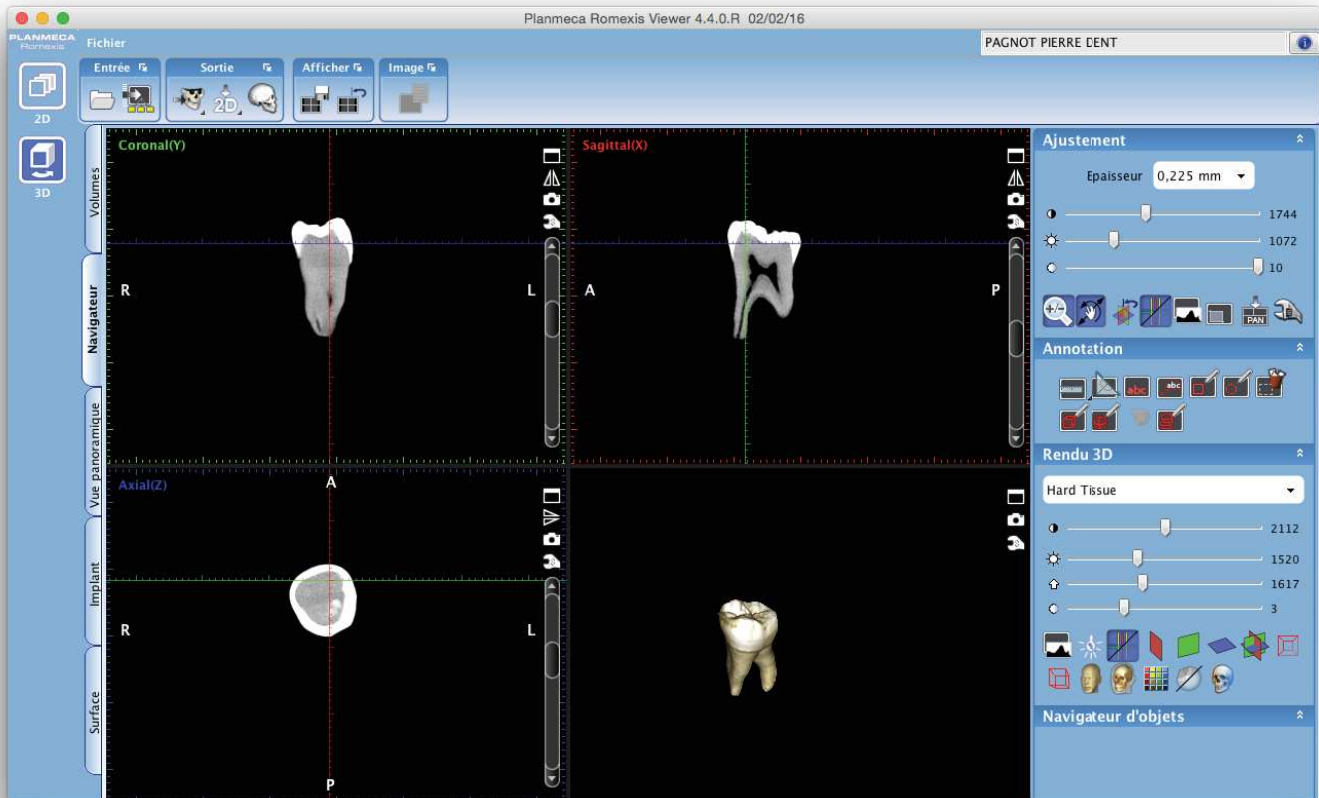


Figure III-2 : Capture d'écran de Romexis Viewer 4.4.0.R, Planmeca® - Acquisition de notre modèle

Ce fichier est édité grâce à 3D Slicer (USA, <http://www.slicer.org/>), un logiciel d'édition open source d'imagerie médicale (72). On travaille sur les planches 2D selon les trois axes x, y et z, ainsi que leurs plans respectifs : plan coronal (ou frontal), plan sagittal et plan transversal (ou horizontal ou axial). La représentation 3D est automatiquement créée par le logiciel mais il n'est pas possible de la travailler directement.

En premier lieu, il convient de réduire le champ de l'image pour le cantonner uniquement à la dent. Puis à l'aide d'un seuillage suivant l'échelle des gris, l'émail et la dentine sont isolés dans deux groupes différents, appelés ROI pour *Region Of Interest* (**Figure III-3**). Sur cette échelle de gris, le logiciel assimile une très fine couche externe à l'émail comme étant de la dentine. Cet artefact radiographique est dû à l'importante différence de densité entre la dent et l'eau dans laquelle elle est

immergée. Cet artefact doit être supprimé pour revenir à un modèle en adéquation avec la réalité.

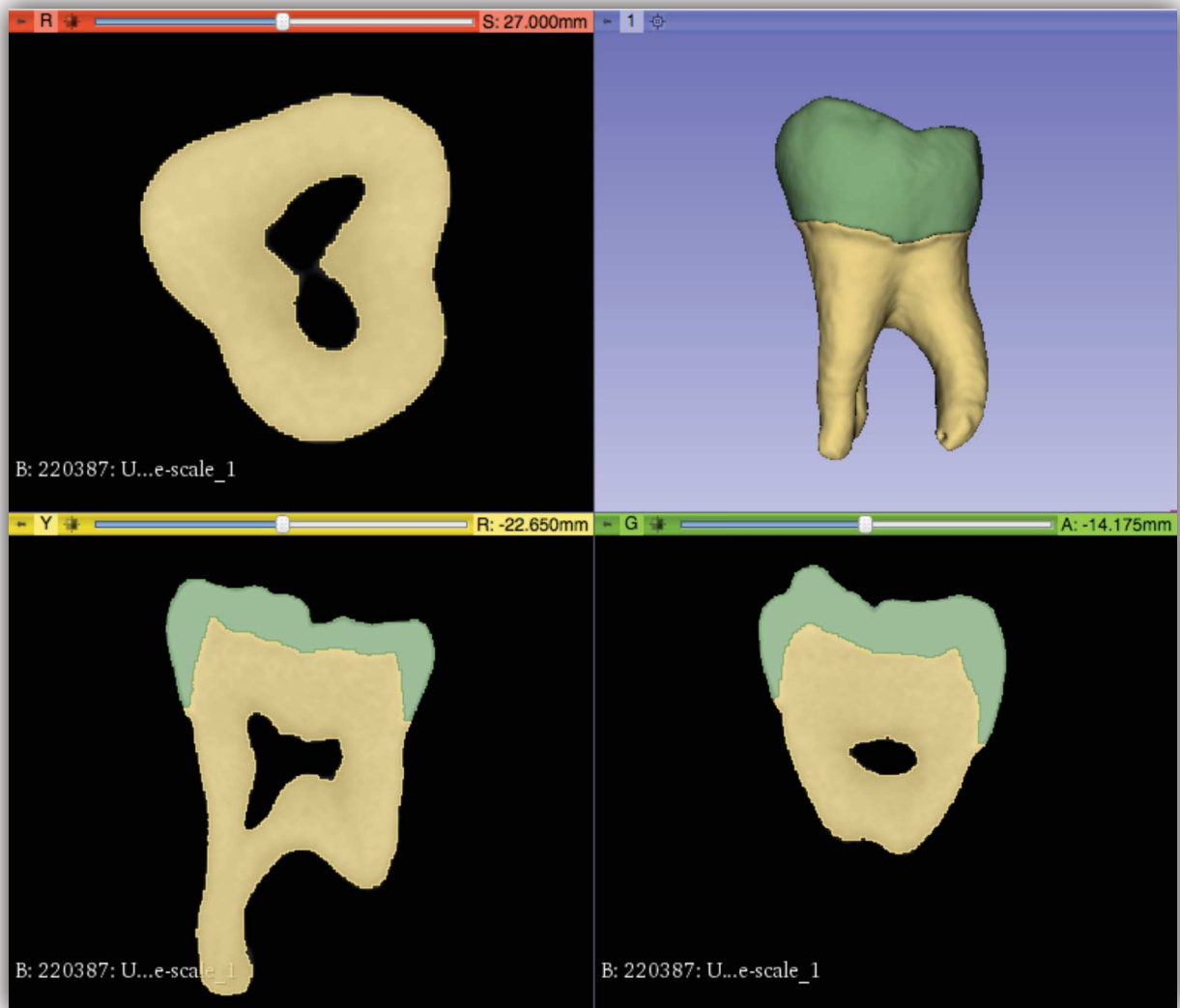


Figure III-3 : Capture d'écran de 3D Slicer 4.7.0, <http://www.slicer.org/> - Champ tronqué, émail (vert) et dentine (jaune) séparés selon l'échelle des gris

Le modèle étant lissé, l'émail et la dentine étant séparés, l'exportation des fichiers émail et dentine peut être réalisé. Ces deux fichiers sont au format STL.

Ce dernier est en réalité un nuage de points reliés « artificiellement » pour former de très nombreux triangles, ce qui permet de visualiser l'objet en 3D plus aisément (**Figure III-4**).

Un fichier STL de la dent « entière » est également exporté.



Figure III-4 : Capture d'écran de *GLC_Player*, <http://www.glc-player.net/fr/link.php>

III. Les éléments finis

A. Création des surfaces paramétriques

Les fichiers STL sont importés dans le logiciel Geomagic Studio 12 (Geomagic GmbH, Germany). Ce logiciel permet de créer des surfaces paramétriques à partir des nuages de points des fichiers STL.

1. Création des surfaces paramétriques de l'émail original

Le fichier STL de l'émail est importé. Ce logiciel permet de créer des surfaces entre les nuages de points. Deux solutions sont possibles :

- Une création des surfaces automatiques : le logiciel analyse et crée automatiquement les surfaces ;
- Une création étape par étape, avec des modifications manuelles possibles à chacune des étapes ;
 - détection des contours,
 - construction des patchs,
 - construction des grilles,
 - constructions des surfaces.

Le choix s'est porté sur une création étape par étape pour créer des surfaces de taille similaire entre l'émail et la dentine, et également pour la coupe d'overlay qui provient d'un autre modèle.

Un parasolide de l'émail est finalement obtenu. Le format est en IGES pour *International Graphics Exchange Standard*.

2. Création des surfaces paramétriques de la dentine originale

Au niveau de la dentine, une coupe plane est effectuée selon un plan transversal (plan xy) entre la zone cervicale et la zone de furcation radiculaire. Cette étape bien que non nécessaire pour la simulation, permet de réduire le volume de la dentine, et donc le nombre d'éléments finis, dans le but de réduire la durée des futurs calculs. Il convient simplement de s'assurer que le volume de la dentine est bien clos une fois la coupe réalisée.

Puis les mêmes étapes manuelles réalisées avec l'émail, sont utilisées pour créer le fichier IGES de la dentine.

3. Création des surfaces de la base d'overlay

Le fichier STL de la dent originale est importé. Une coupe plane (plan xy) est effectuée juste en occlusal de la zone cervicale. Toute la partie radiculaire est supprimée et le

modèle « coronaire » est fermé. Il est nommé « base d'overlay » car il servira à créer les overlays selon les différentes épaisseurs.

A l'instar de l'émail et de la dentine, les surfaces sont créées étape par étape. Un fichier IGES de la dent tronquée est finalement obtenu.

4. Création de la coupe

Un modèle STL d'une dent de sagesse mandibulaire préparée d'une façon à recevoir un overlay est également importé. La surface occlusale est relativement plate et lissée : elle est réduite en hauteur et suit le relief global d'une dent saine, c'est-à-dire que les sommets et les fosses de la dent préparée correspondent respectivement aux pointes cuspidiennes et aux sillons d'une dent saine.

Les surfaces sont créées comme précédemment, et un fichier IGES est obtenu.

Le fichier IGES est importé dans Geomagic Studio 12. Les surfaces non désirées sont sélectionnées puis supprimées. Ainsi le modèle est tronqué : seule la surface la plus occlusale de cette dent de sagesse mandibulaire est conservée, soit uniquement la forme de la préparation, sans épaisseur.

Le fichier IGES de la dent est également importée afin d'orienter la coupe obtenue précédemment par rapport à la dent. Elle est ainsi placée au niveau de la fosse centrale de la surface occlusale. Elle est agrandie et orientée dans la bonne direction (selon l'axe de la 36).

Le fichier de la coupe est enregistré et sert de point de départ pour les différentes épaisseurs.

B. Création des modèles suivant les épaisseurs

Les fichiers IGES de la coupe, de l'émail original, de la dentine originale et de la base d'overlay sont importés une nouvelle fois dans le logiciel (i.e. Geomagic Studio 12). Ceci va permettre d'utiliser la fonction « couper à l'aide d'un polygone » puisque les « objets » sont maintenant tous des parasolides. La coupe d'overlay, placée de base

au niveau de la fosse centrale, est abaissée selon l'axe z de la hauteur souhaitée (0,5 – 1 – 1,5 – 2 mm).

1. Création de l'overlay, de l'émail et de la dentine

Pour la création du modèle d'overlay de 2 mm d'épaisseur, la coupe est ainsi abaissée de 2 mm selon l'axe z.

La base d'overlay est coupée et la partie supérieure est conservée.

En ce qui concerne la dentine et l'émail, la coupe est abaissée une nouvelle fois de 0,1 mm selon l'axe z afin de laisser cette épaisseur pour le polymère de collage. L'émail et la dentine sont coupés et les parties inférieures sont conservées.

A l'issue de cette étape, 3 fichiers IGES sont obtenus :

- « email20 » pour l'émail résiduel ;
- « dentine20 » pour la dentine résiduelle ;
- « overlay20 » pour l'overlay.

Cette étape est réalisée pour les autres épaisseurs également.

Il est à noter que pour l'overlay de 0,5 mm d'épaisseur, la coupe n'intéresse pas la dentine. Ainsi le fichier IGES de la dentine originale est utilisée.

2. Création de la colle

Dans le logiciel Geomagic Studio 12, les fichiers IGES de la base d'overlay et de la coupe sont importés une dernière fois.

La coupe est abaissée de 2 mm selon l'axe z. Ainsi la base d'overlay est coupée, et la partie inférieure est conservée.

La coupe est à nouveau abaissée de 0,1 mm selon l'axe z car l'overlay a un axe d'insertion uniquement vertical depuis la face occlusale. La base d'overlay est coupée et cette fois-ci, seule la partie supérieure est conservée.

Il reste ainsi de la base d'overlay, une couche de 0,1 mm d'épaisseur correspondant à la couche du polymère de collage.

L'épaisseur idéal du polymère de collage étant comprise entre 50 et 100 microns (73), cette dernière est choisie arbitrairement afin de faciliter les manipulations informatiques et de conserver cette donnée définie dans des travaux antérieurs (74).

Cette colle est importante dans la simulation car c'est un matériau dit « fragile », qui joue le rôle d'amortisseur.

Le fichier IGES est enregistré sous le nom « Colle20 ».

Cette manipulation est effectuée également pour les autres épaisseurs.

C. Création des solides « email », « dentine », « overlay » et « colle »

Les prochaines étapes de cette partie sont réalisées pour chaque épaisseur d'overlay étudié.

1. Importation des fichiers

Les fichiers IGES sont importés dans Patran 2010 (MSC Corp., Germany). Ce logiciel permet de créer le maillage et d'y appliquer des fonctions. En somme, il permet de créer les éléments finis.

Les fichiers « email », « dentine », « colle » et « overlay » sont importés sous forme de parasolides, après avoir définis le millimètre comme unité de travail lors de cette importation.

2. Solide « émail », « dentine », « overlay » et « colle »

Chaque fichier est importé dans son groupe (**Figure III-5 & III-6**) :

- groupe « émail » pour l'émail (couleur verte) ;
- groupe « dentine » pour la dentine (couleur rouge) ;
- groupe « colle » pour le polymère de collage (couleur jaune) ;
- groupe « overlay » pour l'overlay (couleur noire).

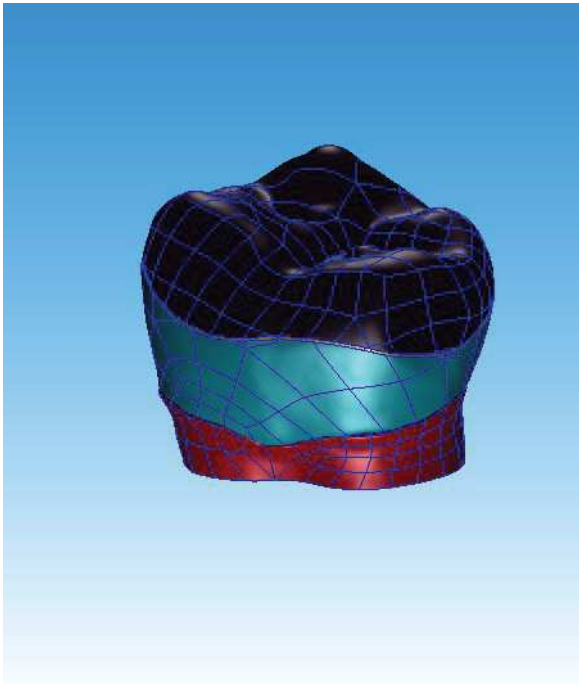


Figure III-5 : Capture d'écran de Patran 2010, MSC Corp. Modèle entier.

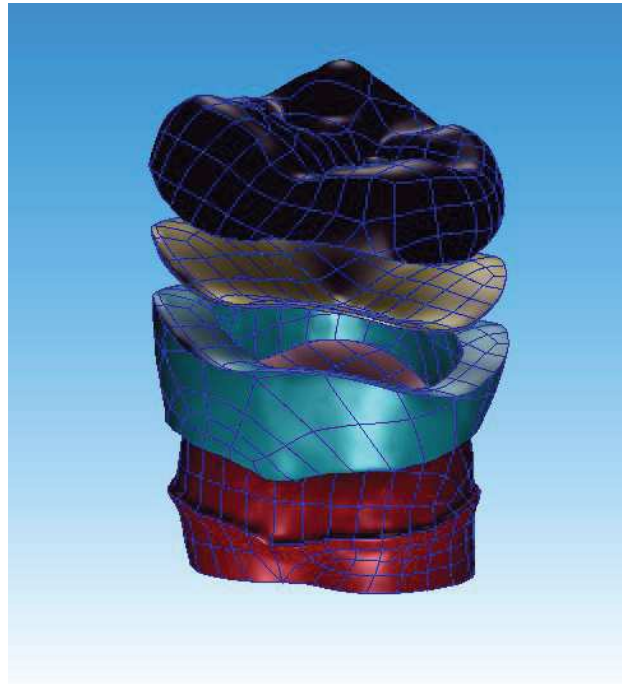


Figure III-6 : Capture d'écran de Patran 2010, MSC Corp. Modèle en vue éclatée.

D. Création des éléments finis

1. Création du maillage

a. Maillage des interfaces en 2D

Les surfaces de contact (colle-céramique, colle-émail, colle-dentine et émail-dentine) sont très importantes pour la simulation, car les tissus dentaires et de reconstructions

doivent être parfaitement en contact, sous peine de ne pas transmettre correctement les contraintes, voire même de rendre le calcul impossible.

Il est choisi de ne créer que des éléments de même longueur afin de limiter les biais de l'expérience. L'estimation automatique de la longueur d'arrêt n'est donc pas utilisée.

i. Interface colle-céramique

La surface de la colle qui est en contact avec la céramique, c'est à dire la surface la plus occlusale de la colle, doit être tout d'abord maillée en deux dimensions. Ce maillage est réalisé avec des éléments rectangulaires *Quad4 Hybrid* de 0,2 mm d'arête.

Ce maillage en 2D servira de guide lors du maillage en 3D au niveau de cette interface, afin que les surfaces en contact le soient réellement.

ii. Interface colle-émail et colle-dentine

La surface de la colle qui est en contact avec l'émail et la dentine, c'est-à-dire la surface la plus cervicale de la colle, doit tout d'abord être maillée en deux dimensions. Ce maillage est réalisé avec des éléments rectangulaires *Quad4 Hybrid* de 0,2 mm d'arête.

Ce maillage en 2D servira de guide lors du maillage en 3D au niveau de cette interface, afin que les surfaces en contact le soient réellement.

iii. Interface émail-dentine

La surface de l'émail en contact avec la dentine, c'est à dire sa surface interne, doit tout d'abord être maillée en deux dimensions. Ce maillage est réalisé avec des éléments rectangulaires *Quad4 Hybrid* de 0,2 mm d'arête.

Ce maillage en 2D servira de guide lors du maillage en 3D au niveau de cette interface, afin que les surfaces en contact le soient réellement.

b. Maillage des solides en 3D

Le passage des solides en éléments les divise en milliers d'éléments 3D. La forme choisie est tétraédrique *Tet4* (pyramide à 4 coins), toujours dans le logiciel Patran 2010, car ce sont les éléments tridimensionnels les plus simples et les contraintes et déformations qui y sont appliquées sont constantes au sein de chaque élément.

Chaque solide est ainsi maillé un à un séparément. Les maillages en 2D des interfaces servent de support au maillage en 3D, et également de frontière pour que les éléments ne se chevauchent pas entre les différents tissus. Ces maillages en 2D préalables augmentent donc la précision et limitent les erreurs.

La forme rectiligne des éléments tétraédrique induisant une géométrie « en facette », pour diminuer ces écarts, une augmentation du nombre d'éléments, en diminuant leur taille, est nécessaire. Les solides sont ainsi maillés en trois dimensions avec des éléments *Tet4* de 0,2 mm d'arrête. Suivant les épaisseurs, le nombre d'éléments 3D par groupe diffère, et leur répartition est décrit dans le tableau suivant (**Tableau III-1**).

	0,5	1,0	1,5	2,0
Email	195 157	153 694	121 290	89 795
Dentine	329 211	326 757	312 155	288 717
Colle	13 610	15 162	16 302	16 599
Céramique	71 627	115 846	162 094	220 675

Tableau III-1 : Nombre d'éléments finis 3D par matériaux en fonction de l'épaisseur de la reconstruction

2. Appropriation des fonctions de bases

Cette dernière étape dans le logiciel Patran 2010 permet d'appliquer une fonction aux nœuds des éléments 3D de chaque groupe indépendamment les uns des autres. C'est cette caractérisation mécanique des éléments qui les transforme ainsi en éléments finis.

a. L'émail et la dentine

Pour ces deux tissus dentaires des analyses par indentation sont disponibles dans la littérature.

Il en ressort pour l'émail :

- module de Young : $E_{\text{email}} = 84100 \text{ MPa}$ (75, 76) ;
- coefficient de poisson : $\nu_{\text{email}} = 0,33$ (76).

Et pour la dentine :

- $E_{\text{dentine}} = 16690 \text{ MPa}$ (76) ;
- $\nu_{\text{dentine}} = 0,32$ (76).

b. Choix du matériau céramique

Le choix se fait sur du disilicate de lithium appartenant au groupe des vitro-céramiques. C'est la céramique de référence au niveau de ces restaurations globales par overlays car elle offre une résistance mécanique intéressante, une excellente aptitude au collage et une esthétique de haut niveau. Arbitrairement nous décidons d'utiliser les valeurs de IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Liechtenstein) car c'est la céramique vitreuse à base de disilicate de lithium la plus utilisée actuellement pour les restaurations esthétiques en céramique collée.

Les valeurs de l'e.max® sont (d'après les données du fabricant Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lichtenstein) :

- $E_{\text{e.max}} = 95000 \text{ MPa}$;
- $\nu_{\text{e.max}} = 0,24$.

c. Choix du matériau composite

Afin de réaliser une étude comparative avec un matériau autre que la céramique, les calculs sont parallèlement réalisés avec un composite usiné renforcé, le Cerasmart® (GC Corp., Tokyo, Japon). Ce matériau est une résine composite de haute densité contenant des nanoparticules de silice et de verre de baryum pour 71% de son poids (77).

Les valeurs mécaniques du Cerasmart®, issu du fabricant, sont :

- $E_{\text{Cerasmart}} = 8000 \text{ MPa}$;
- $V_{\text{Cerasmart}} = 0,35$.

d. Choix de la colle

Egalement pour des raisons de larges utilisations, nous avons choisis la colle Variolink® II, de chez Ivoclar Vivadent. Elle a aussi notre préférence car c'est un polymère de collage avec des forces de collage très élevées si le protocole d'assemblage est respecté. Les résistances à la traction (cohésion entre le polymère de collage et la céramique) sont de :

- $53,5 \pm 6,6 \text{ MPa}$ à la céramique IPS e.max CAD, du même fabricant, d'après Tian et coll. (78) ;
- $24,25 \pm 1,44 \text{ MPa}$ à l'émail et $21,35 \pm 1,5 \text{ MPa}$ à la dentine d'après Kumari et coll. (79).

Ces forces de collage sont à comparer avec la force de cohésion entre l'émail et la dentine, au niveau de la jonction amélo-dentinaire, qui se situe autour des 50 MPa en traction (80) et autour des 40 MPa en cisaillement (81).

Le Variolink® II colle ainsi fortement sur la céramique, de manière équivalente à *minima* à la cohésion de la jonction amélo-dentinaire, et de manière plus restreinte sur les tissus dentaires.

Les valeurs du Variolink® II sont d'après les données du fabricant (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lichtenstein) :

- $E_{\text{variolink}} = 8300 \text{ MPa}$;
- $\nu_{\text{variolink}} = 0,3$.

3. Analyse

L'analyse du modèle entier est lancée, à l'issue de laquelle un fichier BDF pour *Bitmap Distribution Format* est exporté de Patran 2010.

IV. Préparation des calculs

Le fichier BDF obtenu est importé dans un logiciel appelé Solveur du nom de Marc Mentat 2012 (MSC Corp., Germany). Il permet la résolution des équations de déplacements des nœuds, en calculant les déformations et contraintes internes, qui naissent à l'intérieur d'un objet soumis à une force externe, en fonction du module de Young et du coefficient de Poisson de chaque élément (donc par extension au groupe auxquels appartiennent ces éléments).

A. Orientation des dents selon X, Y, Z

Pour être comparatifs, les modèles de différentes épaisseurs doivent être orientés dans la même direction afin que les conditions de calculs soient identiques. Soit :

- l'axe mésio-distal selon l'axe X ;
- l'axe vestibulo-lingual selon l'axe Y ;
- l'axe cervico-occlusal selon l'axe Z.

Dans notre expérience, les modèles provenant du même modèle original (i.e. même CBCT), ils sont situés aux mêmes coordonnées et donc orientés dans la même direction.

B. Vérification des contacts

Pour une transmission des forces la plus juste possible, il est nécessaire que les matériaux soient en contact intime comme il le sont sur une dent réellement restaurée.

Ces captures d'écran du modèle 2 mm (**Tableau III-2**) nous informent d'un contact parfait entre la céramique et la colle, quasi parfait entre la colle et l'émail (2 éléments de la colle sans contact avec ceux de l'émail), et parfait entre la colle et la dentine. Un contact intime est également présent entre l'émail et la dentine, au niveau des parois dentinaires (pas de contact avec l'émail en occlusal, car il n'y a plus d'émail à ce niveau).

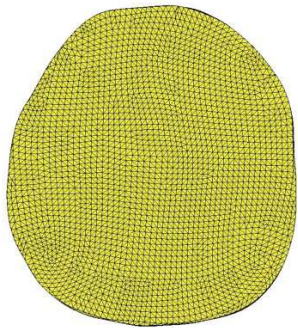
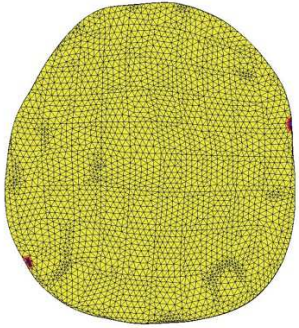
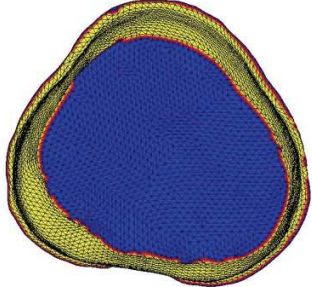
Contact	Overlay-Colle	Colle-Email (périphérie) Colle-Dentine (centre)	Dentine-Email (Périphérie)
Captures d'écran			

Tableau III-2 : Captures d'écran de la vérification des contacts entre les tissus dentaires et de reconstruction (Modèle 4 avec overlay de 2mm d'épaisseur)

C. Conditions aux limites

1. Fixation du modèle

Afin de simuler un attachement ligamentaire, les nœuds les plus apicaux sont « immobilisés ». Cela signifie qu'aucun déplacement n'est autorisé pour ces nœuds. Du fait de la cohésion entre les éléments des différents matériaux, le modèle entier est donc fixé dans l'espace.

Cette étape est primordiale, car sans elle, le modèle entier se déplacerait sous l'effet des forces occlusales.

Un léger biais est ajouté à notre expérience, car *in vivo* la dent possède une laxité ligamentaire.

2. Application des forces occlusales

Les modèles sont testés selon deux forces différentes :

- une force de 160 N, qui représente la force moyenne lors de la mastication (82, 83) ;
- une force 800 N, qui s'approche des plus grandes valeurs que l'on peut retrouver chez l'être humain (84), dans le cas d'un homme bruxomane par exemple.

Le point d'application de ses forces est divisé en trois pôles, que P.K. Thomas nommait le tripode occlusal (85). L'expérience est réalisée avec 30 nœuds d'application de la force, soit 10 nœuds par pôle. La force appliquée à chaque nœud est égale à la force de mastication choisie (160 ou 800 N) divisée par 30 (le nombre de nœuds d'application). L'orientation de la force est uniquement verticale.

Partie IV

Résultats et discussions

I. Résultats

A. Introduction

Tous les calculs ont ainsi été réalisés. Lors de ces phases de calcul, tous les éléments finis 3D de chaque constituant dentaire et prothétique étaient présents. Cependant pour une analyse des résultats plus lisibles, il est possible d'isoler *a posteriori* les groupes d'éléments. Ceux qui nous intéressent sont le polymère de collage et la pièce prothétique.

Les captures d'écran des contraintes de traction et des déformations élastiques de traction des différents modèles sont disponibles en annexe.

1. Rappels des modèles étudiés

Il existe quatre modèles différents, avec chacun deux forces occlusales différentes (160 et 800 N) et deux matériaux prothétique différents (IPS e.max® pour la céramique ou Cerasmart® pour le composite), soit quatre calculs par modèle.

Les différents modèles étudiés sont :

- le modèle avec overlay de 0,5 mm d'épaisseur (Modèle 1) ;
- le modèle avec overlay de 1 mm d'épaisseur (Modèle 2) ;
- le modèle avec overlay de 1,5 mm d'épaisseur (Modèle 3) ;
- le modèle avec overlay de 2 mm d'épaisseur (Modèle 4).

Chaque modèle a donc été testé de 4 façons différentes :

- avec un overlay en céramique et une charge de 160 N ;
- avec un overlay en céramique et une charge de 800 N ;
- avec un overlay en composite et une charge de 160 N ;
- avec un overlay en composite et une charge de 800 N.

Ces quatre différents modèles proviennent de la même dent de départ, et ils ont été testés avec les mêmes conditions aux limites et avec les mêmes variables (matériaux

et forces occlusales). Ils sont ainsi mathématiquement et expérimentalement comparables.

2. Echelle

Afin de d'établir une comparaison aisée entre les différents modèles et leurs différents paramètres, la même échelle a été utilisée. Cette échelle correspond à un diagramme de couleurs allant comme suit :

- gris : force inférieure à 0 ;
- bleu : force correspondant aux valeurs les plus faibles ;
- rouge : force correspondant aux valeurs moyennes ;
- jaune : force correspondant aux valeurs les plus fortes ;
- blanc : force correspondant aux valeurs dépassant la limite de l'échelle, qui sont les valeurs maximales.

Les unités de cette échelle sont exprimées en unités de pression, en MPa ou N/mm².

3. Valeurs maximales

Les valeurs maximales des différents modèles sont comparées. Deux comparaisons sont effectuées :

- « intra-matériaux » : les valeurs maximales des contraintes et déformations des différents modèles d'un même matériau sont comparées par rapport au modèle 3 de ce même matériau, qui représente l'épaisseur minimale recommandée par les fabricants (en rouge dans les tableaux) ;
- « intra-épaisseur » : les valeurs maximales des contraintes et déformations des modèles en overlay composite sont comparées par rapport au modèle équivalent en overlay céramique (en bleu dans les tableaux).

4. Matériaux étudiés

a. La céramique

La céramique est un matériau très résistant à la compression. En revanche, elle est moins résistante à la flexion et encore moins à la traction, car ce sont des contraintes qui « ouvrent » les fissures et points de fragilités.

Sa rupture est dite « fragile », ce qui signifie que la céramique fracture sans déformation plastique préalable.

b. Le composite chargé en céramique

Le composite renforcé usiné présente une résistance à la compression plus faible que la céramique, mais une meilleure résistance à la flexion et à la traction.

La rupture à la contrainte est également fragile, avec une ténacité inférieure à celle de la céramique.

c. Le polymère de collage

En ce qui concerne la couche du polymère de collage, les contraintes de traction et les déformations élastiques de traction ont été analysées dans le plan XY et selon l'axe Z.

Ces déformations peuvent également être regroupés dans les contraintes élastiques équivalentes afin d'étudier toutes les contraintes de la colle simultanément.

B. Etude de la céramique

1. Contraintes équivalentes de von Mises

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	521,08 (-3,11)	532,49 (-0,99)	537,81	645,44 (+20,01)
Composite	477,14 (+1,34) (-8,43)	494,48 (+5,02) (-7,14)	470,82 (-12,46)	574,99(+22,12) (-10,92)
800N				
Céramique	2607,36 (-3,11)	2664,47 (-0,89)	2691,06	3229,62 (+20,01)
Composite	2387,48 (+1,34) (-8,43)	2474,23 (+5,02) (-7,14)	2355,86 (-12,46)	2877,09 (+22,12) (-10,92)

Tableau IV-1 : Contraintes équivalentes de von Mises maximales (en MPa) au sein des overlays en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport à l'overlay de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des contraintes internes (%) à l'overlay en composite par rapport à l'overlay en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes équivalentes de von Mises selon les différents modèles (**Annexe, Tableaux 13 & 14**) permet de déduire que :

- Les overlays en céramique subissent des contraintes sur de plus grandes plages de volume par rapport aux modèles en composite. Cependant les tissus sous-jacent (colle, émail et dentine) sont moins sujets aux contraintes lorsque les overlays sont en céramique.
- Plus les modèles sont épais, moins les tissus sous-jacents subissent de contraintes. Ceci est vrai que les modèles soient en céramique ou en composite.
- Lors d'une charge de 160 N, les résultats sont très similaires, indépendamment de l'épaisseur et du matériau utilisé lors des reconstructions.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-1**) sont sensiblement égales pour les différents modèles d'un même matériau à l'exception du modèle 4 où les résultats sont significativement plus élevés, de l'ordre de 20% d'augmentation par rapport au modèle 4. Les valeurs maximales sont moins élevées pour les overlays en composite, en moyenne 10% plus faibles que les modèles en

céramique. Ces valeurs maximales se retrouvent au niveau des points d'impact de la force occlusale.

2. Contraintes de traction selon l'axe mésio-distal (X)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	70,48 (+13,17)	67,12 (+6,78)	62,82	57,40 (-7,84)
Composite	83,34 (+25,10) (+18,25)	76,00 (+14,08) (+13,23)	66,62 (+6,97)	64,97 (-2,48) (+13,19)
800N				
Céramique	352,69 (+13,17)	335,87 (+7,78)	311,63	287,20 (-7,84)
Composite	417,03 (+25,10) (+18,25)	380,29 (+14,08) (+13,23)	333,35 (+6,97)	325,10 (-2,48) (+13,19)

Tableau IV-2 : Contraintes de traction maximales (en MPa) de l'overlay dans le sens mésio-distal (X) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport à l'overlay de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des contraintes internes (%) à l'overlay en composite par rapport à l'overlay en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes de traction dans le sens mésio-distal selon les différents modèles (**Annexe, Tableaux 1 & 2**) permet de déduire que :

- Les modèles avec overlay en céramique subissent les contraintes au niveau des surfaces d'impact et au niveau de la jonction avec la colle où les contraintes sont à départ central (contraintes concentrées dans la masse de la céramique).
- Les modèles avec overlays en composite subissent les contraintes de traction au niveau des surfaces d'impact, mais de manière beaucoup plus large, s'étendant jusqu'au joint de collage en périphérie.
- Plus l'épaisseur des restaurations augmentent, plus les surfaces concernées par les contraintes de traction augmentent.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-2**) sont inférieures avec les modèles en céramique (7 à 18% d'augmentation dans les modèles en composite). Plus l'épaisseur des restaurations augmentent, moins les valeurs maximales sont élevées. Ces valeurs maximales se retrouvent au niveau des points d'impact de la force occlusale.

3. Contraintes de traction selon l'axe vestibulo-lingual (Y)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	86,67 (-18,44)	100,11 (-5,80)	106,27	102,32 (-3,72)
Composite	91,40 (-20,45) (+5,46)	100,28 (-12,72) (+0,17)	114,90 (+8,12)	106,42 (-7,38) (+4,01)
800N				
Céramique	433,68 (-18,44)	500,95 (-5,80)	531,74	511,98 (-3,72)
Composite	457,36 (-20,45) (+5,46)	501,72 (-12,72) (+0,17)	574,95 (+8,12)	523,49 (-7,38) (+4,01)

Tableau IV-3 : Contraintes de traction maximales (en MPa) de l'overlay dans le sens vestibulo-lingual (Y) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport à l'overlay de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des contraintes internes (%) à l'overlay en composite par rapport à l'overlay en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes de traction dans le sens vestibulo-lingual sur les différents modèles (**Annexe, Tableaux 3 & 4**) permet de déduire que :

- Les modèles avec overlays en céramiques subissent les contraintes avec un départ central, sur une surface importante et d'intensité élevée au niveau de la surface cervicale de l'overlay. L'intégralité de la surface cervicale est concernée lorsque les overlays sont épais. Les contraintes sont également présentes au niveau des points d'impact occlusaux.
- Les modèles avec overlays en composite subissent des contraintes plus élevées au niveau des points d'impacts occlusaux (valeurs maximales). Au niveau de la surface cervicale, des contraintes légères commencent à apparaître en périphérie lorsque l'épaisseur de l'overlay augmente.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-3**) sont légèrement plus élevées pour les modèles en composite par rapport à ceux en céramique (0 à 8% d'augmentation). Elles augmentent jusqu'au modèle 3, puis décroissent. Ces valeurs maximales se retrouvent au niveau des points d'impact occlusaux.

4. Contraintes de traction selon l'axe occluso-cervical (Z)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	116,70 (+139,34)	107,63 (+120,73)	48,76	60,63 (+24,34)
Composite	119,80 (+139,12) (+2,66)	112,44 (+124,43) (+4,47)	50,10 (+2,75)	62,12 (+23,99) (+2,46)
800N				
Céramique	583,98 (+139,34)	538,54 (+120,73)	244,00	303,39 (+24,34)
Composite	599,43 (+139,12) (+2,66)	562,60 (+124,43) (+4,47)	250,69 (+2,75)	310,84 (+23,99) (+2,46)

Tableau IV-4 : Contraintes de traction maximales (en MPa) de l'overlay dans le sens occluso-cervical (Z) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport à l'overlay de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des contraintes internes (%) à l'overlay en composite par rapport à l'overlay en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes de traction dans le sens occluso-cervical sur les différents modèles (**Annexe, Tableau 5 & 6**) permet de déduire que :

- Les modèles fins en céramique présentent des contraintes élevées sur la périphérie de l'overlay. Plus l'épaisseur augmente, plus la surface concernée et l'intensité diminuent.
- Les modèles en composite présentent également des contraintes sur la périphérie, mais leurs surfaces concernées s'agrandissent et l'intensité augmente lorsque l'épaisseur augmente.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-4**) se situent au niveau des points d'impacts occlusaux. Elles sont légèrement plus élevées pour les modèles en composite par rapport à ceux en céramique (+3% en moyenne). Elles sont très élevées pour les modèles les plus fins (de 120 à 139% d'augmentation par rapport au modèle 3).

5. Déformations élastiques selon l'axe mésio-distal (X)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	0,7 (-22,22)	0,7 (-22,22)	0,9	0,8 (-11,11)
Composite	12,8 (-7,91) (+1728,57)	13,7 (-1,44) (+1857,14)	13,9 (+1444,44)	14,6 (+5,04) (+1725,00)
800N				
Céramique	3,5 (-23,91)	3,4 (-26,09)	4,6	4,3 (-6,52)
Composite	64,0 (-8,57) (+1758,57)	68,6 (-2) (+1917,65)	70,0 (+1421,74)	73,0 (+4,29) (+1597,67)

Tableau IV-5 : Déformations élastiques de traction maximales ($\cdot 10^{-3}$, sans unité) de l'overlay dans le sens mésio-distal (X) en fonction des différents modèles. En **rouge**, évolution des déformations élastiques (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport à l'overlay de 1,5 mm du même matériau. En **bleu**, évolution des déformations élastiques internes (%) à l'overlay en composite par rapport à l'overlay en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des déformations élastiques subies par l'overlay dans le sens mésio-distal dans les différents modèles (**Annexe, Tableaux 7 & 8**) permet de déduire que :

- Les déformations élastiques sont très faibles dans les modèles en céramiques, qu'ils soient chargés à 160 ou à 800 N. L'épaisseur de la pièce influence légèrement ces déplacements, une épaisseur plus importante les diminuant.
- Elles sont en revanche comparativement plus élevées dans les modèles en composite. Les surfaces concernées augmentent avec l'épaisseur.
- La diffusion de ces déformations élastiques se fait à travers toute l'épaisseur des overlays qu'elle que son épaisseur, et à intensité sensiblement plus élevée pour ceux en composite.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-5**) abondent dans le même sens : des modèles en céramique peu sujets aux déformations élastiques en X et des modèles en composite nettement plus concernées par celles-ci, de +1400% à +1900%. Ces valeurs maximales se retrouvent encore une fois au niveau des points d'impact occlusaux.

6. Déformations élastiques selon l'axe vestibulo-lingual (Y)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	1,1 (+0)	1,3 (+18,18)	1,1	1,4 (+27,27)
Composite	16,7 (+1,83) (+1418,18)	19,9 (+21,34) (+1430,77)	16,4 (+1390,91)	25,8 (+57,32) (+1742,86)
800N				
Céramique	5,7 (+1,77)	6,5 (+16,7)	5,6	7,5 (+33,93)
Composite	83,6 (+1,95) (+1366,67)	99,5 (+21,34) (+1430,77)	82,0 (+1364,29)	129,2 (+57,56) (+1622,67)

Tableau IV-6 : Déformations élastiques de traction maximales ($\cdot 10^{-3}$, sans unité) de l'overlay dans le sens vestibulo-lingual (Y) en fonction des différents modèles. En **rouge**, évolution des déformations élastiques (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport à l'overlay de 1,5 mm du même matériau. En **bleu**, évolution des déformations élastiques internes (%) à l'overlay en composite par rapport à l'overlay en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des déformations élastiques subies par l'overlay dans le sens vestibulo-lingual dans les différents modèles (**Annexe, Tableaux 9 & 10**) permet de déduire que :

- Les déformations élastiques sont plus faibles dans les modèles en céramique et concernent moins de surface. De plus, l'augmentation de l'épaisseur de la pièce provoque un abaissement de l'intensité et une diminution des surfaces concernées par ces déformations. Elles sont très faibles lorsque la force est normale (160 N).
- Pour le composite, les surfaces concernées augmentent avec l'épaisseur de la pièce prothétique.
- Avec les deux matériaux, les déformations élastiques sont principalement concentrées au centre. La diffusion de ces déformations élastiques se fait à travers toute l'épaisseur des overlays qu'elle que son épaisseur, et à intensité élevée pour ceux en composite.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-6**) montrent que les modèles en céramique sont peu sujets aux déformations élastiques comparativement aux modèles en

composite (+1400% à +1700%). Les valeurs maximales se retrouvent au niveau des points d'impact occlusaux.

7. Déformations élastiques selon l'axe occluso-cervical (Z)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	1,1 (+266,67)	0,9 (+200,00)	0,3	0,4 (+33,33)
Composite	10,5 (+425,00) (+854,54)	8,0 (+300,00) (+788,89)	2,0 (+566,67)	3,4 (+70,00) (+750,00)
800N				
Céramique	5,4 (+217,65)	4,5 (+164,71)	1,7	2,3 (+35,29)
Composite	52,7 (+427,00) (+875,93)	40,2 (+302,00) (+793,33)	10 (+488,23)	17,0 (+70,0) (+639,13)

Tableau IV-7 : Déformations élastiques de traction maximales ($\cdot 10^{-3}$, sans unité) de l'overlay dans le sens occluso-cervical (Z) en fonction des différents modèles. En **rouge**, évolution des déformations élastiques (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport à l'overlay de 1,5 mm du même matériau. En **bleu**, évolution des déformations élastiques internes (%) à l'overlay en composite par rapport à l'overlay en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des déformations élastiques subies par l'overlay dans le sens occluso-cervical dans les différents modèles (**Annexe, Tableau 11 & 12**) permet de déduire que :

- Les modèles en céramiques présentent des déformations élastiques identiques au niveau de la surface cervicale de l'overlay que le modèle soit chargé à 160 ou 800 N. Avec l'augmentation de l'épaisseur de l'overlay, les zones concernées sont moindres.
- Les modèles en composite présentent des déformations plus importantes au centre et à la périphérie. Avec l'augmentation de l'épaisseur, les zones concernées sont moindres et moins intenses.
- Chargé à 160 N, ces déformations élastiques sont très faibles quel que soit le matériau.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-7**) montrent une nouvelle fois des valeurs nettement inférieure pour la céramique par rapport au composite (+500% à

+850%). Les différences entre les épaisseurs sont plus nettes, les valeurs diminuant jusqu'au modèle 3 et augmentant pour le modèle 4. Ces valeurs maximales sont concentrées au niveau des points d'impact occlusaux.

C. Etude du polymère de collage

1. Contraintes équivalentes de von Mises

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	17,19 (+111,44)	11,81 (+45,26)	8,13	5,50 (-32,35)
Composite	32,98 (+88,24) (+91,86)	21,17 (+20,83) (+79,25)	17,52 (+115,50)	10,90 (-37,78) (+98,18)
800N				
Céramique	86,00 (+111,30)	59,08 (+45,16)	40,70	27,52 (-32,38)
Composite	165,65 (+90,09) (+91,92)	105,92 (+20,82) (+79,28)	87,67 (+115,40)	54,55 (-37,78) (+98,22)

Tableau IV-8 : Contraintes équivalentes de von Mises maximales (en MPa) en fonction des différents modèles et forces appliquées. En **rouge**, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport au modèle de 1,5 mm du même matériau. En **bleu**, évolution des contraintes internes (%) à la colle du modèle en composite par rapport à la colle du modèle en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes équivalentes de von Mises que subit la colle en fonction des différents modèles (**Annexe, Tableaux 13 & 14**) permet de déduire que :

- Les contraintes équivalentes se concentrent au centre du polymère de collage, indépendamment de la force engagée, du matériau de restauration et de son épaisseur.
- Les contraintes diminuent avec l'augmentation de l'épaisseur de la restauration sus-jacente.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-8**) sont bien plus grandes avec les modèles en composite comparés aux modèles en céramiques, de l'ordre de 80 à 115%

d'augmentation. Plus l'épaisseur de l'overlay augmente, moins les contraintes maximales sont élevées.

2. Contraintes de traction selon l'axe méso-distal (X)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	0,98 (+1,03)	1,20 (+23,71)	0,97	0,88 (-9,28)
Composite	1,27 (+71,62) (+29,59)	0,90 (+21,62) (-25,00)	0,74 (-23,71)	0,81 (+9,46) (-7,95)
800N				
Céramique	4,90 (+0,82)	5,98 (+23,04)	4,86	4,41 (-9,26)
Composite	6,38 (+61,93) (+30,20)	4,33 (+9,90) (-27,59)	3,94 (-18,93)	4,08 (+3,55) (-7,48)

Tableau IV-9 : Contraintes de traction maximales (en MPa) de la colle dans le sens méso-distal (X) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport au modèle de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des contraintes internes (%) à la colle du modèle en composite par rapport à la colle du modèle en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes de traction dans le sens méso-distal sur les différents modèles (**Annexe, Tableaux 15 & 16**) permet de déduire que :

- Ces contraintes s'exercent sur la périphérie du polymère de collage, quelque soit le matériaux, l'épaisseur et la force appliquée.
- Les contraintes de traction en X sont moins importantes mais plus étendue en surface dans les modèles avec overlay en composite, sauf pour le modèle 1 où la colle subit des contraintes moins élevées avec un overlay en céramique.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-9**) sont plus élevées dans les modèles avec céramique (-8 à -25% pour les modèles en composite), sauf pour le modèle 1 où la colle des modèles avec composite subit des contraintes maximales plus élevées (+30%). Ces variations sont cependant à nuancer, car les valeurs maximales sont très faibles, de l'ordre de 1 MPa lorsque la force appliquée est de 160 N, quels que soient l'épaisseur et le matériau de reconstitution.

3. Contraintes de traction selon l'axe vestibulo-lingual (Y)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	0,99 (-13,91)	1,10 (-4,35)	1,15	0,95 (-17,39)
Composite	1,24 (+82,35) (+25,25)	0,70 (+2,94) (-36,36)	0,68 (-40,87)	0,92 (+35,29) (-3,16)
800N				
Céramique	4,96 (-13,74)	5,50 (-4,35)	5,75	4,77 (-17,04)
Composite	6,21 (+83,73) (+25,20)	3,49 (+3,25) (-36,54)	3,38 (-41,22)	4,62 (+36,69) (-3,14)

Tableau IV-10 : Contraintes de traction maximales (en MPa) de la colle dans le sens vestibulo-lingual (Y) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport au modèle de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des contraintes internes (%) à la colle du modèle en composite par rapport à la colle du modèle en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes de traction dans le sens vestibulo-lingual sur les différents modèles (**Annexe, Tableaux 17 & 18**) permet de déduire que :

- Ces contraintes s'exercent sur la périphérie du polymère de collage, quelque soit le matériau, l'épaisseur et la force appliquée.
- La colle des modèles avec overlay en céramique subit plus de contraintes de traction que celle des modèles avec overlay en composite, excepté pour le modèle 1.
- La colle des modèles en composite subit des contraintes sur une surface plus étendue.
- En ce qui concerne les valeurs maximales (**Tableau IV-10**), la colle sous-jacente à la céramique se comporte mieux dans le modèle 1 (+25% dans le modèle composite), pour les modèles 2 et 3 la colle sous-jacente au composite subit moins de contraintes (-35 à -40%) et pour le modèle 4, les deux matériaux influence la colle de la même manière (-3% pour le modèle composite). Cependant, les valeurs maximales sont sensiblement similaires, de l'ordre de 1 MPa pour une charge à 160 N, et de l'ordre de 5 MPa pour une charge à 800 N, c'est à dire très faibles, indépendamment du matériau et de l'épaisseur.

4. Contraintes de traction selon l'axe occluso-cervical (Z)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	2,37 (+20,30)	2,03 (+3,05)	1,97	0,95 (-51,78)
Composite	1,16 (-30,12) (-51,05)	1,00 (-39,76) (-50,74)	1,66 (-15,74)	1,80 (+8,43) (+89,47)
800N				
Céramique	11,85 (+20,30)	10,15 (+3,05)	9,85	4,76 (-51,67)
Composite	5,79 (-30,49) (-51,14)	5,03 (-39,62) (-50,44)	8,33 (-15,43)	9,05 (+8,64) (+90,13)

Tableau IV-11 : Contraintes de traction maximales (en MPa) de la colle dans le sens occluso-cervical (Z) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des contraintes (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport au modèle de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des contraintes internes (%) à la colle du modèle en composite par rapport à la colle du modèle en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des contraintes de traction dans le sens occluso-cervical sur les différents modèles (**Annexe, Tableaux 19 & 20**) permet de déduire que :

- Pour les modèles en céramique, les contraintes de traction en Z de la colle diminuent avec l'augmentation de l'épaisseur de l'overlay.
- Pour les modèles en composite, les contraintes de traction en Z de la colle augmentent avec l'augmentation de l'épaisseur de l'overlay.
- Les contraintes de tractions des modèles en composite intéressent plus de surface du polymère de collage, comparativement aux modèle en céramique.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-11**) sont plus élevées en ce qui concerne la colle des modèles avec céramique, notamment si la pièce est fine. C'est l'inverse pour les modèles avec composite. Les valeurs maximales sont très faibles, de l'ordre de 1 à 2 MPa quels que soit le matériau et l'épaisseur pour une charge de 160N.

5. Déformations élastiques selon l'axe mésio-distal (X)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	0,5 (+66,67)	0,5 (+66,67)	0,3	0,2 (-33,33)
Composite	0,7 (+40,00) (+40,00)	0,8 (+60,00) (+60,00)	0,5 (+66,67)	0,3 (-50,00) (+50,00)
800N				
Céramique	2,7 (+92,86)	2,5 (+78,57)	1,4	0,9 (-35,71)
Composite	3,7 (+42,31) (+37,04)	3,8 (+46,15) (+52,00)	2,6 (+85,71)	1,7 (-34,61) (+88,89)

Tableau IV-12 : Déformations élastiques de traction maximales (en MPa) de la colle dans le sens mésio-distal (X) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des déformations élastiques (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport au modèle de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des déformations élastiques internes (%) à la colle du modèle en composite par rapport à la colle du modèle en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des déformations élastiques subies par la colle dans le sens mésio-distal dans les différents modèles (**Annexe, Tableaux 21 & 22**) permet de déduire que :

- Plus l'épaisseur de l'overlay augmente, moins la colle subit de déformations élastiques, à l'exception du modèle 1 en composite où la colle subit moins de déformations élastiques qu'avec le modèle 2.
- La colle des modèles en composite subissent des déformations élastiques plus importantes et sur une plus grande surface qu'avec un modèle en céramique.
- Les valeurs maximales (**Tableau IV-12**) sont plus élevées avec les modèles en composite (de +37 à +89%). Plus les overlays sont épais, moins les déformations élastiques maximales sont élevées. Cependant ces valeurs sont extrêmement faibles de l'ordre de $0,5 \cdot 10^{-3}$ pour une charge de 160 N. Comparer ces valeurs maximales manque de pertinence.

6. Déformations élastiques selon l'axe vestibulo-lingual (Y)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	0,3 (+50,00)	0,4 (+100,00)	0,2	0,1 (-50,00)
Composite	0,5 (+25,00) (+66,67)	0,5 (+25,00) (+25,00)	0,4 (+100,00)	0,3 (-25,00) (+200,00)
800N				
Céramique	1,5 (+50,00)	1,8 (+80,00)	1,0	0,6 (-40,00)
Composite	2,8 (+40,00) (+86,67)	2,6 (+30,00) (+44,44)	2,0 (+100,00)	1,4 (-30,00) (+133,33)

Tableau IV-13 : Déformations élastiques de traction maximales (en MPa) de la colle dans le sens vestibulo-lingual (Y) en fonction des différents modèles. En rouge, évolution des déformations élastiques (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport au modèle de 1,5 mm du même matériau. En bleu, évolution des déformations élastiques internes (%) à la colle du modèle en composite par rapport à la colle du modèle en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des déformations élastiques subies par la colle dans le sens vestibulo-lingual dans les différents modèles (**Annexe, Tableaux 23 & 24**) permet de déduire que :

- Plus l'épaisseur de l'overlay augmente, moins la colle subit de déformations élastiques, à l'exception du modèle 1 en céramique où la colle subit moins de déformations élastiques qu'avec le modèle 2.
- La colle des modèles avec overlays en céramique subit moins de déformations élastiques que celle des modèles avec overlays en composite.
- Ces caractéristiques sont retrouvées au niveau des valeurs maximales (**Tableau IV-13**), tout en précisant que ces valeurs sont très faibles, donc difficilement exploitables pour une comparaison précise.

7. Déformations élastiques selon l'axe occluso-cervical (Z)

Valeurs maximales

160 N	0,5	1,0	1,5	2,0
Céramique	0,2 (±0,00)	0,2 (±0,00)	0,2	0,0 (-x)
Composite	0,2 (±0,00) (±0,00)	0,2 (±0,00) (±0,00)	0,2 (±0,00)	0,2 (±0,00) (+x)
800N				
Céramique	1,1 (+22,22)	0,9 (±0,00)	0,9	0,4 (-55,56)
Composite	1,2 (+33,33) (+9,09)	0,9 (±0,00) (±0,00)	0,9 (±0,00)	0,9 (±0,00) (+125,00)

Tableau IV-14 : Déformations élastiques de traction maximales (en MPa) de la colle dans le sens occluso-cervical (Z) en fonction des différents modèles. En **rouge**, évolution des déformations élastiques (%) en fonction de l'épaisseur, par rapport au modèle de 1,5 mm du même matériau. En **bleu**, évolution des déformations élastiques internes (%) à la colle du modèle en composite par rapport à la colle du modèle en céramique de même épaisseur.

Interprétations

La comparaison des résultats des déformations élastiques subies par la colle dans le sens occluso-cervical dans les différents modèles (**Annexe, Tableaux 25 & 26**) permet de déduire que :

- Les modèles subissant une force normale (160 N), les déformations élastiques en Z sont très faibles.
- La céramique est moins sujette aux déformations élastiques en Z lorsque la force maximale est appliquée (800 N).
- D'une manière générale, les valeurs maximales (**Tableau IV-14**) sont semblables et peuvent être considérées comme nulles. Une interprétation est difficilement réalisable et serait non significative.

D. Etude des tissus dentaires

L'émail et la dentine sont étudiées simultanément car les contraintes internes sont relativement proches.

Les contraintes de Von Mises et les contraintes de traction sont toujours moins élevées dans les reconstructions par overlay en céramique qu'en composite à épaisseur égale (environ deux fois moins élevées pour les contraintes de traction). Les tissus dentaires subissent le moins de contraintes lors d'un overlay de 2 mm (modèle 4). Les tissus dentaires du modèle 1 subissent moins de contraintes que ceux du modèle 2, qui subissent moins de contrainte que ceux du modèle 3.

Les déformations élastiques quant à elles, sont très faibles au niveau des tissus dentaires, elles diminuent avec l'augmentation de l'épaisseur et sont toujours plus faibles lors d'une reconstruction par céramique.

II. Discussions

A. Comparaison des différents modèles

Les différentes contraintes étudiées permettent d'identifier les points faibles de la céramique, du composite et de la colle, en fonction des épaisseurs et des matériaux concernés. L'analyse des résultats est reliée à deux échecs cliniques potentiels :

- une fracture de la pièce prothétique ;
- une dégradation du polymère de collage conduisant à un décollement de l'overlay.

1. Fracture de l'overlay

La pièce prothétique présente des zones de fragilité dues aux contraintes de traction et aux déformations élastiques de traction. Ces zones sont définies par la topographie et la répartition de ces contraintes et déformations, et par leurs intensités maximales.

Lorsque les pièces sont en céramique, une augmentation de leur épaisseur diminue l'intensité des contraintes de traction et les déformations élastiques mais augmente l'étendue des surfaces concernées. Les zones de fragilités des overlays en céramique

se situent ainsi au niveau des points d'impact occlusaux et au niveau du centre de la face cervicale de l'overlay.

Malgré une forte intensité des contraintes de traction au centre de la céramique, elles ne traversent pas toute l'épaisseur de la pièce prothétique. Une fracture est toujours possible mais quasiment improbable chez une personne avec force de mastication moyenne. Etant donné que les valeurs maximales les plus élevées sont observées pour le modèle 1, les overlays les plus fins en céramique doivent préférentiellement être écartés chez les patients bruxomanes par mesure de prévention de fracture.

Il est à noter que les déformations élastiques sont quasi absentes dans les overlays en céramique, ce qui éloigne d'autant plus la survenue d'une fracture prothétique. Cela démontre bien le caractère très rigide de la céramique.

Lorsque les pièces sont en composite, les contraintes de traction sont globalement plus élevées. Ces contraintes de traction sont concentrées au niveau des points occlusaux (valeurs maximales) et au niveau de la face cervicale de l'overlay, où ces contraintes se concentrent principalement sur la périphérie. Lorsque l'épaisseur de l'overlay augmente, les contraintes occupent une surface plus importante.

Les déformations élastiques sont en revanche bien plus présentes que dans les modèles en céramique. Du fait de leur topographie (au centre et traversant toute l'épaisseur) et de leur intensité (jusqu'à 18 fois plus importantes par rapport à la céramique), les déformations élastiques de traction sollicitent beaucoup les overlays en composite. Si les déformations élastiques sont si intenses qu'elles franchissent la limite d'élasticité, le matériau entre en phase plastique (déformations irréversibles), voire même dépasse la limite de rupture. Si les déformations élastiques restent sous la limite d'élasticité, une fracture de fatigue peut à terme survenir. Des investigations sur cette limite d'élasticité du matériau composite sont nécessaires.

2. Rupture du polymère de collage et décohésion de l'overlay

La colle est le matériau le plus fragile lors d'une reconstruction par pièce collée, qu'elle soit en céramique ou en composite.

Lors d'une charge moyenne, le risque de rupture de la colle semble être quasi nul au regard de la topographie des contraintes et déformations, et de leurs valeurs maximales.

La colle des modèles avec reconstruction en céramique subit des contraintes plus importantes et plus étendue que celle des modèles avec reconstruction en composite, à l'exception du modèle 4 où cette tendance s'inverse. Ceci se confirme avec les valeurs maximales. Les points de fragilités de la colle sous céramique se situent au niveau de la périphérie de la colle.

Pour les modèles en composite, les contraintes de traction en X et Y diminuent en intensité et en étendue avec l'augmentation de l'épaisseur. *A contrario* les contraintes de traction sur l'axe Z augmentent avec l'épaisseur. Les zones de fragilités se situent au niveau de la périphérie, avec en sus une à deux zones de concentration dans la masse de fortes contraintes pour les modèles 1 et 2.

Le modèle 4 en composite est le modèle avec les valeurs maximales de contraintes de traction, de Von Mises et des déformations les plus élevés. C'est ainsi un modèle à éviter lors d'une force masticatoire importante, afin de ne pas risquer une décohésion.

Finalement, bien que les contraintes en traction de la colle diffèrent entre les reconstructions par céramique et par composite, il est à noter qu'elles sont très faibles et qu'une comparaison devient difficile. Il semble que globalement la colle sous un overlay en composite subisse moins de contraintes que la colle sous un overlay en céramique, mais que dans les deux modèles, les contraintes restent faibles.

Les déformations élastiques restent plus élevées avec les modèles à overlay en composite. Elles sont concentrées au centre du polymère de collage. Les valeurs maximales diminuent avec l'augmentation de l'épaisseur. Cependant ces déformations élastiques sont très faibles, *a fortiori* pour les modèles chargés à 160 N, et une comparaison entre les modèles et matériaux semble peu pertinente.

3. Les tissus dentaires

Au vu des résultats au niveau de l'émail et de la dentine, la céramique est le matériau de choix par rapport à la fracture dentaire car elle transmet moins de contrainte que le composite, à épaisseur identique.

Au niveau des épaisseurs, il est à considérer qu'un overlay de 2 mm (modèle 4) transmet le minimum de contraintes (von Mises, de traction et de déformations élastiques) à ces tissus. Il est à noter que le modèle 1 transmet moins de contraintes que le modèle 2, qui lui-même transmet moins de contraintes que le modèle 3. Le modèle 1,5 mm est ainsi celui où les contraintes au niveau des tissus dentaires sont les plus élevées.

Ceci peut s'expliquer par la présence exclusive d'émail (tissu plus rigide) en contact avec la colle au niveau de l'overlay de 0,5 mm, un mélange des deux tissus au niveau de l'overlay de 1 mm, et une présence exclusive de dentine au centre du modèle de 1,5 mm. A partir de 2 mm, l'épaisseur suffisante de matériaux absorbe le maximum de contraintes, malgré un collage central au niveau dentinaire.

B. Analyse de la littérature

Dès 2003, Magne et Belser publie une étude comparant les inlays, onlays et overlays en céramique (céramique feldspathique) et en composite (faible et haut module d'élasticité) par la méthode des éléments finis en deux dimensions (86). Du fait de l'analyse en FEM de deux dimensions, les onlays et overlays sont considérés comme une seule et même entité, et sont digitalisés en deux épaisseurs (2,5 et 4,5 mm). Il en conclue que :

- Les différents matériaux et designs de la restauration montrent des zones de contraintes de traction similaires au niveau occlusal (points d'impact au niveau des cuspides). Ces résultats sont en accord avec nos modèles ;
- Comparé à la céramique, le composite de faible module d'élasticité montre des contraintes de traction en surface plus faibles, mais plus élevées au niveau de la jonction avec la dentine. Ces résultats sont inverses aux nôtres ;

- Les onlays/overlays exposent à une majorité de forces compressives. Ceci est en accord avec notre travail ;
- Les contraintes de tension dentinaires augmentent avec la flexibilité du matériau. Ceci est également en accord avec notre travail ;
- Le composite induit une flexibilité coronaire alors que la céramique induit une rigidité. Ceci est en accord avec notre travail (cf déformations élastiques) ;
- Parmi tous leurs modèles, seuls le modèle d'onlay/overlay en céramique épaisse montre presque uniquement des contraintes de compression (très faibles contraintes en traction), les auteurs concluent que cette option une restauration de choix pour les dents postérieures sévèrement atteintes. Ce modèle n'est pas comparable car une épaisseur de 4,5 mm n'a pas été étudiée dans notre travail. Cependant notre modèle en céramique le plus épais (modèle 4) se rapproche de ces conclusions car c'est le modèle où l'overlay subit le moins de contraintes de traction et où la colle et les tissus dentaires subissent le moins de contraintes (von Mises, de traction et déformations élastiques).

En 2010, P. Magne publie une étude comparative, *in vitro*, sur la résistance d'overlays usinés d'une épaisseur de 1,2 mm : en céramique renforcée en leucite (IPS Empress CAD), en disilicate de lithium (IPS e.max CAD) et en résine composite (Paradigm MZ100) (87). La résine composite semble être le matériau le moins sujet aux fractures du matériau, suivi de l'e.max et enfin de la leucite. Cette affirmation n'est pas en accord avec notre travail.

De plus l'étude révèle que les échecs résultent tous d'une fracture de la pièce prothétique, et en aucun cas d'une fracture dentaire. Enfin les fractures des pièces en céramique ont eu lieu lors de charges supérieures aux forces de mastication. Ceci est également vérifiée par notre étude.

En 2014, Johnson et coll. concluent que les overlays (0,3, 0,6 et 1,0 mm) réalisées sur molaires maxillaires avec des matériaux CAD/CAM « non-céramiques » résistent à des valeurs statistiquement plus élevées que la force de mastication humaine (88). Ces résultats sont en accord avec notre travail. Des résistances aux fractures de 1826 (± 564) N pour les overlays en composite (Paradigm® MZ100) et de 2111 (± 500) pour les overlays en composite renforcé (Lava Ultimate®) sont relevées. Aucune différence

significative n'a été trouvée dans cette étude entre les différentes épaisseurs d'overlay testés.

Al-Akhali et coll. publient en 2017 une étude in-vitro comparant un overlay CAD/CAM (0,5 mm au niveau du sillon central et 0,8 mm au niveau des cuspides) en disilicate de lithium (e.max® CAD, Ivoclar Vivadent), en silicate de lithium renforcé (Suprinity®, VITA), en céramique infiltré de polymère (Enamic®, VITA) et en résine PMMA (Telio® CAD, Ivoclar Vivadent) (89). Les modèles ont tous subi un cycle de fatigue thermodynamique identique (avec une force de 98 N) et aucune fracture n'est à déplorer (résistance à la fracture considérablement plus élevée que la force occlusale moyenne). Un test de fracture a été également réalisé (avec et sans cycle thermodynamique préalable). Sans cycle thermodynamique préalable, les overlays en e.max® sont les plus résistants aux fractures. Après cycle thermodynamique, il n'y a pas de différences significatives entre les overlays e.max® ou Suprinity®, qui sont significativement plus résistants, comparés à ceux en Enamic® ou en Telio®. Cette conclusion est en accord avec notre travail (réalisé à 160 N).

Conclusions

Les overlays sont aujourd'hui des types de restaurations reconnus et leurs utilisations se démocratisent de plus en plus. Les dernières avancées en matière de collage et en matériaux ont beaucoup participé à ce changement de paradigme. Cependant, les impératifs de respect strict des formes de préparations ainsi que des protocoles de collage, en font des restaurations très « praticiens-dépendantes ».

L'intérêt de ce travail est de partir d'un modèle le plus réaliste possible et de l'analyser par la méthode des éléments finis tridimensionnels. Les études présentes à l'heure actuelle sur le sujet ne comparent les matériaux qu'à une épaisseur de reconstruction fixe, ou alors selon deux épaisseurs mais avec un seul matériau.

Notre étude a l'originalité de partir d'un modèle naturel de molaire, obtenus par tomodensitométrie à l'aide d'un CBCT. Une reconstruction numérique a ensuite permis l'intégration d'une couche de colle et d'un overlay à ce modèle initial. Plusieurs épaisseurs d'overlays ont ainsi pu être créées. Après la modélisation des quatre composants de chacun des quatre modèles, les valeurs spécifiques d'une colle et d'un matériau constitutif de l'overlay ont été intégrées. Les comportements mécaniques d'overlay en céramique et en composite ont été étudiés, pour des épaisseurs d'overlays variables, et à des intensités de forces moyenne et maximale.

Les analyses mécaniques ont été effectuées, et les contraintes de Von Mises, ainsi que les contraintes et déformations élastiques de traction, comparées. En connaissance des limites de cette étude, les conclusions suivantes peuvent être avancées :

- chez un patient à force de mastication moyenne (160 N), un overlay en céramique sera toujours à privilégier, quelque soit son épaisseur. En effet les contraintes au sein de la céramique sont plus faibles que celles enregistrées au sein du composite (moyenne de +6% de contraintes de tractions maximales). De plus le polymère de collage subit des contraintes d'intensités faibles pour les deux matériaux. Un overlay peut ainsi être réalisé à une épaisseur moindre

que les recommandations des fabricants de matériaux chez les patients à force de mastication moyenne ;

- chez un patient bruxomane (800 N maximum), les pièces plus épaisses doivent être prioritairement réalisées en céramique, car les contraintes mécaniques sont concentrées en son sein et moins distribuées aux tissus sous-jacents (colle, émail et dentine). En ce qui concerne les pièces plus fines, un dilemme se joue entre la céramique et le composite. Les pièces prothétiques en céramique subissent des contraintes moins importantes associées logiquement à un risque de fracture moins élevé. En revanche la colle sous-jacente est plus sollicitée donc le décollement est plus probable. Les pièces prothétiques en composite subissent des contraintes plus élevées et semblent ainsi plus sensibles aux fractures, mais la colle semble subir des contraintes plus faibles.

Ce travail constitue une approche mécanique par modélisation mathématique. En ce sens, certaines conclusions peuvent être avancées, mais ne peuvent pas servir de recommandations cliniques pour autant. Notre étude est purement mécanique, or d'autres facteurs sont aussi à prendre en compte dans le choix de l'indication de l'un ou l'autre des matériaux, tels que la persistance de la morphologie au fil du temps et ainsi de la conservation d'une DVO rétablie plus durable, les possibilités de réparations suite à une fracture, un décollement, etc. Des études complémentaires *in vitro*, et idéalement *in vivo* devraient être réalisées afin d'étayer ou non ces résultats.

SIGNATURE DES CONCLUSIONS

Thèse en vue du Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Nom - prénom de l'impétrant : PAGNOT Pierre

Titre de la thèse : Les overlays en céramique : évaluation des contraintes mécanique à l'aide de la méthode des éléments finis

Directeur de thèse : Docteurs Olivier ETIENNE et Frédéric HEICHELBECH

VU

Strasbourg, le : 23.05.2018

Le Président du Jury,

Professeur F. MEYER

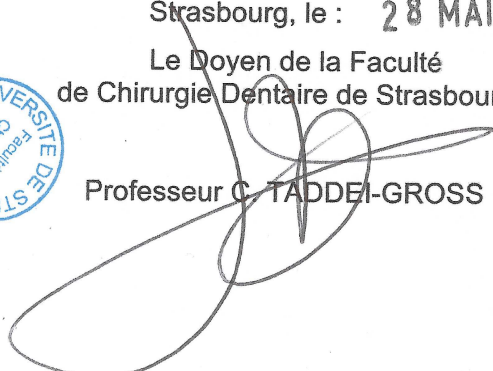


VU

Strasbourg, le : 28 MAI 2018

Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,

Professeur C. TADDEI-GROSS



Références bibliographiques

1. Etienne O, Anckenmann L. RECC postérieures périphériques. In: JPIO, editor. Restaurations esthétiques en céramique collée 2016. p. 319-53.
2. Weston J. Conservative full-mouth reconstruction of a worn dentition utilizing digital impression technology and modern ceramic materials. *Compend Contin Educ Dent*. 2011;32(7).
3. Mahoney P. Two-dimensional patterns of human enamel thickness on deciduous (dm1, dm2) and permanent first (M1) mandibular molars. *Archives of Oral Biology*. 2010;55(2):115-26.
4. Bjørndal L. The Caries Process and Its Effect on the Pulp: The Science Is Changing and So Is Our Understanding. *Journal of Endodontics*. 2008;34(7, Supplement):S2-S5.
5. Mount GJ, Tyas MJ, Duke ES, Lasfargues JJ, Kaleka R, Hume WR. A proposal for a new classification of lesions of exposed tooth surfaces. *International Dental Journal*. 2006;56(2):82-91.
6. Koubi S, Margossian P, Weisrok G, Lasserre J, Faucher A, Brouillet J, et al. Restaurations adhésives en céramique : une nouvelle référence dans la réhabilitation du sourire. *Information Dentaire*. 2009;8:363-74.
7. Mount G, Hume W. A revised classification of carious lesions by site and size. *Quintessence International*. 1997;28(5):301-3.
8. Mount GJ. Classification for minimal intervention. *Quintessence International*. 2000;31(6):375-6.
9. Toledano C. L'overlay : le successeur de la couronne périphérique. *Information Dentaire*. 2016;35:22-9.
10. Umesh S, Padma S, Asokan S, Srinivas T. Fiber Bragg Grating based bite force measurement. *Journal of Biomechanics*. 2016;49(13):2877-81.
11. Martin D, Machtou P. Dents fissurées, les traitements. *Information Dentaire*. 2008;10:455-61.
12. Hilton TJ, Funkhouser E, Ferracane JL, Gilbert GH, Baltuck C, Benjamin P, et al. Correlation between symptoms and external characteristics of cracked teeth:

Findings from The National Dental Practice-Based Research Network. The Journal of the American Dental Association. 2017;148(4):246-56.e1.

13. Bartlett D, Sundaram G. An up to 3-year Randomized clinical study comparing indirect and direct resin composites used to restore worn posterior teeth 2005. 613-7 p.
14. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. Dental Materials. 2012;28(1):87-101.
15. Tirlet G, Attal J. Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques. L'information dentaire. 2009;41/42:2561-8.
16. Litonjua L, Andreana S, Bush P, Cohen R. Tooth wear : Attrition, erosion, and abrasion. Quintessence International. 2003;34:435-46.
17. Lussi A, Hellwig E, Ganss C, Jaeggi T. Dental Erosion. Operative Dentistry. 2009;34(3):251-62.
18. Lussi A, Schaffner M, Jaeggi T. Die Diagnose dentaler Erosionen. Swiss Dental Journal. 2016;126:466-7.
19. Bartlett D, Ganss C, Lussi A. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs. Clinical Oral Investigations. 2008;12(Suppl 1):65-8.
20. Vailati F, Belser U-C. Classification and Treatment of the Anterior Maxillary Dentition Affected by Dental Erosion: The ACE Classification. Int J Periodontics Restorative Dent. 2010;30(6):559-71.
21. Vailati F, Belser U. Full-Mouth Adhesive Rehabilitation of a Severly Eroded Dentition : The Three-Step Technique. Part 1. The European Journal of Esthetic Dentistry. 2008;3(1):30-44.
22. Vailati F, Belser U. Full-Mouth Adhesive Rehabilitation of a Severly Eroded Dentition : The Three-Step Technique. Part 2. The European Journal of Esthetic Dentistry. 2008;3(2):128-46.
23. Vailati F, Belser U. Full-Mouth Adhesive Rehabilitation of a Severly Eroded Dentition : The Three-Step Technique. Part 3. The European Journal of Esthetic Dentistry. 2008;3(3):236-57.
24. Vailati F, Bruguera A, Belser U. Minimally invasive treatment of initial dental erosion using pressed lithium disilicate glass-ceramic restorations : a case report. Quintessence Dental Technology. 2012:35-65.

25. Vailati F CS. CAD/CAM monolithic restorations and full-mouth adhesive rehabilitation to restore a patient with a past history of bulimia : the modified three-step technique. *The International Journal of Esthetic Dentistry*. 2016;11.
26. Koubi S, Gurel G, Massihi R, Margossian P, Tassery H. Traitement de l'usure : Rôle fondamental du projet esthétique et fonctionnel. *L'information dentaire*. 2014;31.
27. Etienne O, Watzki W. La reconstruction des surfaces occlusales par overlays en céramique collée. *Rev Odont Stomat*. 2017(46):264-78.
28. Tirlet G. Les full mock-up. *BMC*. 2016;1(1):48-56.
29. Gerdolle D, Mortier E, Richard A, Vailati F. Full-mouth adhesive rehabilitation in a case of amelogenesis imperfecta: a 5-year follow-up case report 2015. 12-31 p.
30. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*. 2015;31(6):603-23.
31. Decup F. Inlay, Onlay, Overlay.: Espace ID; 2015.
32. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays. *Journal of Dental Research*. 2016;95(9):985-94.
33. Pignon L. Approche biomimétique de la réhabilitation de la dent dépulpée : choix du matériau de substitution dentinaire par la méthode des éléments finis. Thèse d'exercice de Docteur en Chirurgie Dentaire. 2018.
34. Rocca GT, Saratti CM, Cattani-Lorente M, Feilzer AJ, Scherrer S, Krejci I. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *Journal of Dentistry*. 2015;43(9):1106-15.
35. Monaco C, Arena A, Scotti R, Krejci I. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth Restored with Composite Overlays with and without Glass-fiber Reinforcement. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2016;18(2):143-9.
36. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. *Am J Dent*. 2002;15(3):198-210.
37. MATOS AB, TREVÉLIN LT, SILVA BTFd, FRANCISCONI-DOS-RIOS LF, SIRIANI LK, CARDOSO MV. Bonding efficiency and durability: current possibilities. *Brazilian Oral Research*. 2017;31.

38. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique 2017.
39. Browet S, Gerdolle D. Precision and security in restorative dentistry: the synergy of isolation and magnification. *The international journal of esthetic dentistry*. 2017;12(2):172-85.
40. Plasmans PJMM, Creugers NHJ, Hermsen RJ, Vrijhoef MMA. Intraoral humidity during operative procedures. *Journal of Dentistry*. 1994;22(2):89-91.
41. Saraiva LO, Aguiar TR, Costa L, Cavalcanti AN, Giannini M, Mathias P. Influence of Intraoral Temperature and Relative Humidity on the Dentin Bond Strength: An in Situ Study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;27(2):92-9.
42. Al-Quran FA, Al-Ghalayini RF, Al-Zu'bi BN. Single-tooth replacement: factors affecting different prosthetic treatment modalities. *BMC Oral Health*. 2011;11:34-.
43. Ahuja S, Wicks R, Selecman A. Fabrication of new restorations with a consideration of oral hygiene. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2016;16(3):307-10.
44. Mathias P, Costa L, Saraiva LO, Rossi TA, Cavalcanti AN, Da Rocha Nogueira-Filho G. Morphologic Texture Characterization Allied to Cigarette Smoke Increase Pigmentation in Composite Resin Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(4):252-9.
45. Etienne O, Anckenmann L. RECC postérieures partielles. In: JPIO, editor. *Restaurations esthétiques en céramique collée* 2016. p. 269-318.
46. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;105(4):217-26.
47. Kois DE, Chaiyabutr Y, C Kois J. Comparison of load-fatigue performance of posterior ceramic onlay restorations under different preparation designs 2012. 2-9 p.
48. Etienne O. Les empreintes pour facettes. In: CDP, editor. *Les facettes en céramique*. Memento ed 2013. p. 69-74.
49. Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dental Materials*. 2012;28(7):777-82.
50. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(4):264-73.

51. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*.31(8):907-15.
52. Guess PC, Vagopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *Journal of dentistry*. 2014;42(2):199-209.
53. Guess P, Selz C, Steinhart Y, Stampf S, Strub J. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Journal of Prosthetic Dentistry*.109(6):410.
54. Van Dijken Jan WV, Hasselrot L, Örmín A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel - bonded ceramic coverage. A 5 - year follow - up. *European Journal of Oral Sciences*. 2001;109(4):222-9.
55. Wagner J, Hiller KA, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns. *Clinical Oral Investigations*. 2003;7(2):80-5.
56. van Dijken JWV, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dental Materials*. 2010;26(9):929-39.
57. Morimoto S, Vieira GF, Agra CM, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Brazilian Dental Journal*. 2009;20:143-8.
58. Etienne O, Hajto J. Les matériaux céramique en "prothèse sans métal". *Les Cahiers de Prothèse*. 2011(155):5-13.
59. Federlin M, Wagner J, Männer T, Hiller KA, Schmalz G. Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clinical Oral Investigations*. 2007;11(4):345-52.
60. Arnetzl G. Reliability of nonretentive All-ceramic CAD/CAM overlays2012. 185-97 p.
61. Murgueitio R, Bernal G. Three-Year Clinical Follow-Up of Posterior Teeth Restored with Leucite-Reinforced IPS Empress Onlays and Partial Veneer Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(5):340-5.
62. Bühler J, Naef MA, Amato M, Krastl G, Weiger R, Zitzmann NU. Partial Ceramic Crowns Prepared by Dental Students: Clinical Performance Up to Five Years. *Journal of Dental Education*. 2017;81(6):732.

63. Tavares RRdJ, Firoozmand LM, Silva MB, Malheiros AS, Bandéca MC. Overlays or Ceramic Fragments for Tooth Restoration : An Analysis of Fracture Resistance.56-60.
64. Hodez C, Bravetti P. Imagerie dento-maxillo-faciale par faisceau conique : "Cone Beam"2010.
65. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. Dentomaxillofacial Radiology. 2015;44(1):20140224.
66. Jankowski A, Ferretti G. Tomodensitométrie volumique : principe, paramètres. Revue des maladies respiratoires. 2010;27(8):964-9.
67. Bellaiche N. Cone Beam pratique en odontostomatologie : principe, technique, qualité d'image, artefacts, types d'appareil, indications. Dental Tribune.
68. Bathe K-J. An Introduction to the Use of Finite Element Procedures. In: Hall P, editor. Finite Element Procedures. Second ed1996. p. 1-16.
69. Zienkiewiczand O, Taylor R. The Finite Element Method. Fifth ed: Butterworth-Heinemann; 2000.
70. Bathe K-J. Some Basic Concepts of Engineering Analysis and an Introduction to the Finite Element Method. In: Hall P, editor. Finite Element Procedures. Second ed1996. p. 77-147.
71. Elasticité [Internet]. Available from: <http://www.universalis-edu.com/acces-distant.bnu.fr/encyclopedie/elasticite/>.
72. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin J-C, Pujol S, et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. Magnetic Resonance Imaging. 2012;30(9):1323-41.
73. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. Dental Materials. 2012;28(8):e99-e109.
74. Heichelbech F. Forme de préparations des facettes en céramique : évaluation à l'aide de la méthode des éléments finis. Thèse d'exercice de Docteur en Chirurgie Dentaire. 2013.
75. Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2010;103(6):343-51.
76. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored

by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. *Dental Materials*. 2005;21(12):1178-88.

77. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(4):587-93.

78. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Evaluation of microtensile bond strength on ceramic-resin adhesion using two specimen testing substrates. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2014;54(Supplement C):165-71.

79. Kumari RV, Poluri RK, Nagaraj H, Siddaraju K. Comparative Evaluation of Bond Strength of Dual-Cured Resin Cements: An In-Vitro Study. *Journal of International Oral Health : JIOH*. 2015;7(Suppl 1):43-7.

80. Urabe I, Nakajima S, Sano H, Tagami J. Physical properties of the dentin-enamel junction region2000. 129-35 p.

81. Pioch T, Staehle H. Experimental investigation of the shear strengths of teeth in the region of the dentin-enamel junction. *Quintessence International*. 1996;27(10):711-4.

82. Casas EBdL, de Almeida AF, Cimini CA, Gomes PdTV, Cornacchia TPM, Saffar JME. DETERMINATION OF TANGENTIAL AND NORMAL COMPONENTS OF ORAL FORCES. *Journal of Applied Oral Science*. 2007;15(1):70-6.

83. Pakdel AR, Whyne CM, Fialkov JA. Structural biomechanics of the craniomaxillofacial skeleton under maximal masticatory loading: Inferences and critical analysis based on a validated computational model. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*. 2017;70(6):842-50.

84. Goldberg J, Güth J-F, Magne P. Accelerated Fatigue Resistance of Thick CAD/CAM Composite Resin Overlays Bonded with Light- and Dual-polymerizing Luting Resins. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2016;18(4):341-8.

85. Gauri M, Ramandeep D. Waxing Techniques to Develop Proper Occlusal Morphology in Different Occlusal Schemes. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2011;11(4):205-9.

86. Magne P, C Belser U. Porcelain Versus Composite Inlays/Onlays: Effects of Mechanical Loads on Stress Distribution, Adhesion, and Crown Flexure2003. 543-55 p.

87. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(3):149-57.

88. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014;58(2):107-14.
89. Al-Akhali M, Char MS, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;74:245-50.

Annexe

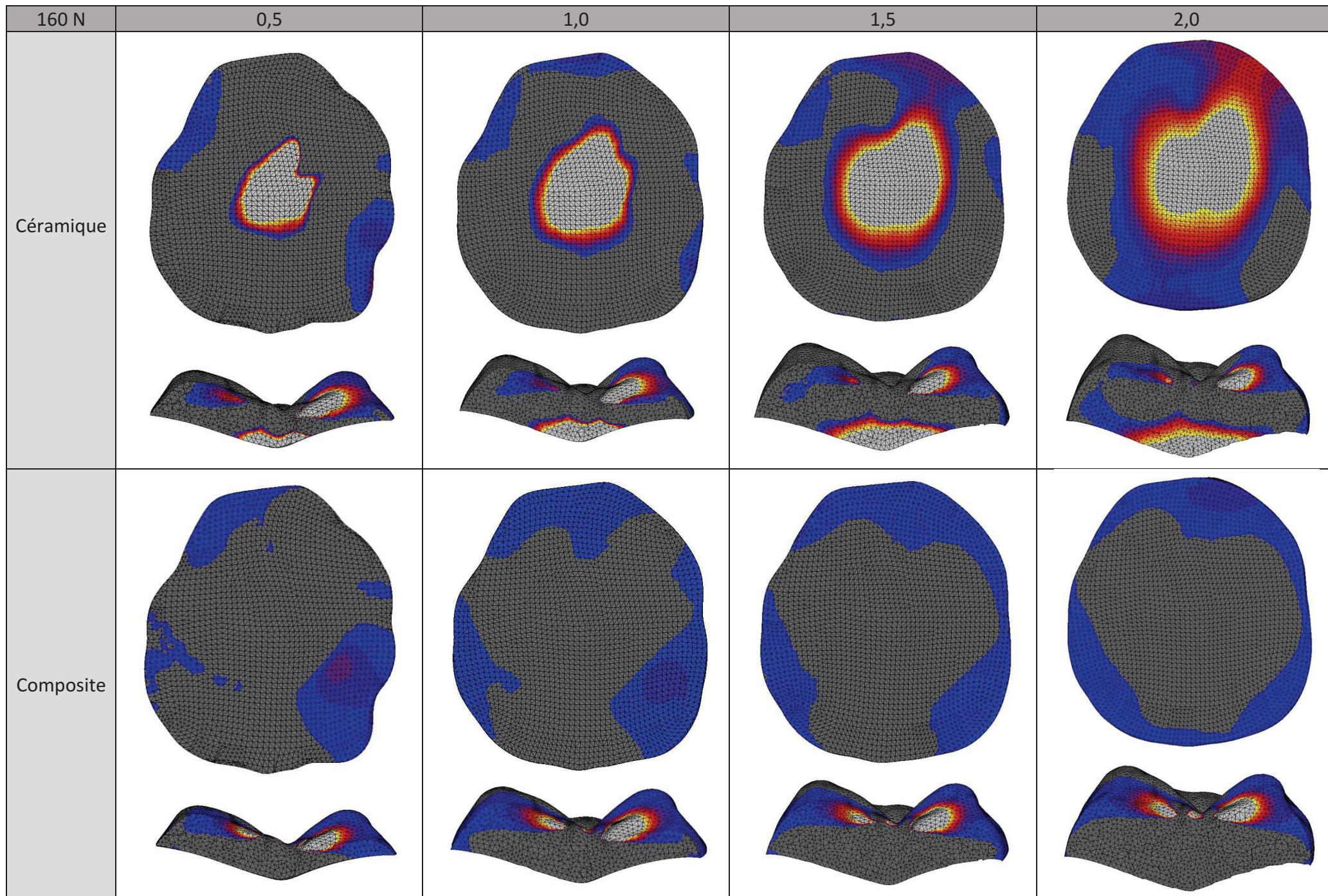


Tableau 1 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe X (mésio-distal) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 5 MPa.

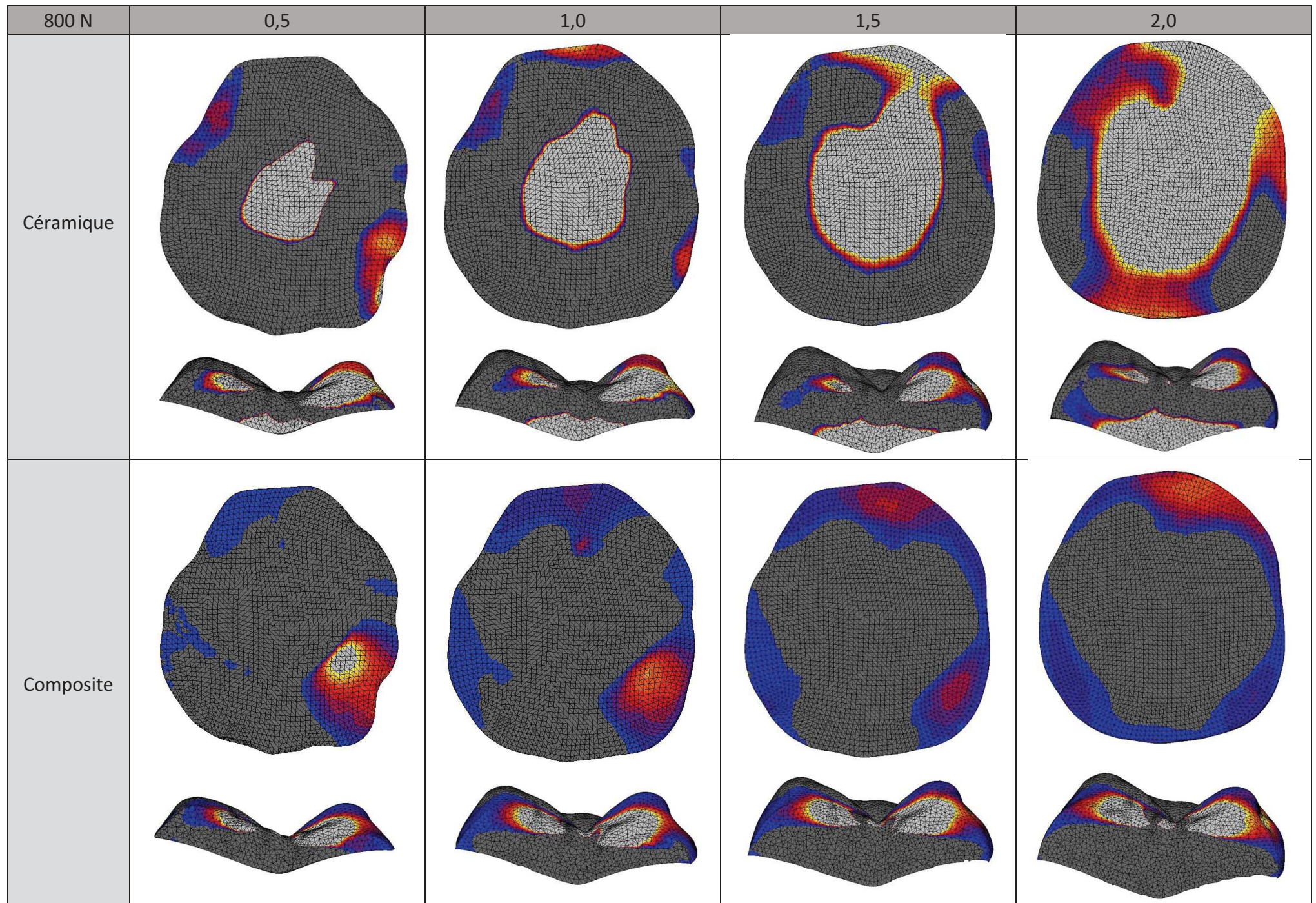


Tableau 2 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe X (mésio-distal) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 5 MPa.

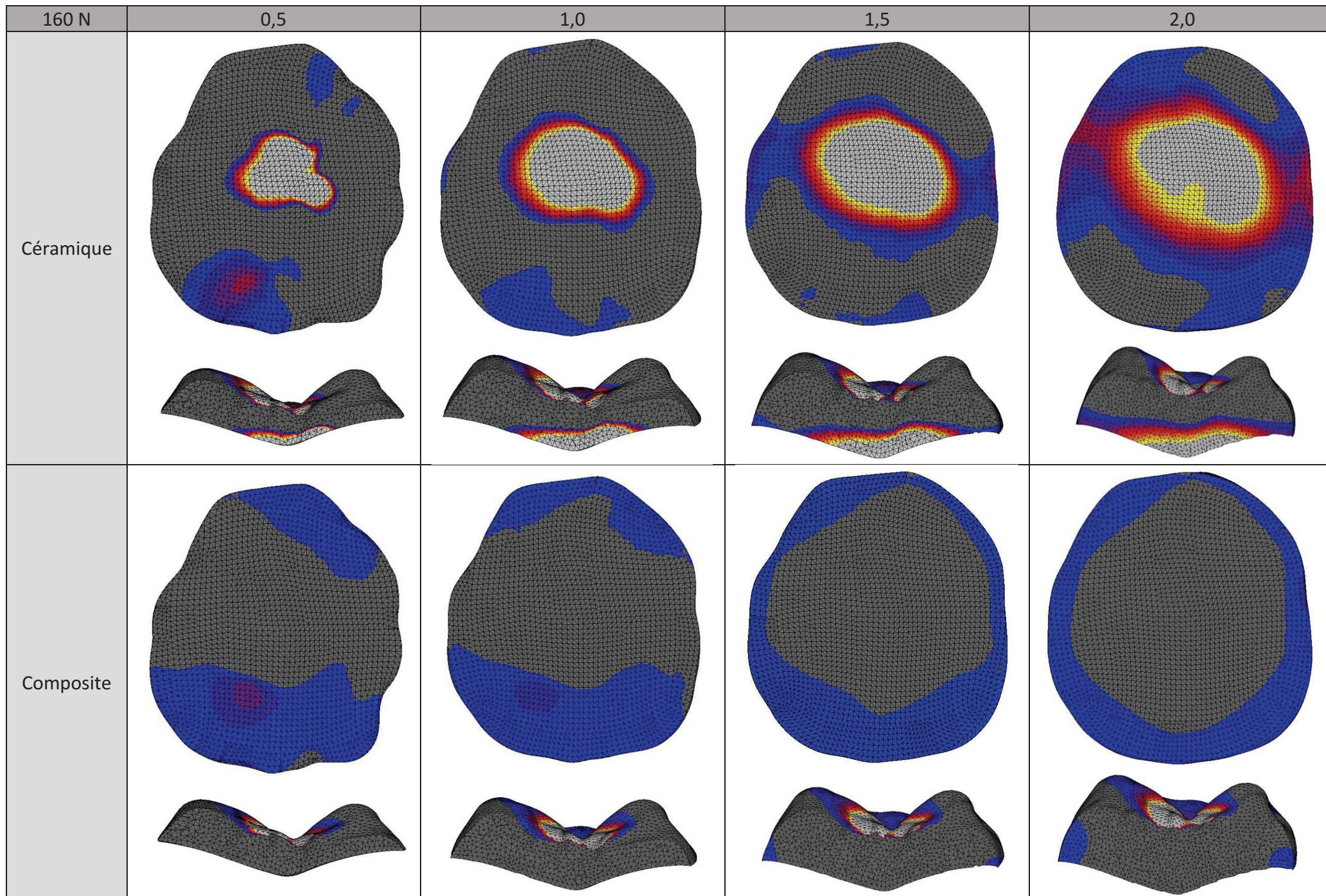


Tableau 3 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 5 MPa.

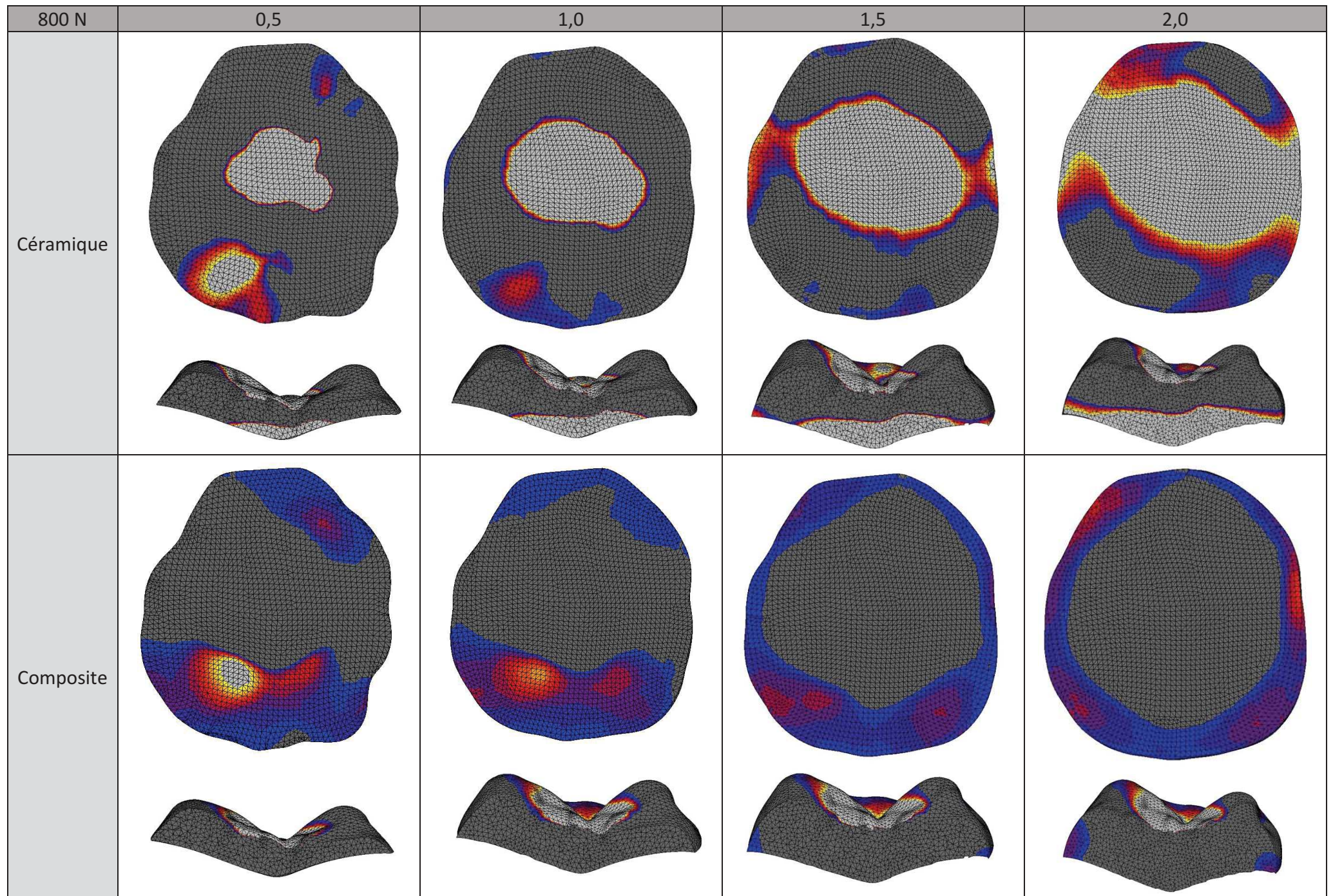


Tableau 4 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 5 MPa.

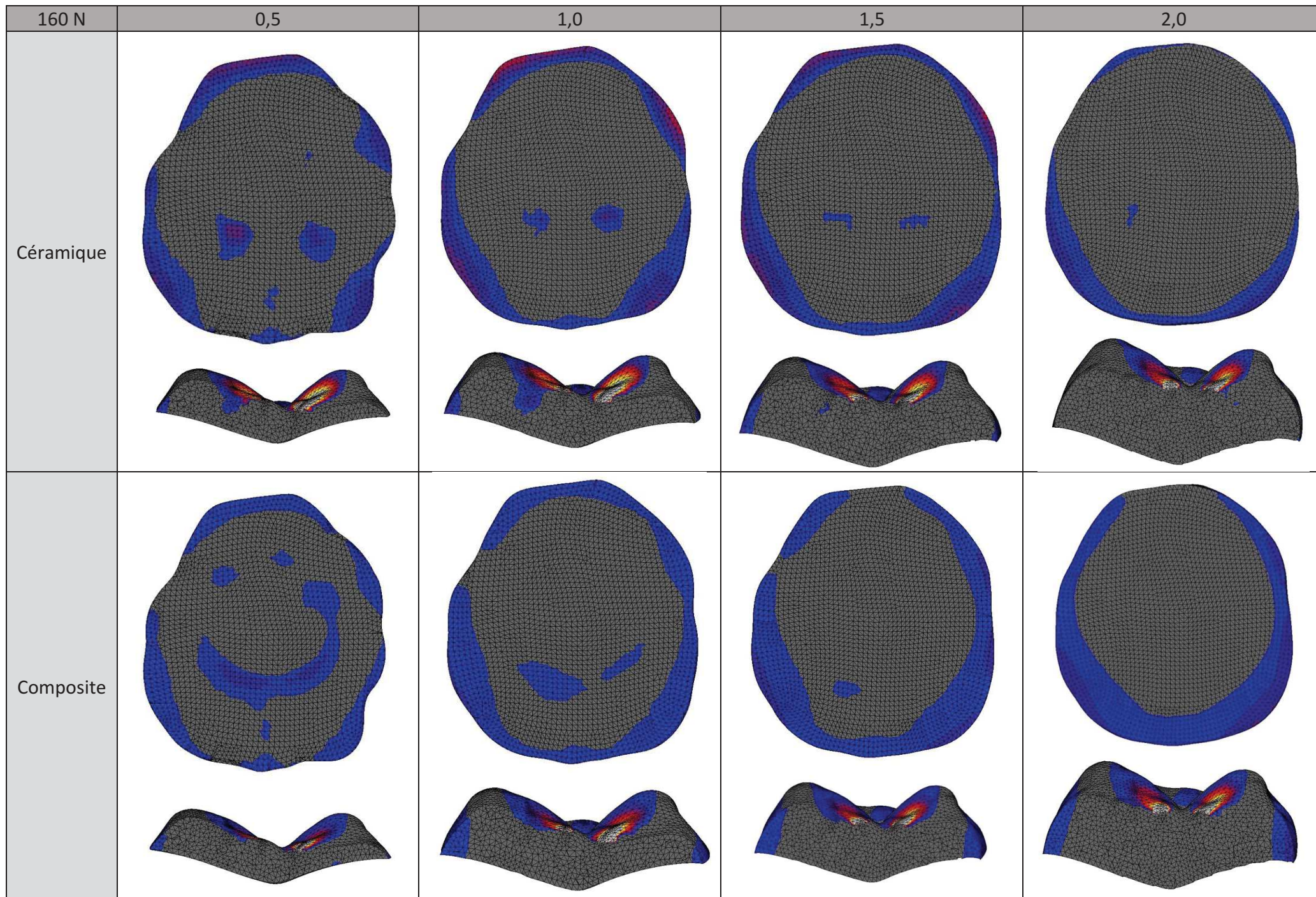


Tableau 5 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 5 MPa.

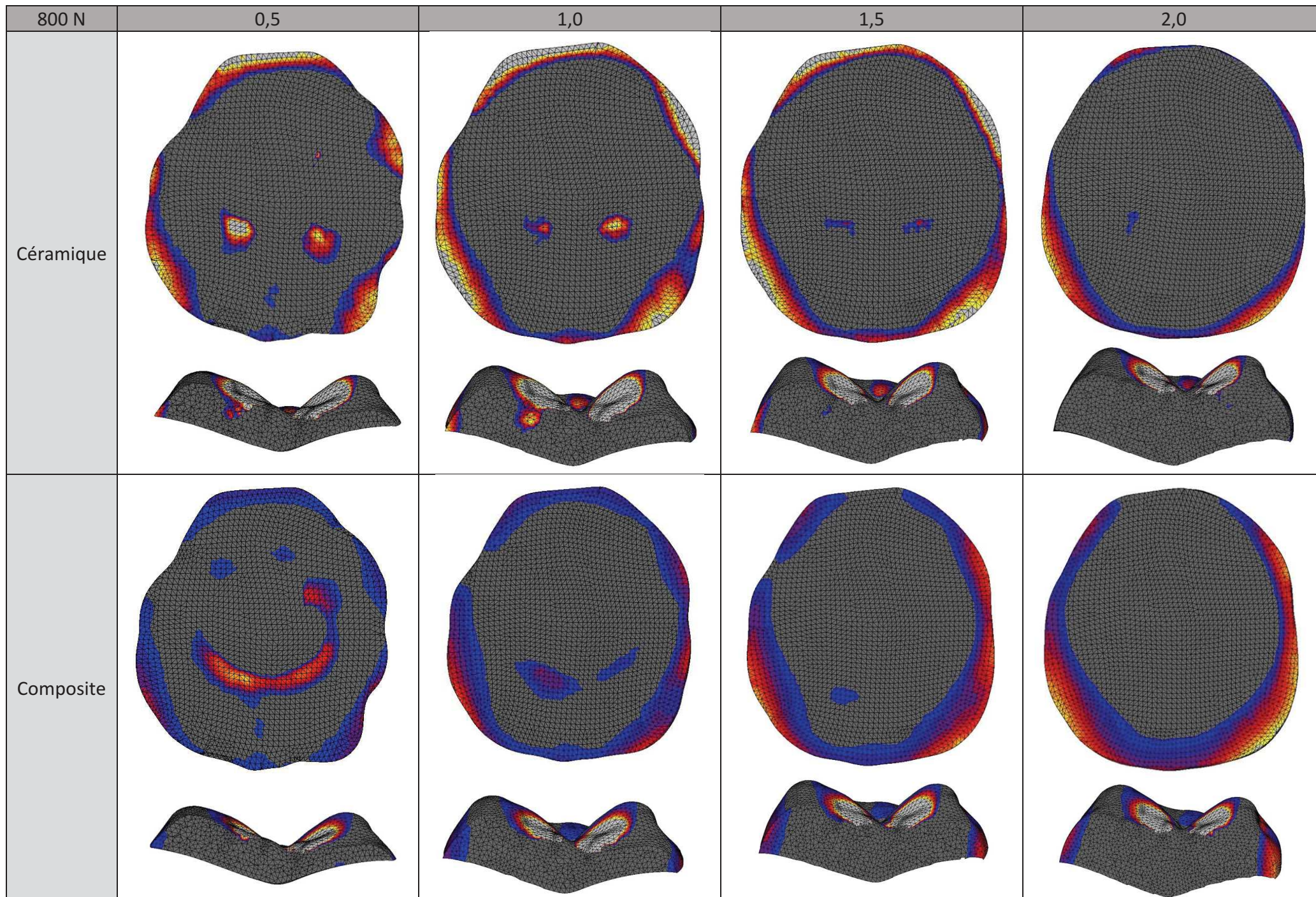


Tableau 6 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 5 MPa.

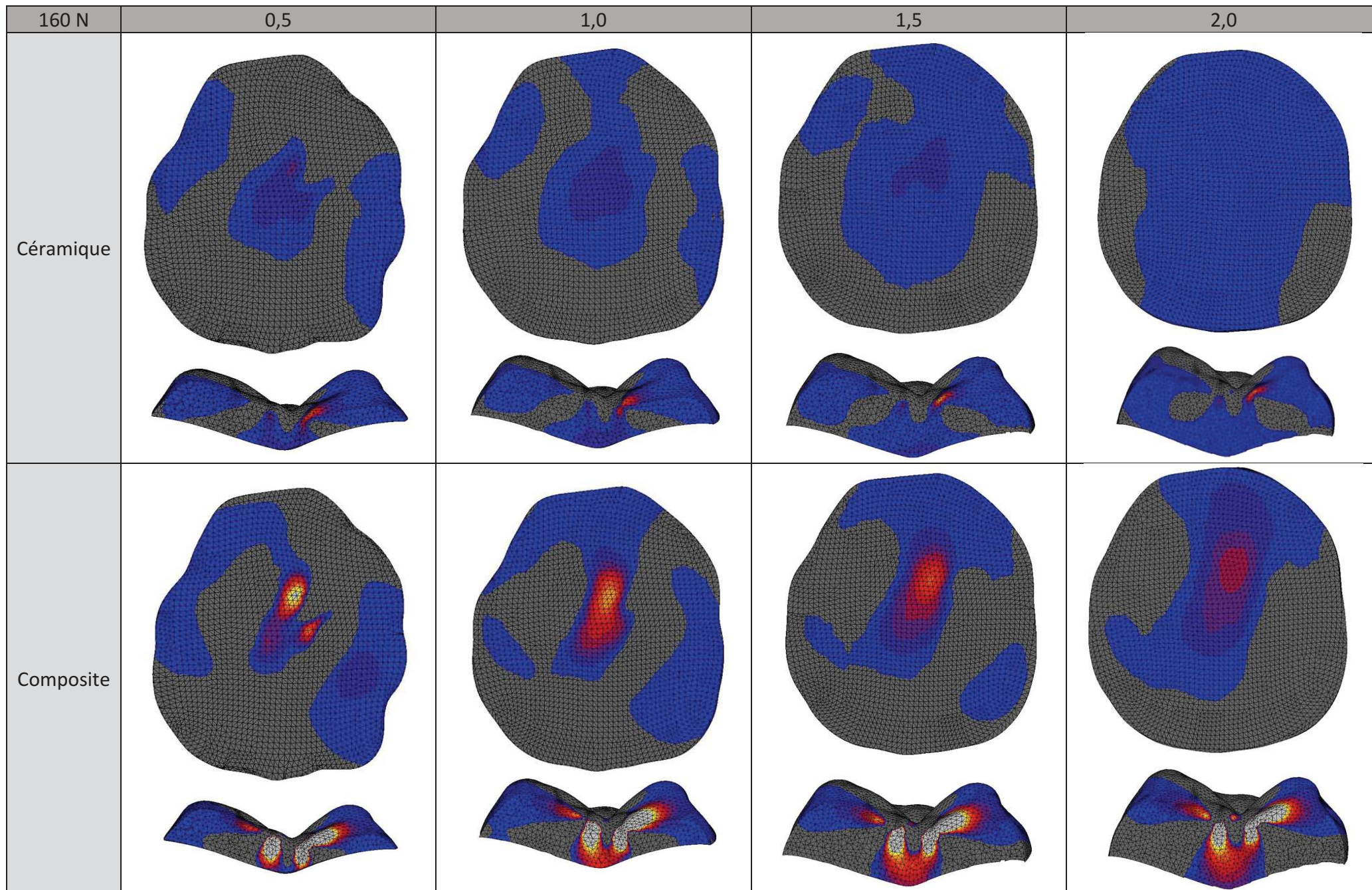


Tableau 7 : Captures d'écran des déformation élastiques selon l'axe X (mésio-distal) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à $1 \cdot 10^{-3}$.

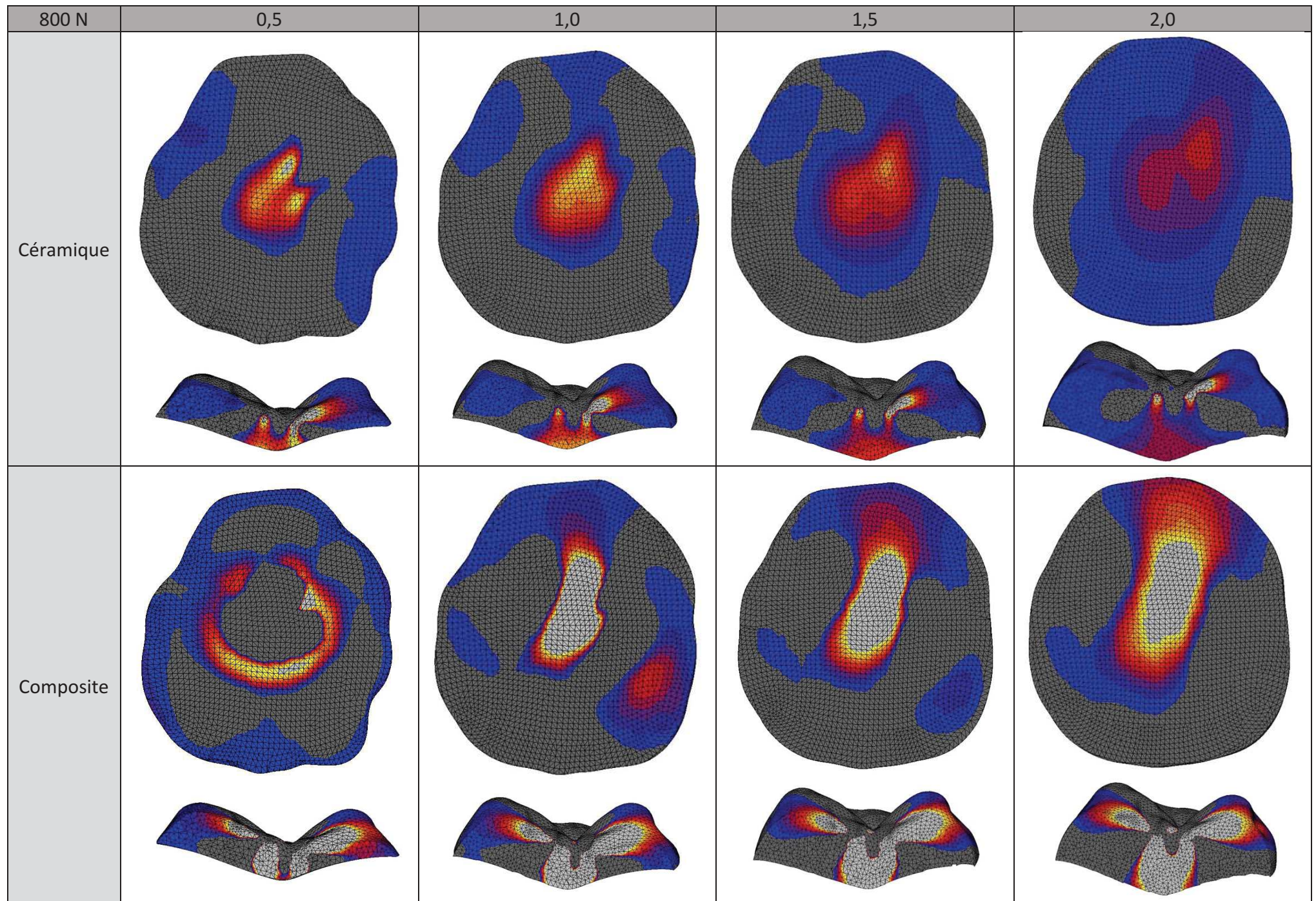


Tableau 8 : Captures d'écran des déformations élastiques selon l'axe X (mésio-distal) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériau lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à $1 \cdot 10^{-3}$.

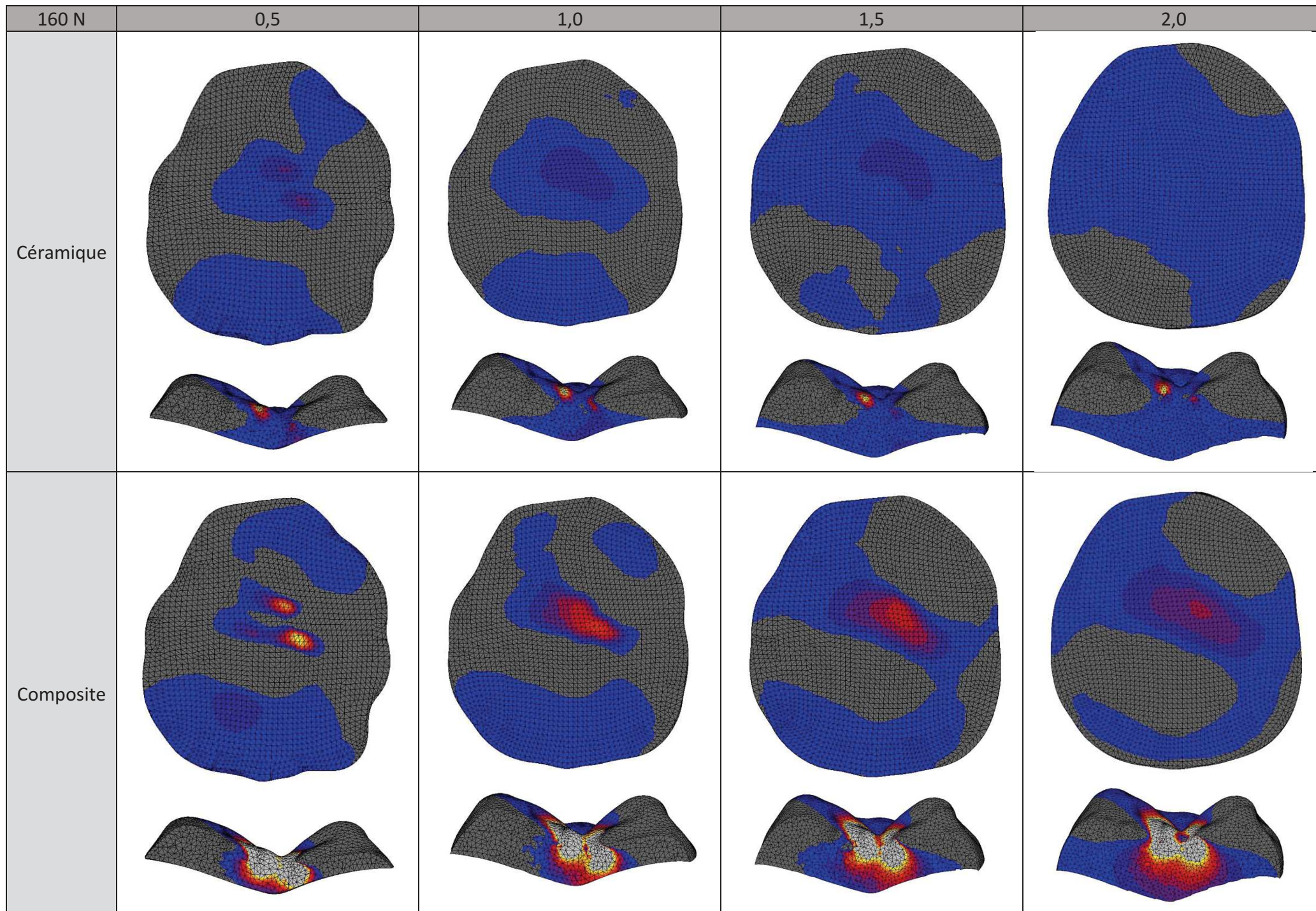


Tableau 9 : Captures d'écran des déformations élastiques selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériau lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

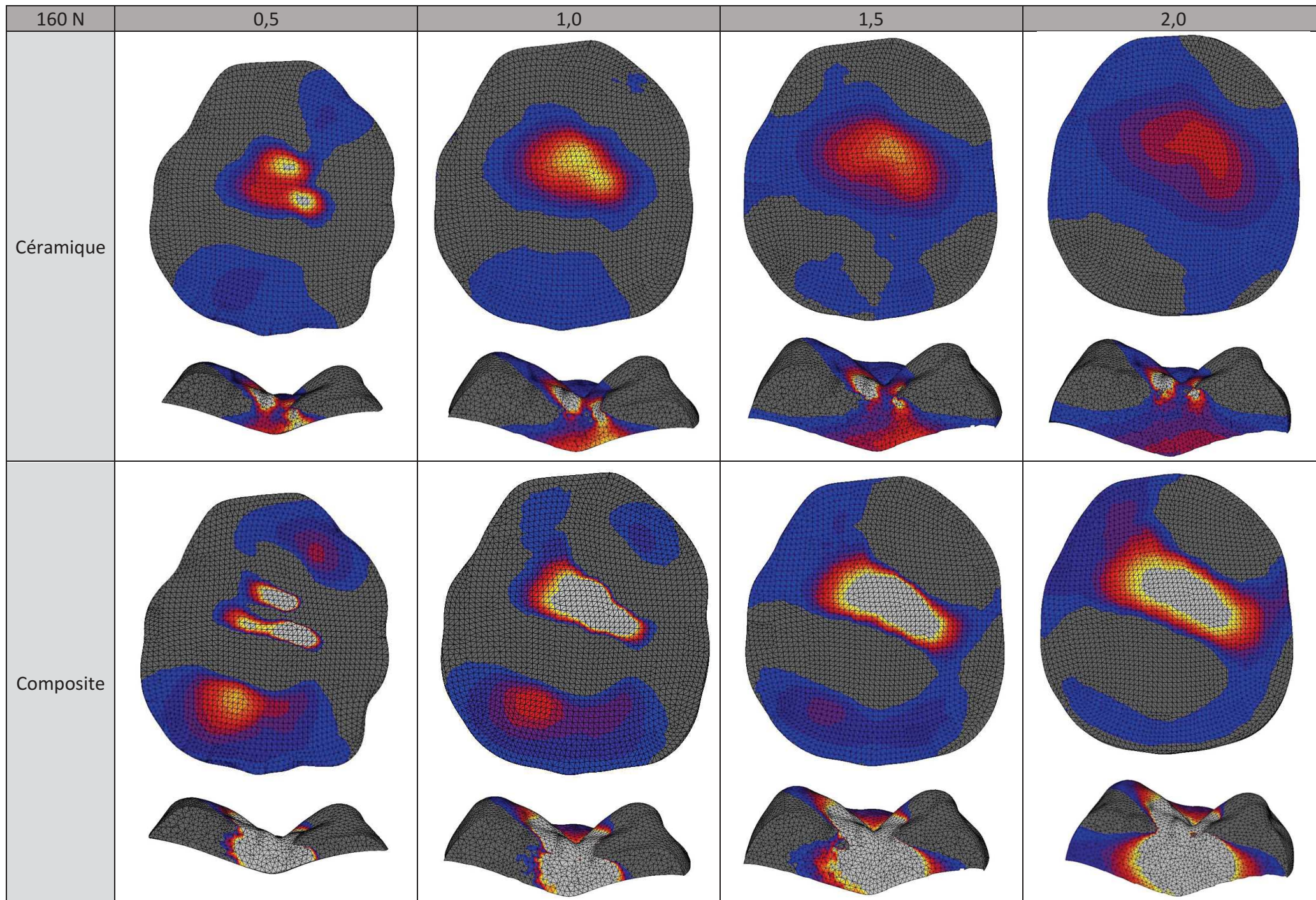


Tableau 10 : Captures d'écran des déformations élastiques selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériau lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à $1 \cdot 10^{-3}$.

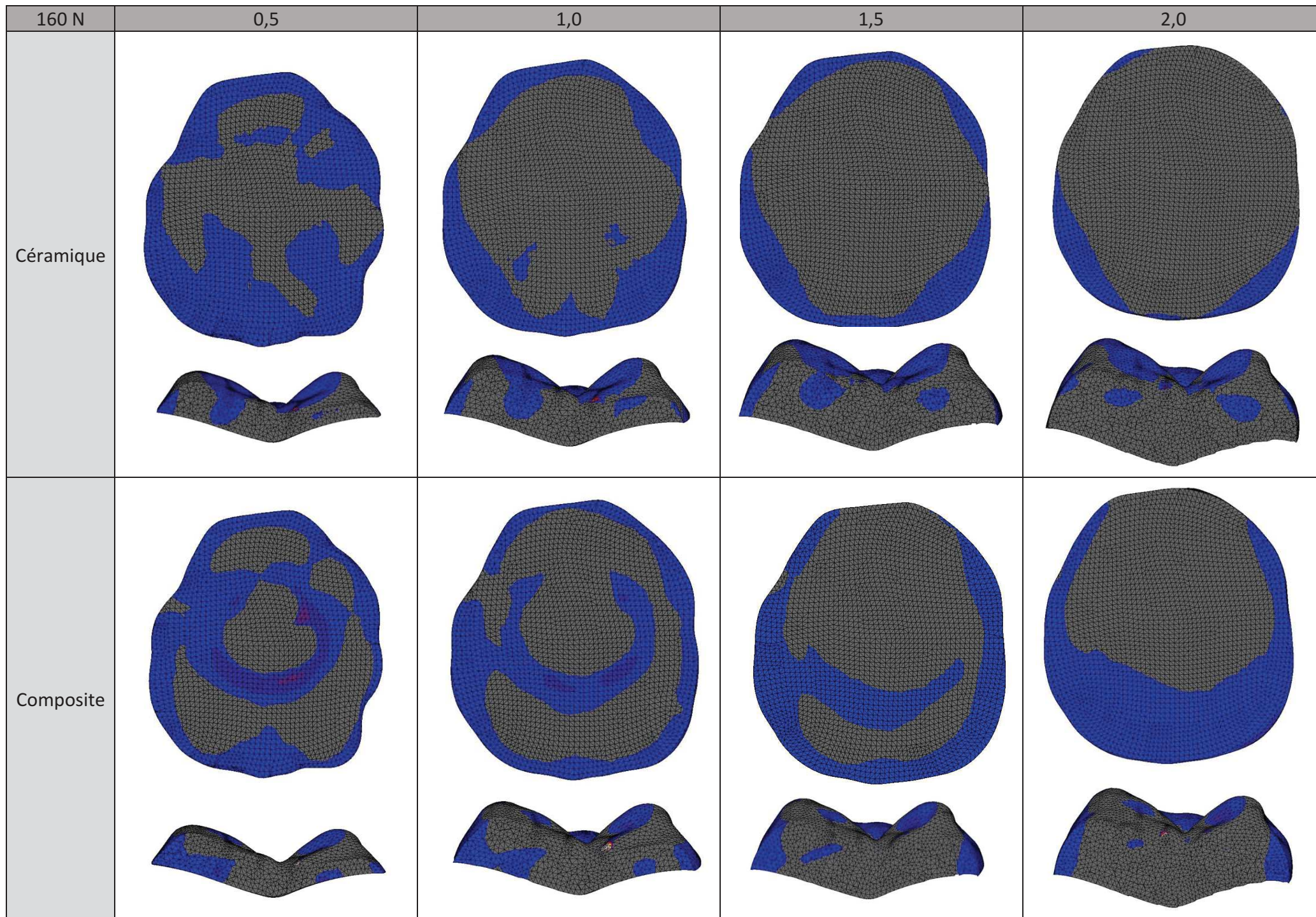


Tableau 11 : Captures d'écran des déformation élastiques selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

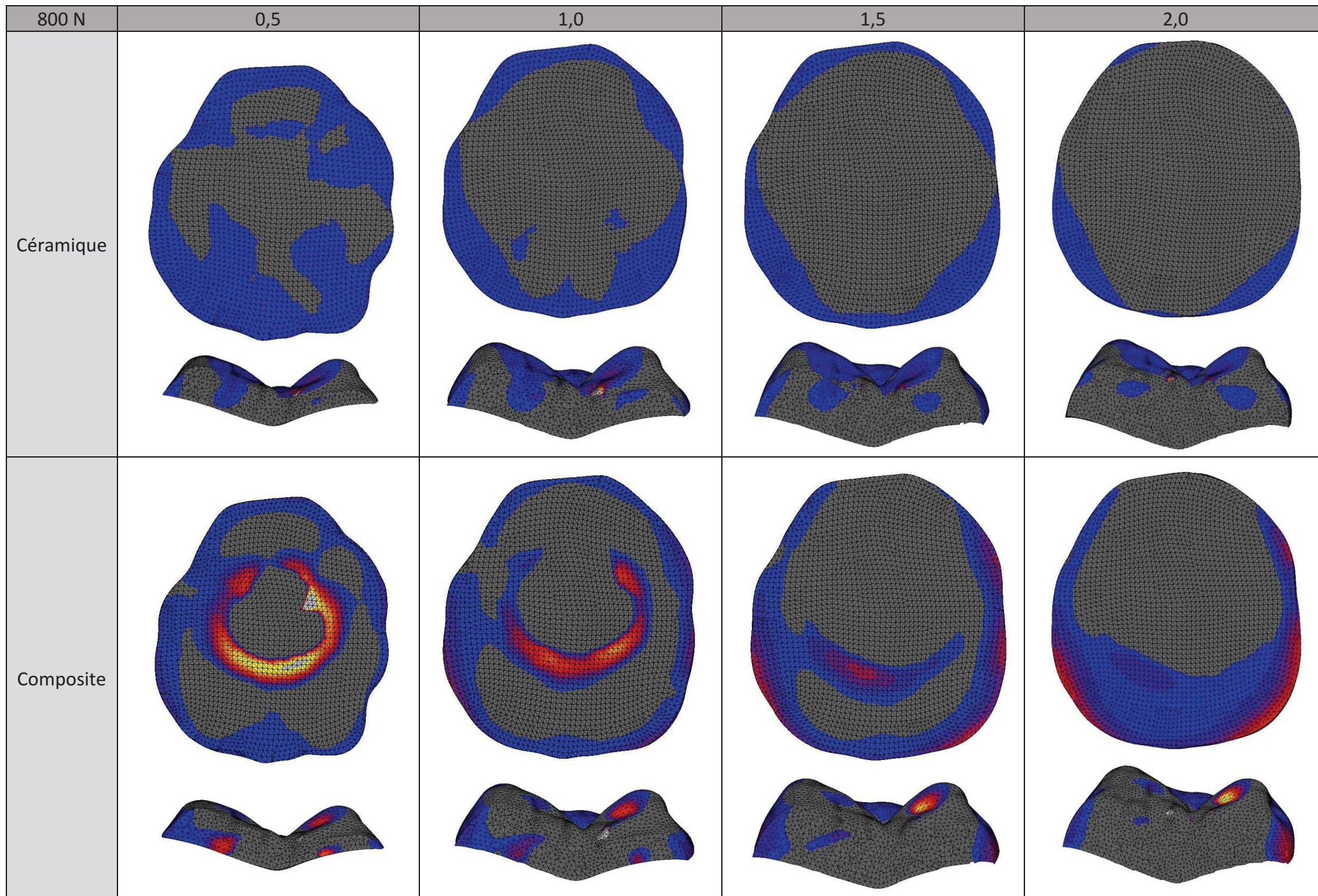


Tableau 12 : Captures d'écran des déformations élastiques selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à l'overlay en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de l'overlay et coupe médiane dans le plan XY. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

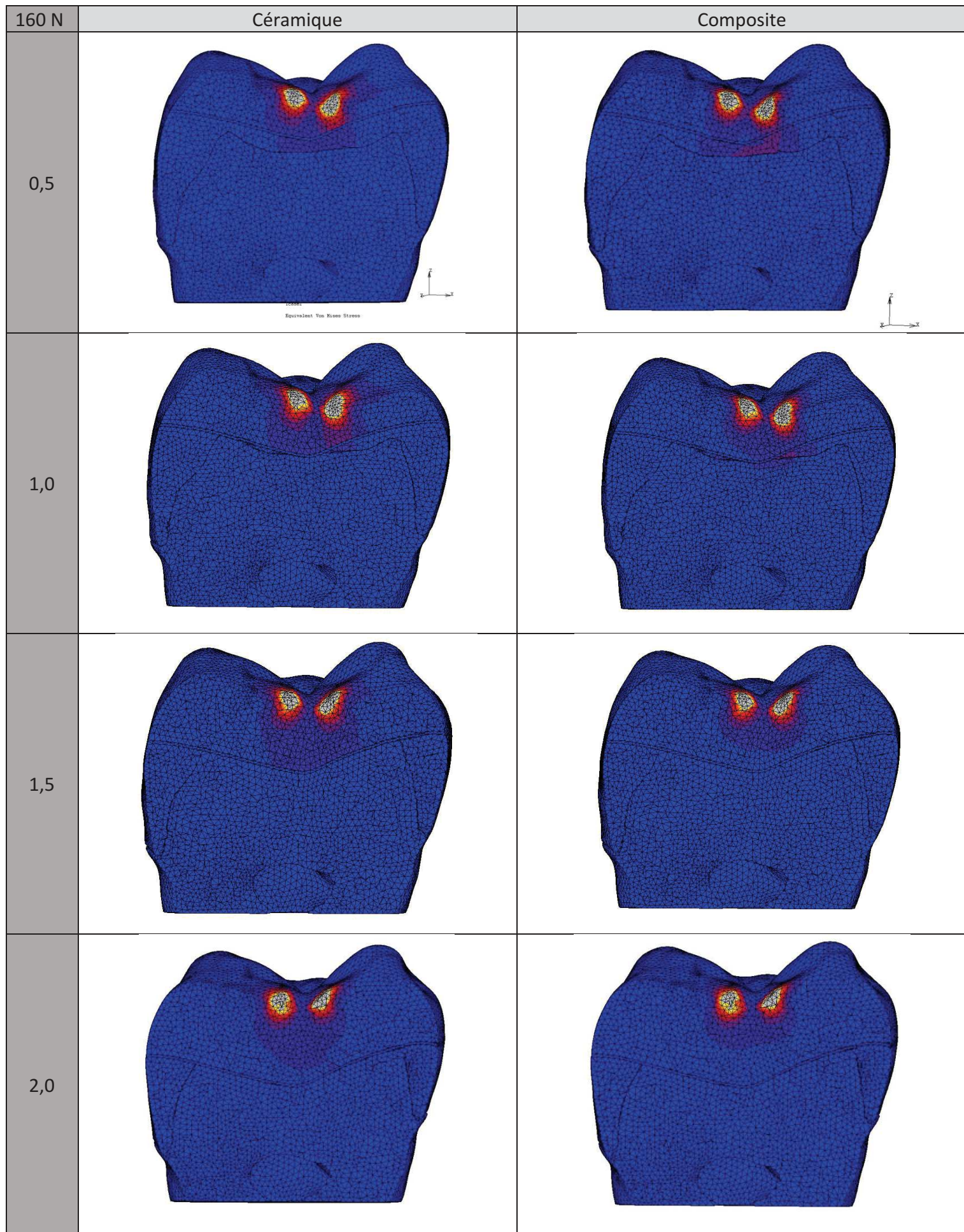


Tableau 13 : Contraintes équivalentes de Von Mises imposées à l'overlay en fonction de l'épaisseur et du matériau lorsque il est soumis à 160 N de charge occlusale. Vue en coupe selon le plan XY. Echelle : 0   150 MPa.

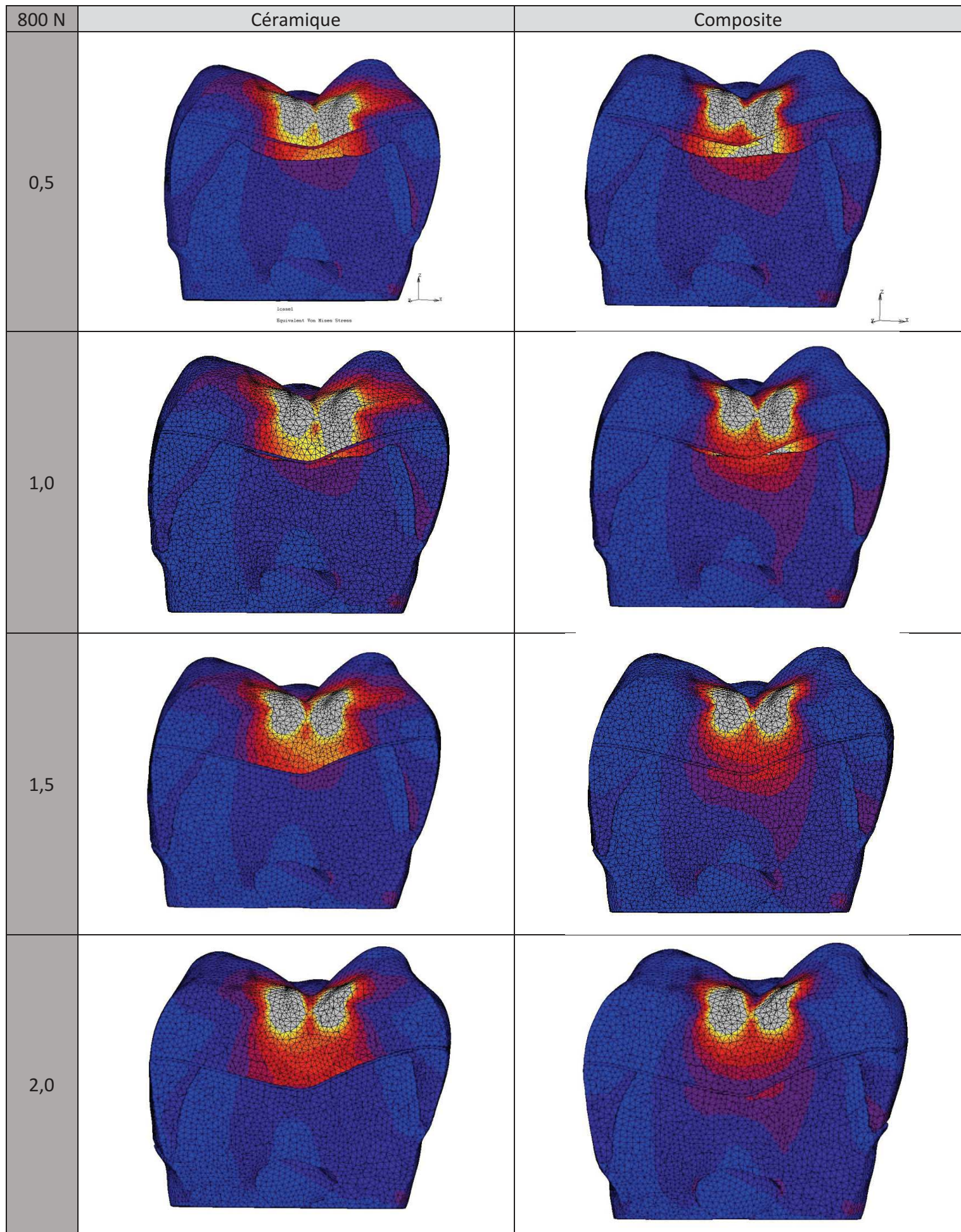


Tableau 14 : Contraintes équivalentes de Von Mises imposées à l'overlay en fonction de l'épaisseur et du matériau lorsque il est soumis à 160 N de charge occlusale. Vue en coupe selon le plan XY. Echelle : 0   150 MPa.

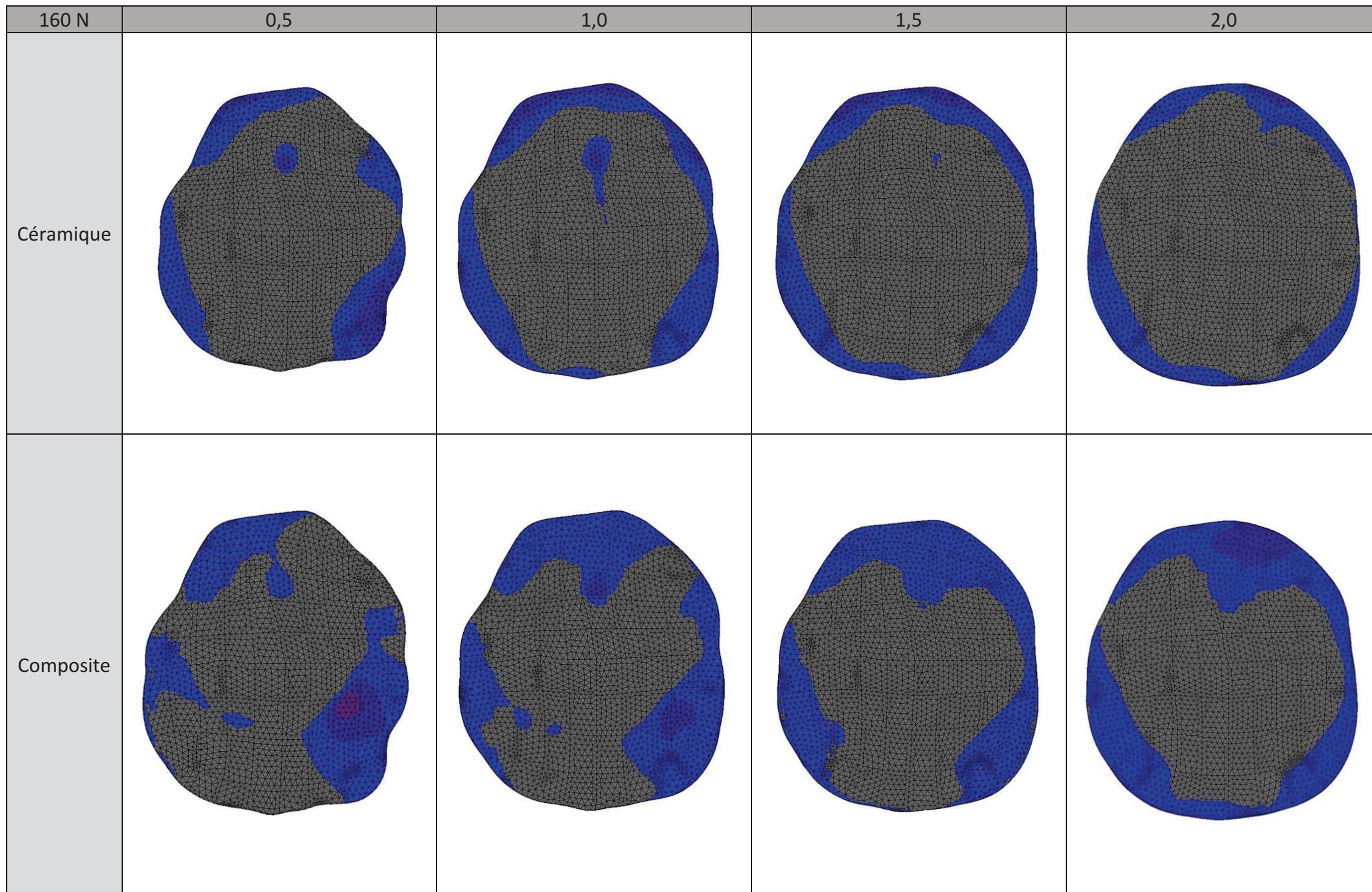


Tableau 15 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe X (mésio-distal) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 5 MPa.

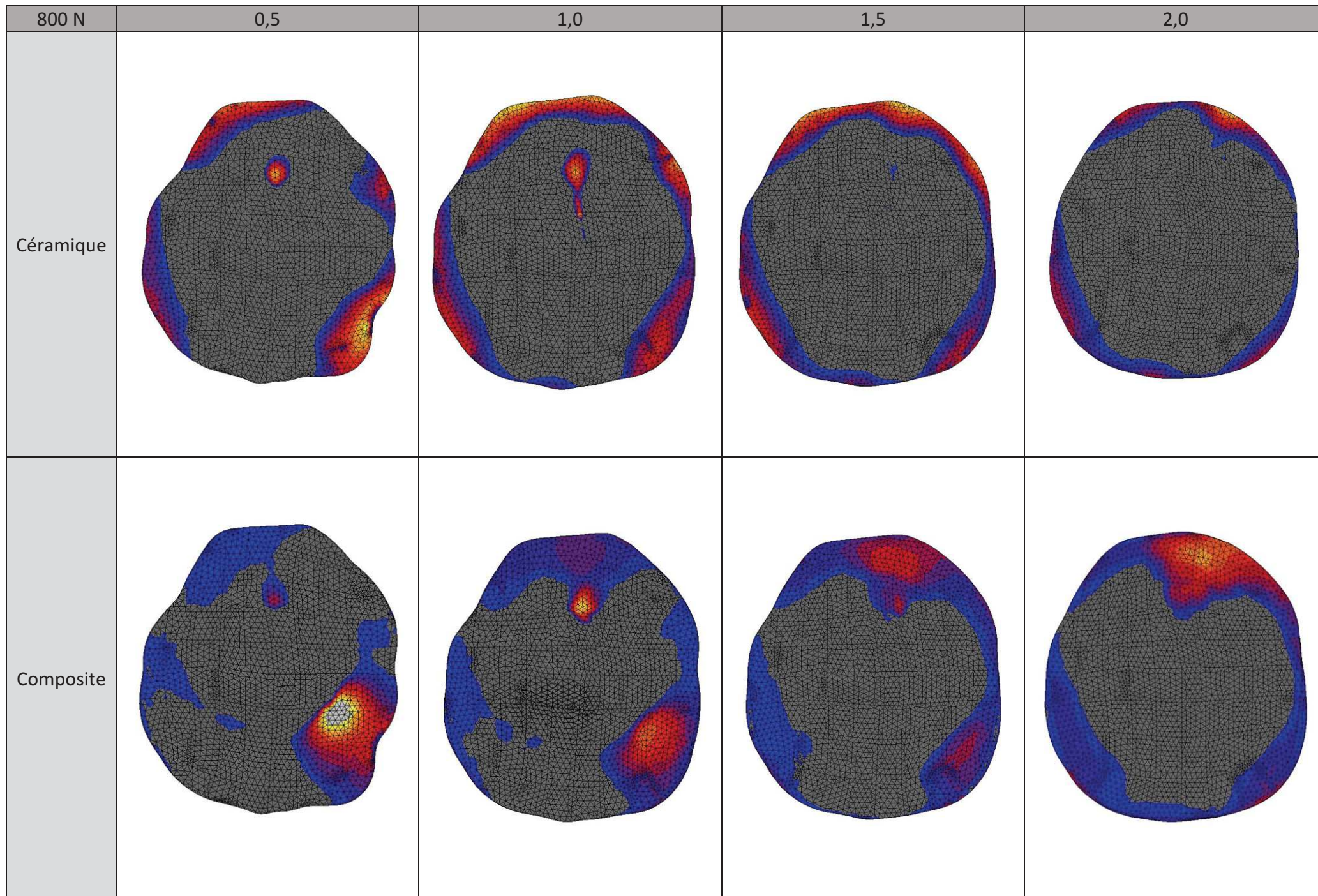


Tableau 16 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe X (mésio-distal) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 5 MPa.

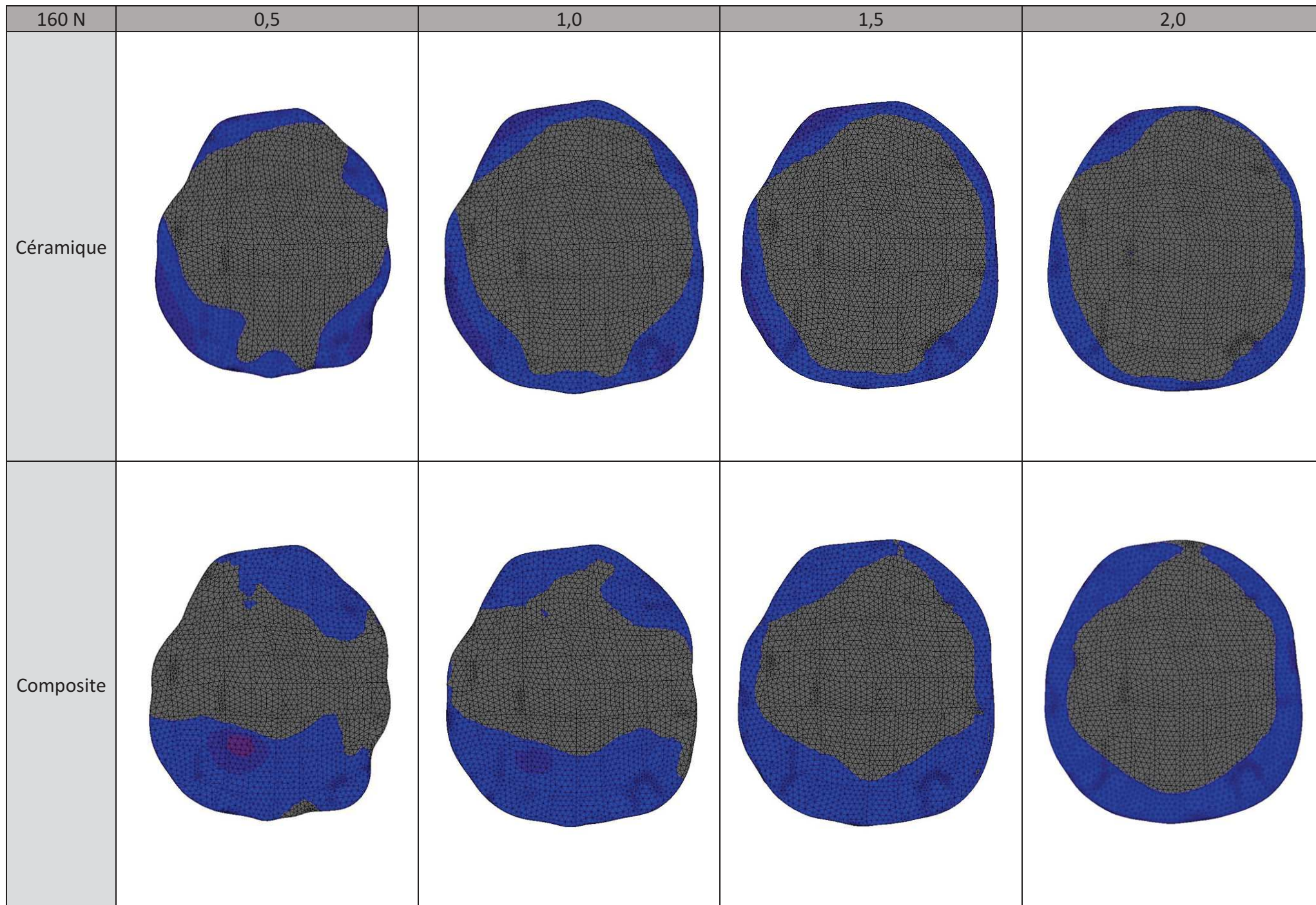


Tableau 17 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 5 MPa.

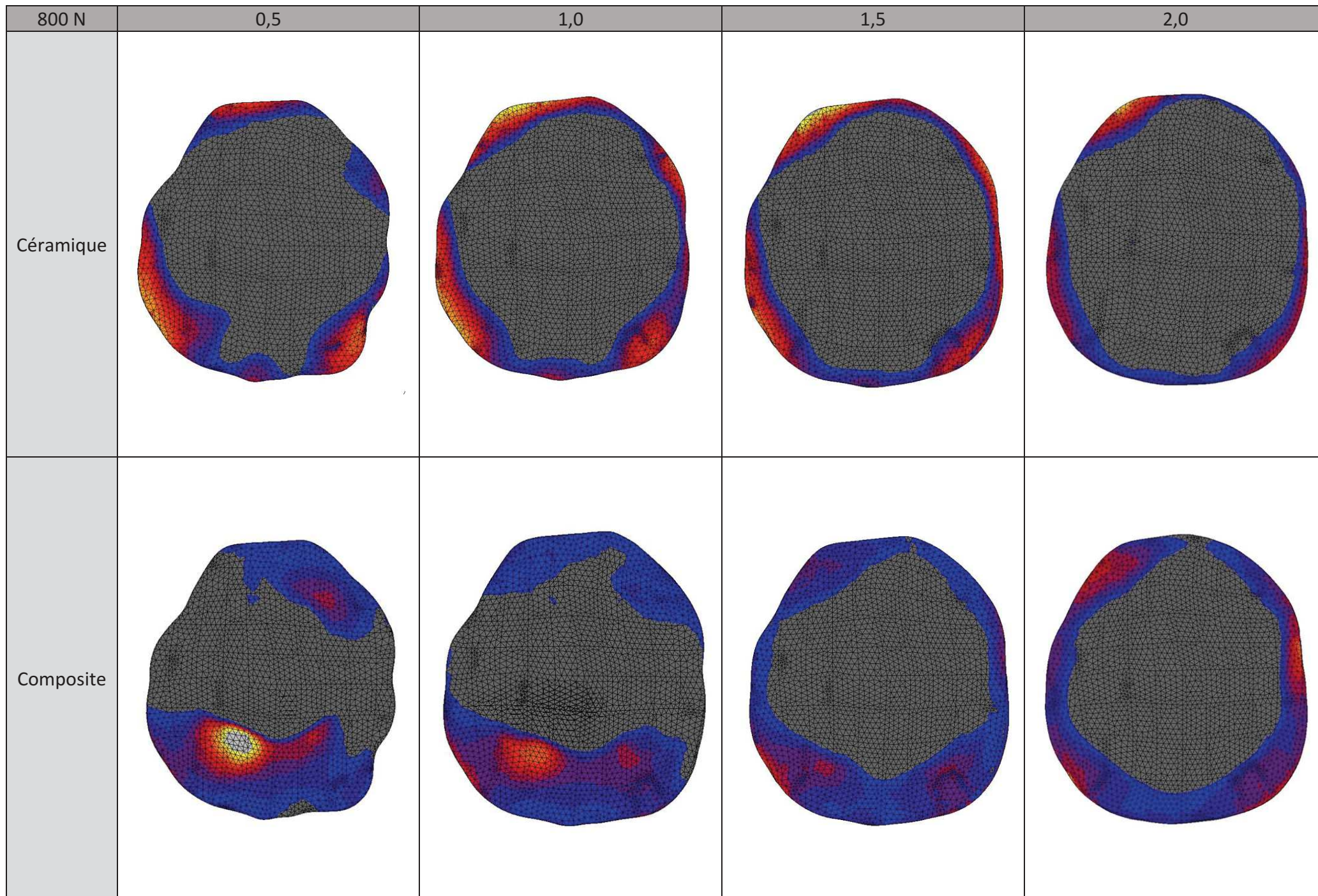


Tableau 18 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 5 MPa.

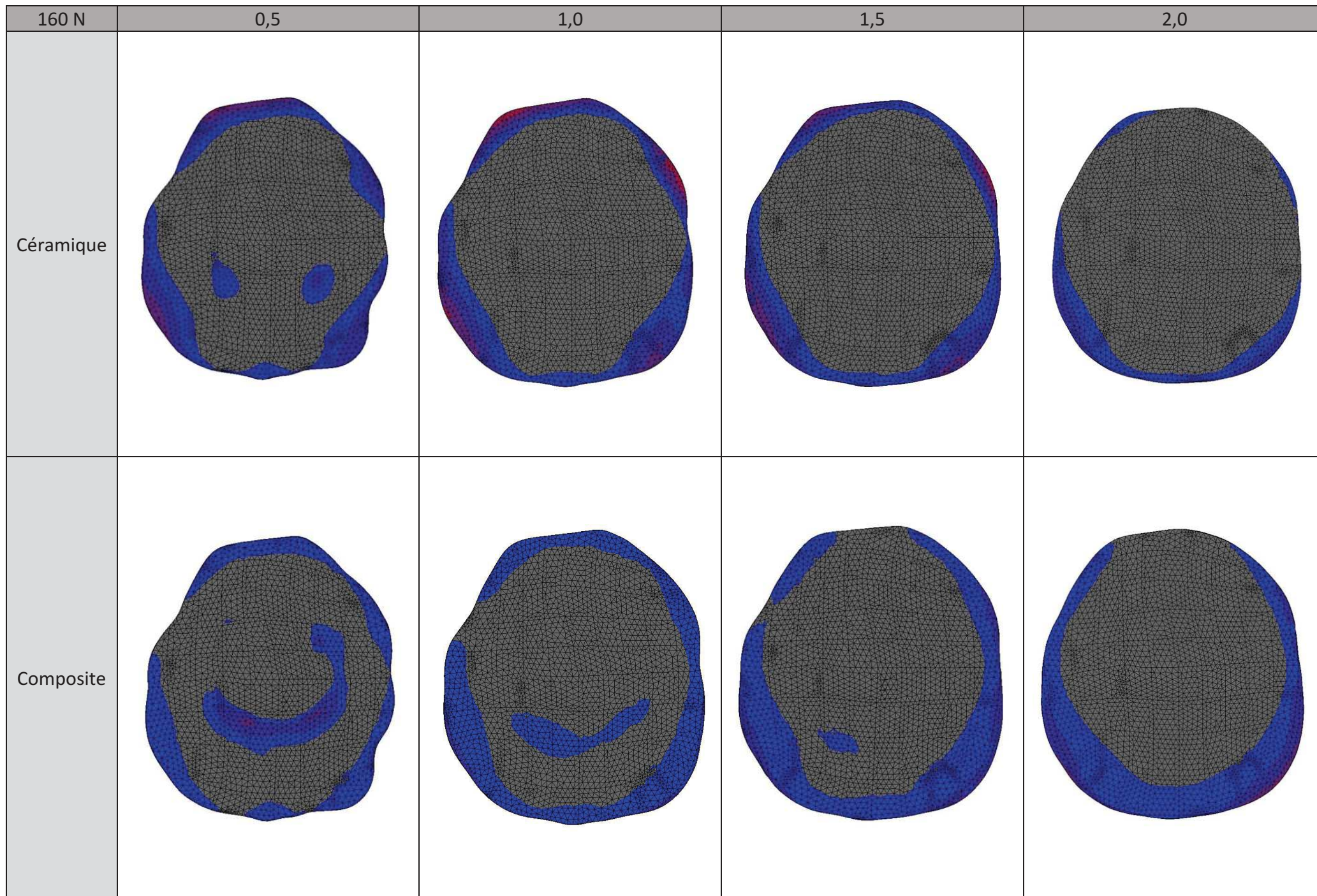


Tableau 19 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 5 MPa.

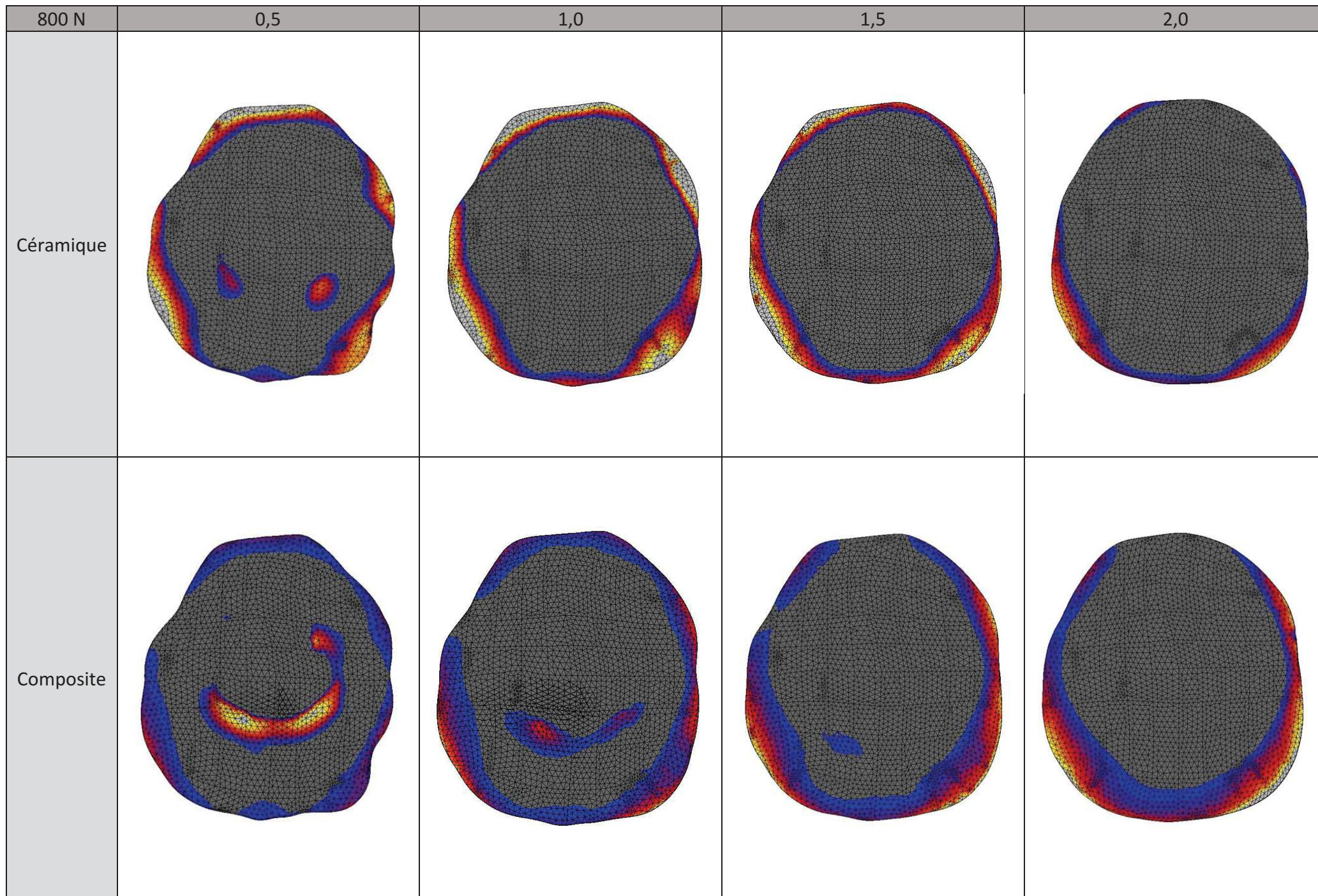


Tableau 20 : Captures d'écran des contraintes de traction selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 5 MPa.

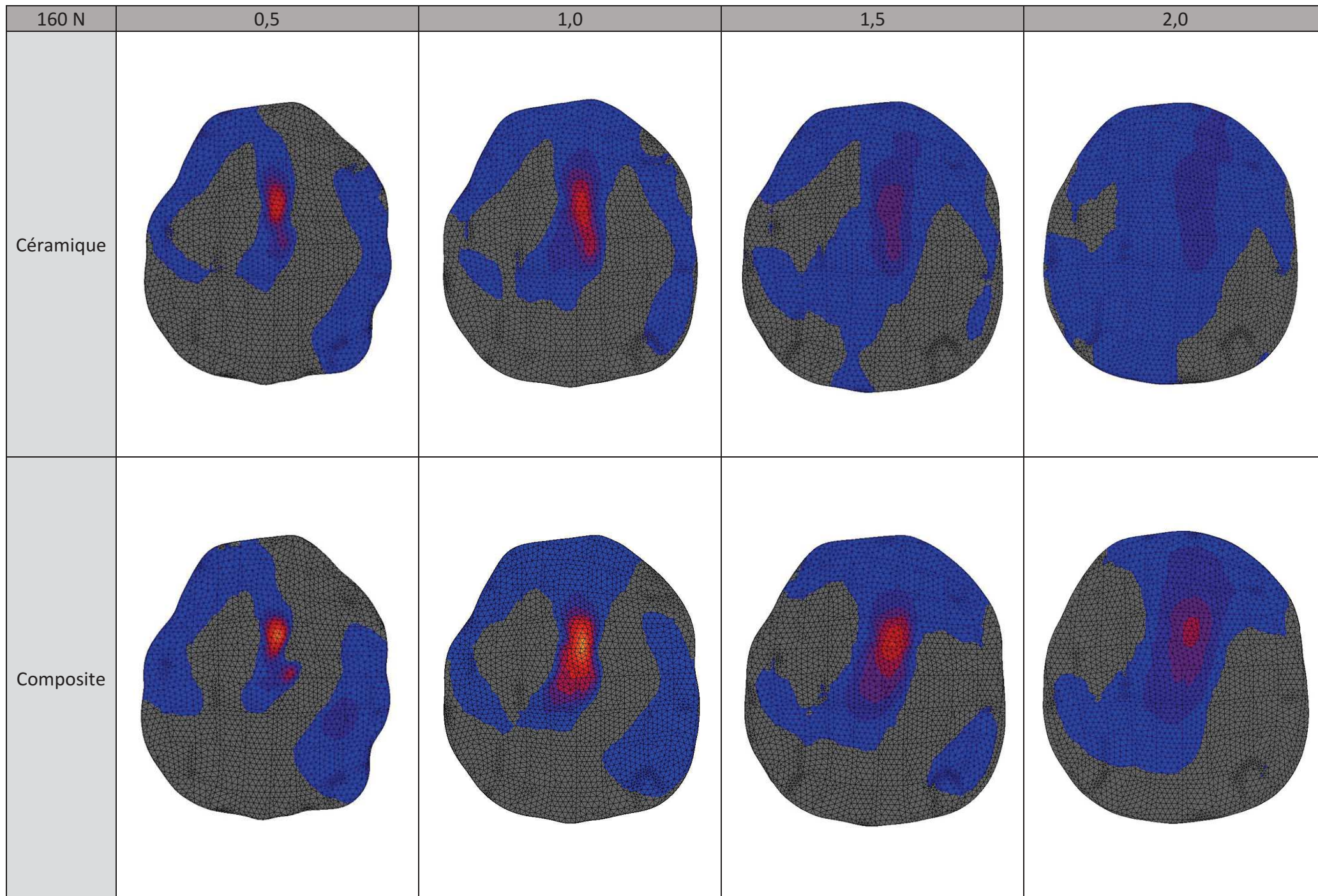


Tableau 21 : Captures d'écran des déformation élastiques selon l'axe X (mésio-distal) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

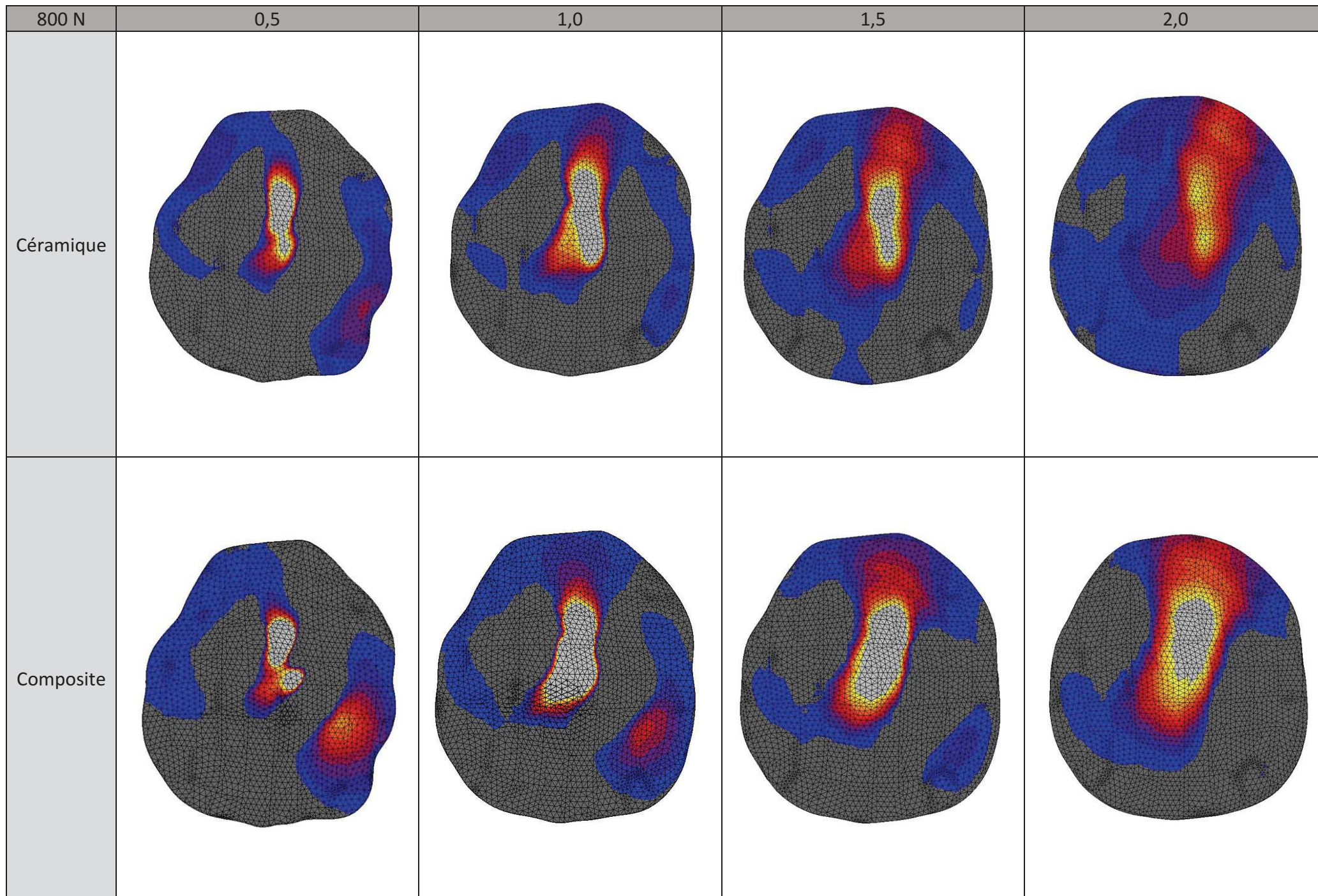


Tableau 22 : Captures d'écran des déformation élastiques selon l'axe X (mésio-distal) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à $1 \cdot 10^{-3}$.

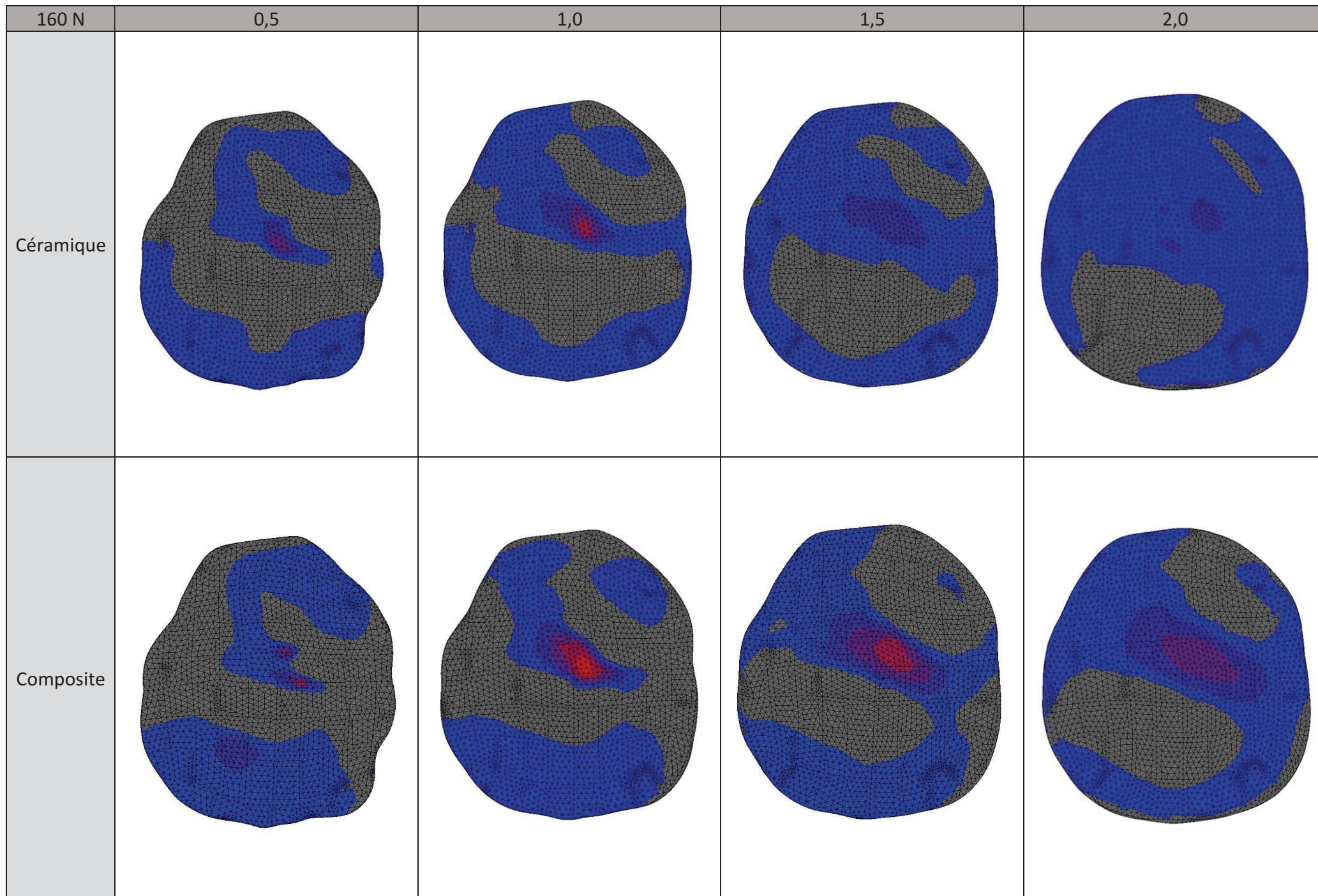


Tableau 23 : Captures d'écran des déformation élastiques selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

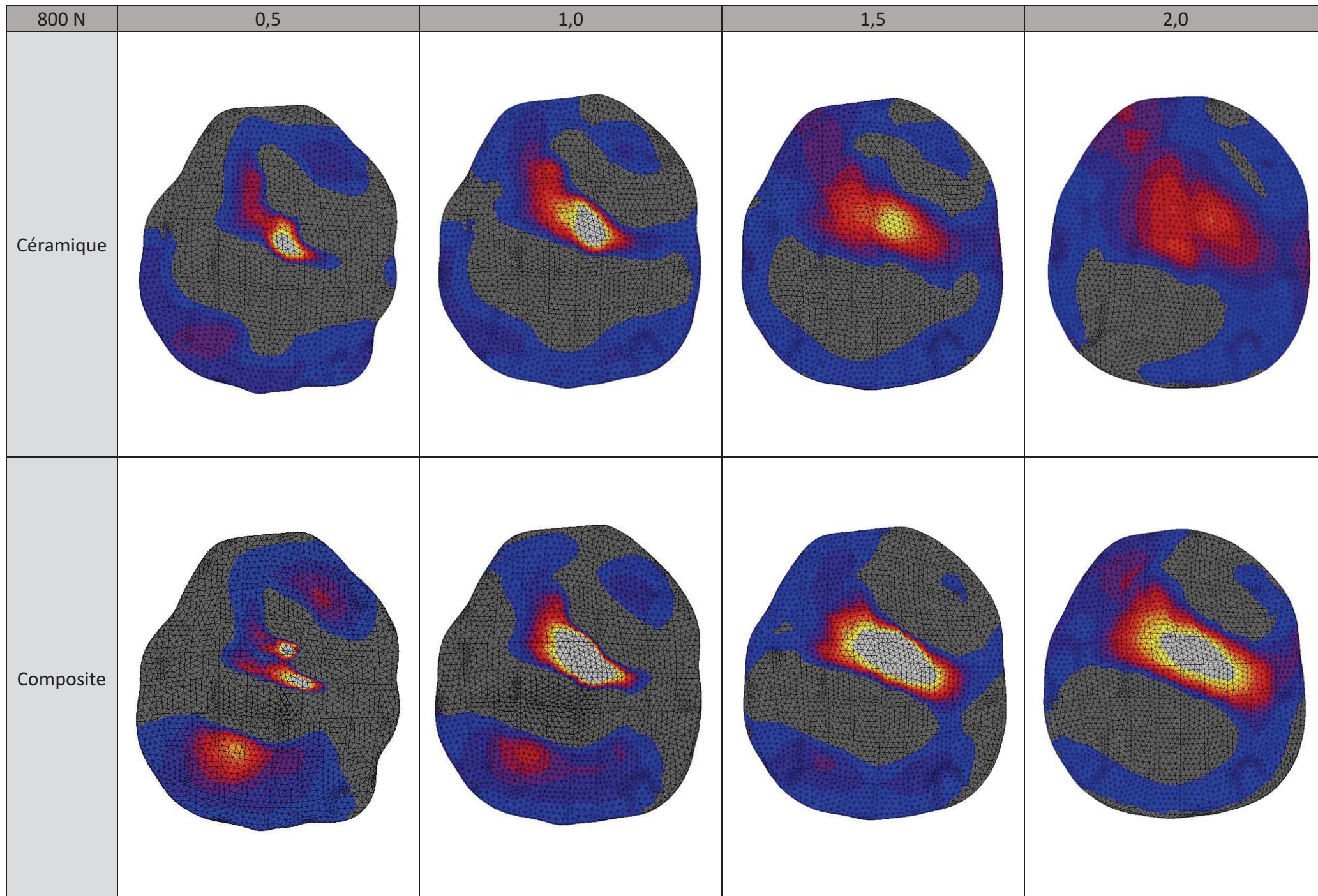


Tableau 24 : Captures d'écran des déformation élastiques selon l'axe Y (vestibulo-lingual) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

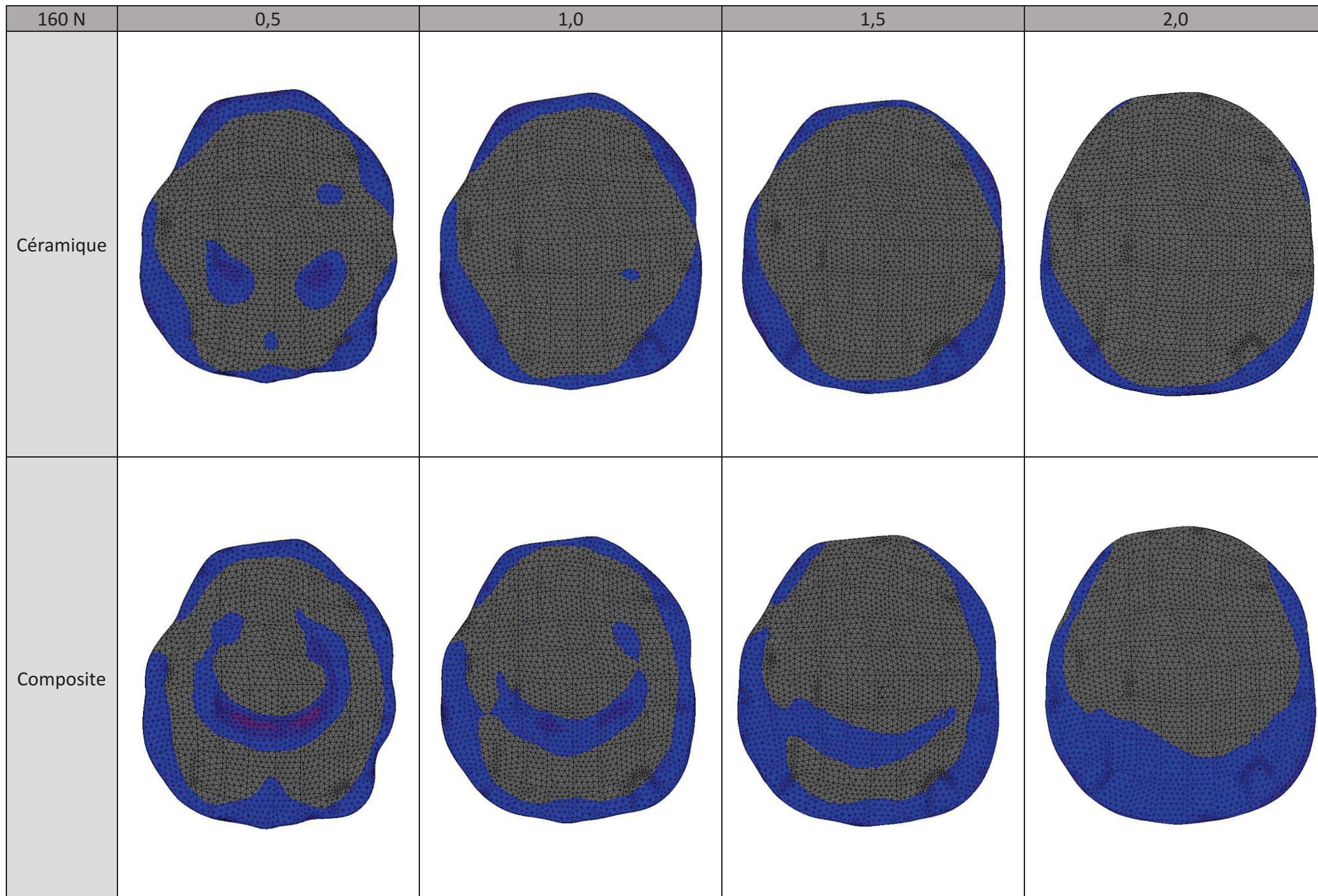


Tableau 25 : Captures d'écran des déformations élastiques selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériau lors d'une charge occlusale de 160 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

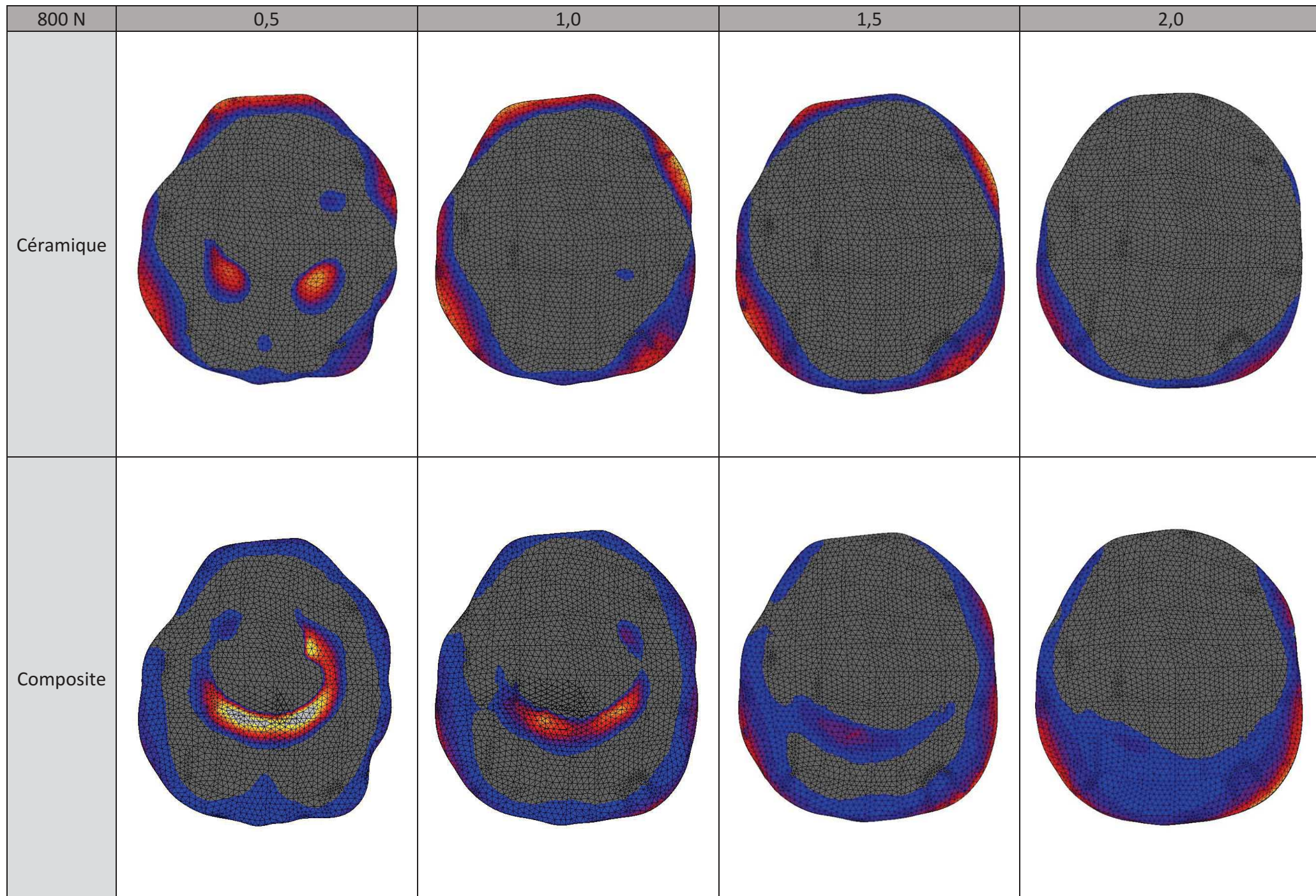


Tableau 26 : Captures d'écran des déformations élastiques selon l'axe Z (occluso-cervical) imposées à la colle en fonction de la taille et du matériaux lors d'une charge occlusale de 800 N. Vue de la face cervicale de la colle. Echelle : de 0 à 1.10^{-3} .

PAGNOT (Pierre) – Les Overlays en céramique : évaluation des contraintes mécaniques à l'aide de la méthode des éléments finis.
(Thèse : 3^{ème} cycle Sci. odontol. : Strasbourg ; 2018 : N°31)
N°43.22.18.31

Résumé :

La dentisterie restauratrice contemporaine s'oriente vers des préparations préservant au mieux les tissus dentaires. C'est le concept dénommé « dentisterie a minima » dans lequel peuvent être inclus les overlays (encore appelés table-tops ou occlusal veneers en anglais). Ils sont indiqués en cas de délabrements occlusaux qu'ils soient minimes ou majeures, d'origine abrasive, traumatique, ou carieuse. La prise de conscience des praticiens concernant la conservation des tissus dentaires est croissante, et les développements technologiques, liés au collage et à la résistance mécanique des céramiques, démocratisent ces restaurations adhésives.

Les préparations pour overlays sont réalisées selon le délabrement de la couronne, suivant une réduction homothétique de la face occlusale. Elles sont mécaniquement non-rétentives. Le but de ces aménagements est de réduire homothétiquement la surface occlusale de la dent, tout en préservant au maximum les tissus dentaires, notamment l'émail, afin d'optimiser le collage de la pièce en céramique.

Dans ce travail, nous allons nous intéresser au comportement mécanique de différentes épaisseurs d'overlays en céramique : 0,5 ; 1 ; 1,5 et 2mm. La méthode des éléments finis (Finite Element Method) analyse numériquement le comportement mécanique de ces pièces en céramique. Il s'agira donc d'une étude totalement numérique : dans un premier temps une dent intacte sera scannée en 3 dimensions, préparée selon les différentes épaisseurs énoncées précédemment. Une céramique et une pâte de collage modélisée virtuellement viendra compléter ce modèle. L'application de force simulant la mastication physiologique permettra de visualiser les contraintes mécaniques internes à la dent, à la céramique et au polymère de collage.

L'intérêt de cette étude est de démontrer l'influence de l'épaisseur de la céramique dans la résistance des overlays. Ces résultats numériques devront être corroborés par des expériences in vitro, voire in vivo, et pourront conduire à de possibles indications cliniques.

Rubrique de classement : Odontologie

Mots clés : Overlay
Facettes occlusales
Tout-céramique
Epaisseur de céramique
Méthode des Éléments Finis

Me SH : Overlay, Occlusal veneers, All-ceramic, Ceramic Thickness,
Finite Element Method

Jury :

Président : Professeur MEYER Florent

Asseseurs : Docteur ETIENNE Olivier
Docteur GROS Catherine-Isabelle
Docteur HEICHELBECH Frédéric

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale : P. PAGNOT
32, N Avenue du Commandant Marceau
25000 BESANÇON

Adresse de messagerie : pierre.pagnot@free.fr