

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

Badji Mokhtar - Annaba University
Faculty of Medicine
Vice Deanship of post-graduation
Scientific Research and External
Relations



جامعة باجي مختار عنابة
كلية الطب
ديوانة العمادة لما بعد التخرج
البحر العلمي والعلاقات الخارجية

THÈSE POUR L'OBTENTION DU DIPLÔME D'ÉTAT
EN SCIENCE MÉDICALES

Spécialité : Odontologie conservatrice / endodontie

« CONTRIBUTION A L'ÉTUDE
COMPORTEMENTALE DES TENONS ACTIFS
VERSUS TENONS PASSIFS DANS LES
RECONSTITUTIONS CORONO-RADICULAIRES »

Présentée par :

Dr. LEMNADJLIA Ilhem

Maître Assistante En odontologie conservatrice / Endodontie

Directeur de thèse : Professeur Emérite. R. SID

Jury :

Président : Pr. OUDGHIRI Fouad Faculté de Médecine - Tlemcen

Asseseurs:

- **Pr. BELHADJ Leila Faculté de Médecine – Sidi Bel Abbes**
- **Pr. MERABET Fatma/Zohra Faculté de Médecine - Annaba**
- **Pr. TAHARI Nabila Faculté de Médecine - Oran**

Année : 2025

Remerciements à notre Président du jury, Le Professeur OUDGHIRI Fouad.

Pour avoir accepté de présider ce jury et pour l'intérêt que vous avez manifesté à l'égard de mon travail, permettez moi Monsieur le Professeur OUDGHIRI de vous exprimer toute ma gratitude et soyez assuré de mes remerciements les plus sincères.

Votre présence nous assure de l'intérêt et de toute la considération que vous témoignez à notre travail de recherche.

Votre engagement constant envers la recherche scientifique, vos remarques pertinentes et votre regard critique contribueront sans aucun doute à enrichir la portée de cette étude.

Remerciements à la Professeure BELHADJ Leila,

J'exprime ma reconnaissance à Madame la Professeure BELHADJ Leila Pour sa participation à ce jury et pour l'intérêt qu'elle a porté à cette étude. Ses observations constructives et sa rigueur scientifique ont permis d'approfondir certaines réflexions essentielles.

Je la remercie vivement pour son écoute attentive et sa contribution précieuse à l'enrichissement de ce travail.

Qu'elle trouve ici le témoignage de ma plus profonde reconnaissance.

Remerciements à la Professeure TAHARI Nabila,

Mes remerciements les plus respectueux vont à Madame la Professeure TAHARI Nabila pour avoir spontanément accepté de faire partie de ce jury.

Son expertise reconnue et son sens aigu de l'analyse nous ont apporté un éclairage précieux lors de la finalisation de cette recherche.

Je lui resterais infiniment reconnaissante pour le temps qu'elle a consacré à l'évaluation de ce travail et pour la bienveillance avec laquelle elle a accueilli mes efforts.

Remerciements à la Professeure MERABET Fatma El Zohra,

Je tiens à exprimer mes remerciements les plus sincères à Madame la Professeure MERABET Fatma El Zohra, membre du jury, pour l'honneur qu'elle me fait en acceptant d'évaluer ce travail.

Au-delà de sa compétence scientifique et de la rigueur qu'elle incarne, je souhaite lui témoigner toute ma gratitude pour sa bienveillance, son écoute et la générosité de ses conseils.

Son accompagnement, à la fois académique et humain, a été pour moi d'une grande richesse. Dans mes moments de faiblesse et de solitude, elle a su m'encourager, me guider et m'inspirer par sa passion pour l'enseignement et la recherche. Je lui suis particulièrement reconnaissante non seulement pour sa contribution à l'évaluation de cette thèse, mais aussi pour le lien d'amitié et de confiance qui nous unit depuis fort longtemps.

Son regard éclairé et ses remarques constructives apportent une réelle valeur ajoutée à ce travail. Qu'elle trouve ici l'expression de ma plus profonde reconnaissance et de mon respect le plus sincère.

Remerciements à mon Directeur de thèse,

Professeur Emérite SID Rachid.

Je tiens à exprimer mes remerciements les plus sincères et ma profonde gratitude à Monsieur le Professeur SID, directeur de cette thèse.

Depuis mes premières années de résidanat, il a été bien plus qu'un encadrant ; pour nous, il a été un véritable maître, un guide et un modèle.

C'est sous sa direction éclairée que j'ai appris non seulement à étudier avec rigueur, mais aussi à enseigner avec passion et à m'investir pleinement dans la recherche scientifique.

Je sais combien de sacrifices il a dû consentir pour m'accompagner tout au long de ce parcours, et combien je l'ai parfois sollicité, peut-être même fatigué par mes nombreuses questions et demandes.

D'une bienveillance exceptionnelle, il a toujours su faire preuve de patience et de disponibilité.

Nous avons travaillé durement, avec persévérance et détermination pour mener à bien cette thèse, et c'est grâce à son soutien constant et à son exigence scientifique que ce travail a pu voir le jour.

Grâce à lui, cette thèse m'a beaucoup apporté ; non seulement sur le plan scientifique, mais aussi sur le plan humain. Je lui suis infiniment reconnaissant pour la confiance qu'il m'a accordé, pour la qualité de son encadrement, pour ses valeurs humaines et pour toutes les valeurs d'honnêteté, de persévérance et de rigueur qu'il m'a transmises.

Pour tous ces moments de complicité scientifiques, encore une fois, Professeur SID, MERCI !

Remerciements aux personnes ayant contribué à la réalisation de ce travail ;

Je souhaite exprimer mes remerciements les plus sincères au Professeur DJEGHABA Kamel pour sa précieuse collaboration, sa disponibilité et les moyens qu'il a mis à ma disposition tout au long de cette étude.

Ses conseils avisés, sa compétence scientifique, son soutien constant et la mise à notre disposition de son laboratoire de "Recherche en Génie Civil" ont grandement facilité et contribué à la réalisation de ce travail.

J'adresse également mes vifs remerciements à toute son équipe, pour leur aide technique, leur patience et leur accompagnement bienveillant durant les différentes étapes expérimentales. Leur professionnalisme et leur esprit d'équipe ont largement contribué à la réussite de cette recherche.

Je n'oublie pas Mademoiselle MELAIS Fatma Zohra, pour sa précieuse assistance, son implication et sa présence constante au laboratoire. Sa gentillesse, sa rigueur et son dévouement ont été d'une aide inestimable.

À tous, j'exprime ma profonde reconnaissance et ma gratitude la plus sincère pour leur contribution à l'accomplissement de ce travail.

Dédicaces

- **Je dédie ce travail avant tout à la mémoire de mon cher père, dont l'amour, la sagesse et les valeurs continuent de me guider chaque jour. Puissent ses souvenirs demeurer une source d'inspiration et de force dans chacune de mes réussites.**
- **À ma mère bien-aimée, pour son amour inconditionnel, ses prières, ses encouragements et sa présence rassurante à chaque étape de ma vie.**
- **À mes frères Nacer , Sofiene, Noamene et Issam, pour leur affection, leur confiance et leur soutien constant. Vous avez toujours cru en moi, même dans les moments les plus exigeants.**
- **À mon frère Yaakoub, à la fois mon confident, mon ami et mon fils adoptif de cœur. Ta présence, ton écoute et ton aide précieuse tout au long de ce parcours ont profondément marqué cette aventure. Merci pour ton soutien indéfectible et ton affection sincère.**
- **À mon époux Fouad, sans toi, rien n'aurait été possible. Ton soutien, ta patience et ton amour ont été ma plus grande force durant toutes ces années d'effort et de travail.**
- **À mes enfants chéris, Jinene et Islem, mes plus grandes fiertés et mes plus beaux trésors. Vous êtes la lumière de ma vie et la source de toute ma motivation.**

- **À mon beau-père et ma belle-mère, pour leur bienveillance, leurs prières et leur présence réconfortante qui m'ont accompagnée tout au long de ce parcours.**
- **À mes belles-sœurs Amel, Naouel, Lamia et Nadia, ainsi qu'à mes beaux-frères Souhail et Nadir, pour leur gentillesse, leurs encouragements et leurs attentions qui m'ont beaucoup touchée.**
- **À mon amie intime Sabrina, fidèle depuis plus de trente ans, pour ton amitié sincère, ton soutien indéfectible et tous les souvenirs partagés qui ont jalonné ma vie.**
- **À ma cousine et amie de cœur Hayette, pour sa présence précieuse, son affection et ses encouragements constants.**
- **À mon amie, enseignante et membre du jury, Professeure Merabet Fatma Zohra, pour sa bienveillance, ses conseils éclairés et le lien d'amitié sincère qui nous unit.**
- **À mes amies proches Lamia, Ines, Roumayssa, Kaouthar et Assia, et Amira , Selma ,Nassima, pour leur présence, leurs mots réconfortants et leurs encouragements tout au long de cette aventure. Et tout particulièrement à Nabil, le « génie de l'informatique », pour son aide précieuse, sa patience et sa disponibilité sans faille.**

- **A tous mes enseignants ; Une mention particulière au Professeur KAÏDI Abdesselem pour ses compétences, sa patience et son engagement indéfectible lors de notre formation graduée et post-graduée.**
- **Enfin, à toutes celles et ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à ce que ce rêve devienne réalité.**

Sommaire

Liste des tableaux	I
Liste des figures	III
Liste des abréviations	VIII

CHAPITRE I

INTRODUCTION-PROBLÉMATIQUE

1-Introduction / Problématique	2
--------------------------------------	---

CHAPITRE II

REVUE DE LITTÉRATURE

2.Historique	12
2.1.Définitions	14
2.1.1.La Reconstitution Corono-Radiculaire :	14
2.1.2.L'Ancrage radiculaire :	14
2.1.3.Le Tenon radiculaire actif :	15
2.1.4.Le Tenon radiculaire passif :	15
2.1.5.Contraintes dentaires et notions mécaniques.	15
2.1.5.1.La biomécanique.	15
2.1.5.2.La contrainte.....	16
2.1.5.3.La déformation.	16
2.1.5.4.Résistance des matériaux.	17
2.1.5.5.La force.	17
2.2.Epidémiologie et prévalence des fractures radiculaires des dents dépulpées reconstituées par restauration corono-radiculaire.	17
2.3.Considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent.....	20
2.3.1.Considérations anatomiques.....	20
2.3.1.1.Anatomie radiculaire et aptitude à recevoir un tenon.	20
2.3.1.2.Considérations anatomiques et épaisseur de dentine résiduelle.....	21
2.3.2.Considérations fonctionnelles, incidence des charges occlusales.	22
2.4.Comportement de la dent dépulpée.....	25
2.4.1.La concentration en eau de la dentine.	25
2.4.2.Dureté et module d'élasticité.	26

2.4.3.La perméabilité dentinaire.....	29
2.4.4.Les changements structurels dus aux manœuvres thérapeutiques.	29
2.4.5.L'âge.	30
2.4.5.1.Comparaison des tranches d'âge.	31
2.4.5.2.Facteurs de risque associés à l'âge.	31
2.4.5.2.1.Minéralisation et perte d'élasticité de la dentine.....	31
2.4.5.2.2 .Fatigue mécanique cumulative.....	31
2.4.5.2.3.Historique thérapeutique plus lourd.	31
2.4.5.2.4.Réduction de la proprioception dentaire.	31
2.5.Facteurs de risques inhérents à la dent support.	32
2.5.1.Les transformations mécaniques et structurelles.....	32
2.5.2.Caractéristiques biologiques et mécaniques de la dent dépulpée.....	33
2.5.2.1.La Proprioception.	34
2.5.2.2.La perte de substance tissulaire.	35
2.6.Choix du type de restauration.....	39
2.6.1.Les Reconstitutions Corono-Radiculaires (RCR).	41
2.6.1.1.Indications récentes de la reconstitution corono-radiculaire.....	42
2.6.2.Considérations pour l'option "Tenons radiculaires".	43
2.6.2.1.Analyse de la couronne dentaire.	43
2.6.2.2.Analyse de la racine dentaire.	44
2.6.2.3.L'effet ferrule.	44
2.6.3.Les Reconstitutions par Matériau inséré en phase plastique.....	45
2.6.3.1.Au niveau radiculaire.	45
2.6.3.2.Au niveau coronaire.	46
2.6.4.Les RCR coulées.	46
2.7.Effets du tenon radiculaire sur le comportement biomécanique de la dent dépulpée.	47
2.7.1.Problèmes liés aux tenons radiculaires.....	48
2.7.1.1.L'hétérogénéité mécanique.	48
2.7.1.2.L'hétérogénéité chimique.....	49
2.7.1.3.L'hétérogénéité structurale.....	50
2.7.1.4.Que doit- on attendre d'un tenon idéal ?.....	51
2.8.Les différents types de tenons / classification.	52
2.8.1.Classification des tenons radiculaires selon leur mode d'utilisation.....	54
2.8.1.1.Ancrages scellés.	54

2.8.1.2.Ancrages vissés-scellés.	54
2.8.1.3.Ancrages collés.	55
2.8.2.Formes du tenon.	55
2.8.2.1.Les tenons coniques.	55
2.8.2.2.Les tenons cylindriques.	56
2.8.2.3.Les tenons cylindro-coniques.	57
2.8.3.La longueur du tenon.	58
2.8.4.Diamètre du tenon.	60
2.8.5.Tenon anatomique et Tenon normalisé.	62
2.8.6.Tenons actifs et tenons passifs.	64
2.8.6.1.Les tenons « actifs ».	64
2.8.6.2.Les tenons « passifs ».	64
2.8.7.Tenons Radiculaires : Métalliques ou fibrés?	65
2.8.7.1.Les tenons métalliques.	65
2.8.7.2.Les tenons fibrés.	66
2.8.8. Classification des tenons radiculaires selon la nature des matériaux de fabrication.	68
2.8.8.1.Les tenons en acier inoxydable.	69
2.8.8.2. Les tenons en titane.	70
2.8.8.3. Les tenons plaqués or	71
2.8.8.3.1.Composition typique - pourcentages massiques estimatifs.	71
2.8.8.3.2.Variantes industrielles documentées.	72
2.8.8.3.3.Rôles fonctionnels de la couche d'or.	73
2.8.8.4.Les tenons en céramiques (zircone).	73
2.8.8.5.Les tenons fibrés (fibres de verre, quartz ou carbone).	74
2.8.8.5.1.Les tenons en fibre de carbone.	75
2.8.8.5.2.Les tenons en fibre de quartz.	77
2.8.8.5.3.Les tenons en fibre de verre.	78
2.9.Recommandations quant à l'utilisation des tenons.	80

CHAPITRE III

PARTIE EXPÉRIMENTALE

3.PROTOCOLE D'ÉTUDE.	84
3.1.Les objectifs.	84
3.1.1.Objectif principal.	84
3.1.2.Objectifs secondaires.	84

3.2. Matériel.....	85
3.2.1. Type de l'étude.....	85
3.2.2. Population d'étude.....	85
3.2.2.1. Critères d'inclusion.....	85
3.2.2.2. Critères d'exclusion.....	86
3.2.2.3. Lieu de récolte.....	86
3.2.2.4. Conservation des dents.....	86
3.2.2.5. Sélection et distribution des dents.....	87
3.3. Méthode.....	91
3.3.1. Préparation de la cavité d'accès endodontique.....	91
3.3.2. Préparation endodontique.....	93
3.3.3. Obturation endodontique.....	95
3.3.4. Loge endodontique pour le tenon.....	95
3.3.5. Choix et ajustage des tenons.....	97
3.3.6. Mise en place des tenons.....	98
3.3.6.1. Mise en place des tenons Métalliques.....	98
3.3.6.2. Mise en place des tenons Fibrés.....	101
3.3.6.3. Mise des dents en « éprouvettes ».....	104
3.3.7. Stockage des échantillons.....	106
3.4. Réalisation des tests sur banc d'essai.....	106
3.5. Critères d'évaluations.....	112

CHAPITRE IV

RÉSULTATS ET ANALYSES

4. RÉSULTATS ET ANALYSES.....	116
4.1. Exemples de diagrammes des tests donnés par la machine pour chaque type de tenon..	119
4.1.1. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en acier.....	119
4.1.2. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en titane.....	120
4.1.3. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en plaqué or.....	121
4.1.4. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en fibre de verre.....	122
4.2. Comparaisons des moyennes mécaniques en compression axio-apicale des tenons actifs.....	124
4.2.1. Comparaison des forces max et forces à rupture des tenons actifs.....	125
4.2.2. Module d'élasticité.....	126
4.2.3. Comparaison des forces de déformation.....	127

4.2.4. Comparaison des limites d'élasticité en compression axio-apicale	128
4.2.5. Comparaison des forces maximales	129
4.2.6. Comparaison des forces à la rupture	130
4.2.7. Comparaison des contraintes maximales	131
4.2.8. Comparaison des contraintes à la rupture	132
4.2.9. Comparaison des déformations sous charges constantes	133
4.3. Comparaison des tenons actifs en compression oblique à 45°	134
4.3.1. Force vs Déformation – Cisaillement / Compression oblique à 45°	135
4.3.2. Comparaison du module d'élasticité en compression oblique à 45°	136
4.3.3. Comparaison de forces nécessaires à la déformation en compression oblique à 45° ...	137
4.3.4. Comparatif de la limite d'élasticité en compression oblique à 45°	138
4.3.5. Comparatif des forces maximales supportées (Fmax) en N en compression oblique à 45°	139
4.3.6. Comparatif des forces limites supportées avant rupture en compression oblique à 45°	140
4.3.7. Etude comparative des contraintes maximales supportées en compression oblique à 45°.	141
4.3.8. Comparatif entre les contraintes enregistrées avant rupture en compression oblique à 45°	142
4.3.9. Etude comparative concernant les déformations sous compression oblique à 45°	143
4.4. Comparaison tenons actif / tenon passif en compression axio-apicale.	144
4.4.1. Forces max et forces à la rupture/ déformation en compression axio-apicale.	145
4.4.2. Comparaison des modules d'élasticité en compression axio-apicale.	146
4.4.3. Comparaison de la force de déformation en compression axio-apicale.	147
4.4.4. Comparaison de la limite d'élasticité en compression axio-apicale.	148
4.4.5. Comparaison de la force maximale en compression axio-apicale.	149
4.4.6. Comparaison des forces à rupture en compression axio-apicale.	150
4.4.7. Comparaison de la contrainte maximale en compression axio-apicale.	151
4.4.8. Comparaison de la contrainte à rupture en compression axio-apicale.	152
4.4.9. Comparaison de la déformation en compression axio-apicale.	153
4.5. Comparaison tenons passif / actif en compression oblique à 45°: Cisaillement.	155
4.5.1. Force - Compression oblique à 45°	156
4.5.2. Comparaison des modules d'élasticité en compression oblique à 45°	157
4.5.3. Comparaison de la force de déformation en compression oblique à 45°	158
4.5.4. Comparaison de la limite d'élasticité en compression oblique à 45°	159
4.5.5. Comparaison de la force maximale supportée en compression oblique à 45°	160

4.5.6. Comparaison de la force à rupture en compression oblique à 45°.....	161
4.5.7. Comparaison de la contrainte maximale en compression oblique à 45°.....	162
4.5.8. Comparaison de la contrainte à rupture en compression oblique à 45°.....	163
4.5.9. Déformations en compression oblique à 45°.....	164
4.6. Analyses statistiques.....	165
4.6.1. Analyses Statistiques : Tenons actifs (Acier, titane, Gold plated) en compression axiale...166	
4.6.1.1 Statistiques descriptives (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	166
4.6.1.2. Analyse de la variance (ANOVA).....	171
4.6.2. Analyses statistiques – Compression oblique à 45° des tenons actifs.....	172
4.6.2.1. Tableaux statistiques descriptifs.....	172
4.6.2.2. Analyse de la variance ANOVA – Compression oblique à 45°.....	177
4.6.3. Analyses statistiques – compression axiale : Tenon passifs / actifs (Tenon en fibre de verre vs Tenon plaqué or).....	178
4.6.3.1. Tableaux statistiques descriptifs.....	178
4.6.3.2. Analyse de la variance ANOVA – Comparaison tenon fibre de verre/Tenon plaqué or..	183
4.6.4. Analyses statistiques – Compression oblique 45° : Tenon passifs / Tenons actifs (Fibre de verre vs plaqué or).....	184
4.6.4.1. Tableaux statistiques descriptifs.....	184
4.6.4.2. Analyse de la variance ANOVA – Comparaison tenon fibre de verre/tenon plaqué or	189
4.7. Impacts et conséquences des forces axio-apicales et obliques sur les éprouvettes dentine / tenon.....	190
4.7.1. Lors des compressions axio-apicales.....	190
4.7.2. Lors des compressions obliques à 45°.....	192
CHAPITRE V : DISCUSSION	
5. DISCUSSION.....	195
5.1. Approches RCR - RMIPP et tenons radiculaires.....	195
5.2. Limites de notre étude.....	199
5.3. Calcul du nombre d'unités statistiques nécessaires.....	201
5.4. Justification du choix du milieu de conservation.....	201
5.5. A propos de nos résultats sur tenons actifs.....	202
5.5.1. En compression axio-apicale.....	202
5.5.2. En compression oblique à 45°.....	208
5.6. Tenon actif versus tenon Passif.....	210
5.6.1. En compression axio-apicale.....	210

5.6.2.En compression oblique à 45°:.....	211
5.7.Aspects comportementaux des impacts des différents tenons sur la dentine radiculo-canalairé résiduelle.....	213
5.8.Comparatif " RCR directe (RIMPP) versus RCR. Indirecte "	218
CONCLUSION	220
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	227
ANNEXES	259
RESUME	

Liste des tableaux

Tableaux I. et.II Impacts des traitements endodontiques sur la dentine coronaire et radiculaire.....	22
Tableau III. Caractéristiques mécaniques des tissus durs et matériaux de restauration.	28
Tableau IV. Forces à appliquer pour obtenir une fracture des prémolaires en fonction du type de cavité d'accès endodontique	38
Tableau V. Propriétés mécaniques des dents dépulpées et des dents pulpées.	38
Tableau VI. Guide pour le choix du type de restauration en fonction du nombre de parois, de la hauteur des parois et de l'épaisseur des parois restantes.	40
Tableau VII. Comparatif entre les modules d'élasticité des tissus dentaires et des différents matériaux constituant les tenons.	65
Tableau VIII: Compositin du tenon plaqué or.	72
Tableau IX. Distribution des groupes de dents en sous-groupes.	104
Tableau X. Paramètres émis par la machine lors de nos tests : Eprouvettes prises au hasard pour chaque catégorie de tenon.....	117
Tableaux XI. Moyennes mécaniques en compressions axio-apicales.	124
Tableau XII. Tableaux comparatifs des moyennes mécaniques en compression oblique à 45° des tenons actifs.	134
Tableau XIII. Tableaux comparatifs des moyennes mécaniques en compression axio-apicale tenon actif versus tenon passif.	144
Tableau XIV. Tableaux comparatifs tenons passif / actif en compression oblique à 45°	155
Tableau XV: Module d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	166
Tableau XVI: Force pour déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	166
Tableau XVII: Limite d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	167
Tableau XVIII: Force maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	168
Tableau XIX: Force à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	168
Tableau XX : Contrainte maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	169
Tableau XXI : Contrainte à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	170
Tableau XXII: Déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	170
Tableau XXIII : La variance ANOVA des paramètres d'étude.....	171
Tableau XXIV: Module d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	172
Tableau XXV: Force de déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	173
Tableau XXVI: Limite d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	173
Tableau XXVII: Force maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	174

Tableau XXVIII: Force à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	174
Tableau XXIX: Contrainte maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	175
Tableau XXX: Contrainte à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	175
Tableau XXXI: Déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	176
Tableau XXXII: La variance ANOVA des paramètres d'étude	177
Tableau XXXIII: Module d'élasticité tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	178
Tableau XXXIV: Force de déformation tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	179
Tableau XXXV: Limite d'élasticité Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	179
Tableau XXXVI: Force maximale :Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	180
Tableau XXXVII: Force à la rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	181
Tableau XXXVIII : Contrainte maximale : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	181
Tableau XXXIX: Contrainte à rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	182
Tableau XL: Déformation Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	182
Tableau XLI: La variance ANOVA des paramètres d'étude.....	183
Tableau XLII: Module d'élasticité : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	184
Tableau XLIII: Force de déformation : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	185
Tableau XLIV: Limite d'élasticité : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	185
Tableau XLV: Force maximale : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	186
Tableau XLVI: Force à rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	186
Tableau XLVII: Contrainte maximale : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	187
Tableau XLVIII: Contrainte à rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%).....	187
Tableau XLIX: Déformation : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)	188
Tableau L: La variance ANOVA des paramètres d'étude	189
Tableau. LI: Reconstitution coronaradiculaire directe vs indirecte.....	219

Liste des figures

Figure 1. Arbre décisionnel de la restauration d'une dent dépulpée.....	6
Figure 2. Illustration d'une dent à tenon en 1728 par le Dr. pierre Fauchard.....	12
Figures 3. Informations recueillies sur clichés radiographiques rétro alvéolaires.....	20
Figure 4. Illustration des différents types d'anatomie canalaire.....	21
Figure 5. Force de cisaillement.....	23
Figure 6. Force de compression.....	24
Figure 7. Les matériaux dont le module d'élasticité se rapproche de celui de la dentine sont à privilégier pour effectuer une RMIPP.....	28
Figure 8. Réduction de la résistance de la dent résultant des cavités restauratrices et endodontiques.....	36
Figure 9. Affaiblissement des parois dentaires suite au traitement endodontique.....	37
Figure 10. Cavité d'accès conservatrice (en bleu) et volume de dentine supplémentaire éliminé pour une cavité traditionnelle (en rouge) permettant l'accès à l'endodonte.....	37
Figure 11. Possibilités de restauration de la dent dépulpée.....	39
Figure 12. Schéma analysant le risque de fracture en fonction du nombre de parois, de leur position et du niveau de contraintes occlusales subies par la dent.....	40
Figure 13. Schéma des éléments composants une reconstitution corono-radicaire.....	41
Figure 14. Schéma d'après Juloski et al. (2012) représentant une ferrule.....	45
Figure 15. Zone de répartitions des contraintes fonctionnelles sur une dent restaurée par un ancrage radicaire (Tenon fibré à gauche, tenon métallique à droite).....	49
Figure 16. Phénomène de corrosion.....	49
Figure 17. Phénomènes de fractures radiculaires.....	50
Figure 18. Module d'élasticité des différents tenons par rapport à la dentine.....	51
Figure 19. Incidence du type de tenon sur la forme de la fracture.....	53
Figure 20. Schéma représentant un Tenon conique.....	56
Figure 21. Schéma représentant un Tenon cylindrique.....	57
Figure 22. Schéma représentant un Tenon cylindro-conique.....	58
Figure 23. Graphique représentant la force à appliquer pour obtenir une fracture en fonction de la longueur du tenon.....	59
Figure 24. Schéma positionnant la longueur du tenon en fonction de l'os alvéolaire.....	60
Figure 25. Graphique représentant la force à appliquer sur un tenon de 1.75 et 1.14 mm de diamètre pour observer une fracture radicaire.....	61
Figure 26. Schéma récapitulant les recommandations relatives aux dimensions d'un tenon préfabriqué.....	62

Figure 27. Schéma illustrant la fragilisation des parois radiculaires lors de l'utilisation d'un tenon préfabriqué et l'homothétie du tenon anatomique.	63
Figure 28. Schéma représentant les variations du module d'élasticité d'un matériau anisotrope en fonction de l'angle d'application des forces selon.....	66
Figure 29. Répartition et conséquences des contraintes	67
Figure 30. Répartition des contraintes fonctionnelles entre une dent naturelle saine, une dent restaurée par une RMIPP à tenon fibré et une dent restaurée par un inlay-core métallique.	68
Figure 31. Tenons type Screw Post. (A). en acier, (B). en acier plaqué or.....	69
Figure 32. Vis en acier type Dentatus.....	70
Figure 33. Tenons vissés scellés métalliques.....	70
Figure 34. Tenons type Screw Post. en titane.....	71
Figure 35. Tenons en céramique /zircone.....	74
Figure 36. Tenon en fibres de carbone. DT Composipost Double Taper.	76
Figure 37. Tenon radiculaire en fibres de carbone avec revêtement esthétique à droite et sans à gauche. (DenMat Holdings, LLC. Core-Post)	76
Figure 38. Différentes formes de tenons en fibres de quartz.	77
Figure 39. Tenon en fibres de quartz (DT Light-Post Dental).....	77
Figure 40. Tenons en fibres de verre cylindro-coniques crénelés.	79
Figure 41. Tenons en fibres de verre.....	79
Figure 42. Tenons en fibres de verre	79
Figure 43. Choix des tenons dans les restaurations en RMIPP.....	80
Figure 44. (01, 02, 03) Choix, tri et sélection des dents pour échantillonnage.....	88
Figure 45. Distribution synoptique des groupes et sous-groupes d'étude	90
Figure 46. Disques à tronçonner "L.M. di Pianotti Guido "	91
Figure 47. Pince Etau servant de support bloquant des dents lors du tronçonnage.	92
Figure 48. Tronçonnage de la partie coronaire.	92
Figure 49. Accès endodontique radiculaire après tronçonnage de la partie coronaire.	93
Figure 50. ENDOMAT – Eighteeth E-connect S.	94
Figure 51. Endoflare (01) et One Shape (02) – Micro-Méga.	94
Figure 52. Bioroot de Septodont pour obturation canalaire.....	95
Figure 53. Traits de marquage au 1/3 apical de chaque racine.....	96
Figure 54. Forets "Dentatus " ref.14-861/866.....	96
Figure 55. Mensuration et évidement des 2/3 du canal.	97
Figure 56. Schémas représentant la mise en place des tenons actifs VS passifs.....	98
Figures 57. Clés universelles de serrage (01, 02).	99

Figure 58. Ciment au verre ionomère mégafix (poudre/liquide) pour scellement.....	100
Figure 59. Screw-Post métallique type Gold plated après scellement.....	100
Figure 60. Tenons en fibre de verre, Luscent Anchors (Dentatus AB, 2020).	101
Figure 61. Différentes étapes cliniques de la pose d'un tenon fibré,.....	102
Figure 62. Gel acide pour Etching. Scotchbond 3M ESPE	103
Figure 63. Mise en place de l'adhésif, du composite Dual, du tenon et photo- polymérisation – lampe LED.....	103
Figure 64. Epreuve composée d'un écrou et d'un boulon.	105
Figure 65. Réglage de la hauteur de la dent axio-apical grâce au boulon.....	105
Figure 66. Dent centrée dans l'éprouvette et noyée de résine Epoxy.	106
Figure 67. Appareil Banc d'essai Zwick / Roell Z020.	107
Figures 68. Zwick/Roell, logiciel et fichier d'essai préliminaire.....	108
Figure 69. Epreuves prêtes à subir les différents tests.....	108
Figure 70. Tests en axio-apical sur Zwick/Roell Z 020.....	109
Figures 71. Conception de notre module en acier porte éprouvette.	110
Figure 72. Tests en tangentiel de 45° sur Zwick/Roell Z 020.	111
Figure 73. Résultats des différents tests numérisés et matérialisés par diagramme.	112
Figure 74. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale	119
Figure 75. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°.....	119
Figure 76. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale	120
Figure 77. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°.....	120
Figure 78. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale	121
Figure 79. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°.....	121
Figure 80. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale	122
Figure 81. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°.....	122
Figure 82. Graphique représentant le rapport force vs déformation en compression axio-apicale ..	125
Figure 83. Diagramme montrant les modules d'élasticité des trois tenons étudiés (Acier, titane, plaqué or).	126
Figure 84. Diagramme comparatif des forces de déformation (F déformation) des tenons actifs.....	127
Figure 85. Diagramme représentant les limites d'élasticité en compression axio-apicale	128
Figure 86. Diagramme matérialisant les forces maximales supportées par les tenons actifs sous compression axio-apicale.....	129
Figure 87. Diagramme comparatif des forces à la rupture en compression axio-apicale	130
Figure 88. Diagramme comparatif des contraintes maximales en compression axio-apicale	131
Figure 89. Diagramme comparatif des contraintes à la rupture en compression axio-apicale.	132

Figure 90.Diagramme comparatif des déformations en compression axio-apicale.....	133
Figure 91.Diagramme comparatif force versus Déformation.....	135
Figure 92.Diagramme comparatif des modules d'élasticité en compression oblique à 45°.....	136
Figure 93.Diagramme comparatif des forces à la compression oblique à 45°.....	137
Figure 94.Diagramme comparatif des limites d'élasticité en compression oblique à 45°.....	138
Figure 95.Diagramme comparatif des forces maximales supportées en compression oblique à 45°.	139
Figure 96.Diagramme comparatif des forces maximales supportées avant rupture en compression oblique à 45°.....	140
Figure 97.Diagramme comparatif des contraintes maximales supportées en compression oblique à 45°.....	141
Figure 98.Diagramme comparatif des contraintes maximales supportées avant rupture en compression oblique à 45°.....	142
Figure 99.Diagramme comparatif des déformations des matériaux sous compression oblique à 45°.....	143
Figure 100. Graphique force à la rupture tenon plaqué or(actif) vs tenon en fibre de verre (passif) en compression axio-apicale.....	145
Figure 101. Graphique montrant les modules d'élasticité en compression axio-apicale.....	146
Figure 102.Graphique comparant les forces nécessaires à la déformation en compression axio-apicale.....	147
Figure 103.Graphique comparant les forces nécessaires à la déformation en compression axio-apicale.....	148
Figure 104.Graphique comparant les forces maximales supportées sous contrainte en compression axio-apicale.....	149
Figure 105.Graphique comparant les forces maximales supportées avant rupture en compression axio-apicale.....	150
Figure 106.Graphique comparant les contraintes maximales de chaque matériau en compression axio-apicale.....	151
Figure 107.Graphique comparant les contraintes maximales absorbées avant rupture en compression axio-apicale.....	152
Figure 108.Graphique comparant les déformations sous contraintes en compression axio-apicale..	153
Figure 109.Graphique comparant le rapport forces/compressions sous contraintes obliques à 45°..	156
Figure 110.Graphique comparant les modules d'élasticité sous contraintes obliques à 45°.....	157
Figure 111.Graphique comparant les forces minimales pour déformation sous contraintes obliques à 45°.....	158

Figure 112.Graphique comparant les forces minimales de la limite d'élasticité sous contraintes obliques à 45°	159
Figure 113.Graphique comparant les forces maximales supportées avant rupture sous contraintes obliques à 45°	160
Figure 114.Graphique comparant les forces initiant la rupture sous contraintes obliques à 45°	161
Figure 115.Graphique comparant la contrainte maximale supportée sous contraintes obliques à 45°	162
Figure 116.Graphique comparant la contrainte à rupture supportée sous compressions obliques à 45°	163
Figure 117.Graphique comparant les déformations à rupture sous compressions obliques à 45°	164
Figure 118.Tenons en titane sous compression axio-apicale.....	190
Figure 119. Tenons plaqués or (Gold plated) sous compression axio-apicale.	190
Figure 120.Tenons en acier inoxydable sous compression axio-apicale.	191
Figure 121.Tenons en fibre de verre sous compression axio-apicale.	191
Figure 122.Tenons en titane sous compression oblique à 45°	192
Figure 123.Tenons plaqués or (Gold plated) sous compression oblique à 45°.....	192
Figure 124.Tenons en acier inoxydable sous compression oblique à 45°	193
Figure 125.Tenons en fibre de verre sous compression oblique à 45°	193

Liste des abréviations

CV% :	Coefficient de variation
CVI :	Ciment verre ionomère.
CVIMAR :	Ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine.
dL	Pour limite d'élasticité supérieure. Allongement (en mm).
dL (corr.)	pour Fmax : Allongement corrigé (en mm) pour la force maximale.
dL(plast.)	pour Fmax : Déformation plastique (en mm) à la force maximale.
E_{mod} :	Module d'élasticité exprimé en gigapascals (GPa).
F :	Pour déformation plastique à 0,2%, Force (en newtons, N).
F_{max} :	Force maximale (en N).
Gpa :	Giga pascal.
IA :	Intellegence artificielle.
JEC :	Jonction émail-cément.
mm :	Millimètre.
MPa :	Méga pascal.
PEEK :	Polyétheréthercétone.
RCR :	Reconstitution corono-radriculaire.
RMIPP :	Reconstitution par matériaux insérés en phase plastique.
S₀ :	Section initiale (en mm ²) calculée à partir du diamètre initial.
SD :	Écart-type
SEM :	Erreur standard

CHAPITRE I

INTRODUCTION-PROBLÉMATIQUE

1-Introduction / Problématique

La reconstitution des dents dépulpées est une intervention délicate mais nécessaire pour maintenir l'organe dentaire en fonction (Ingle & Taintor, 2008).

Ricketts et al. (2005) rappellent que le choix du type de restauration doit être guidé par des critères biomécaniques et esthétiques afin d'assurer la pérennité clinique. Ces reconstitutions de la dent délabrée représentent une des séquences cliniques les plus fréquentes de l'omni-pratique au quotidien (Brossollet, 2015).

Il en découle une tentative de la conservation de l'organe dentaire sur l'arcade ; la préservation de la vitalité pulpaire devenant impossible, la conservation de l'organe dentaire s'impose donc toujours par le biais d'un traitement endodontique, suivi d'une restauration coronaire ou corono-radulaire.

« Cet acte est si courant et si répétitif que le praticien l'exécute bien souvent de manière automatique, quasi réflexe, en appliquant à la plupart des situations cliniques le même mode de restauration ».

La restauration coronaire simple et/ou complexe, suite au traitement endodontique a toujours été un sujet de controverse, dont l'approche est souvent empirique et fondée sur des assumptions au lieu des recherches et d'évidences scientifiques. (Al-Omiri, 2010).

Parmi ces types de restaurations, la reconstitution complexe nécessite des rétentions extrinsèques type Tenons radiculaires. (Okamoto et al., 2008 ; komatsu, 2010 ; Haralu , 2021) .

Au cours de ces dernières années, l'avènement du concept *No Post No Crown* évoqué pour la première fois par Pascal Magne en 2012, ainsi que le développement des matériaux de reconstitution corono-radulaire (RCR) et des protocoles de collage ont bouleversé la réflexion du médecin-dentiste dans sa pratique quotidienne (zafar et al., 2020 ; Bartala&Laviolle, 2021 ; Kimble et al., 2023).

Les restaurations des dents dévitalisées sont d'une importance capitale au pronostic dentaire à long terme.

Ces dents sont souvent associées à une perte de substance coronaire et radiculaire importante, suite aux différentes étiologies (caries, traumatismes, échecs de restauration ou préparation d'accès endodontique).

Ce dommage important ainsi que cette perte de substance rendent souvent l'ancrage intrinsèque pratiquement impossible. (Nageswa Rao, 2009).

De ce fait, les tenons trouvent toutes leurs indications pour les dents fragilisées afin de prévenir la fracture des tissus restant et ainsi la perte de l'organe dentaire.

Pour " L'European Society of Endodontology developed by Mannocci et al., (2021)", la présence d'un ancrage radiculaire peut se retrouver nécessaire et bénéfique dans certaines conditions cliniques, notamment dans le cas de restauration de dents fortement délabrées en secteur antérieur maxillaire.

Dans cette région, les forces masticatoires de cisaillement sont importantes et exercent sur la racine restaurée des contraintes en flexion éprouvantes pour les restaurations. (Duncan et al., 2023).

Plusieurs classifications des tenons pour reconstitutions corono-radiculaires ont été proposées en tenant compte :

- * De leur mode de fabrication,
- * De la composition du biomatériau,
- * Ou bien selon le mode de fixation de l'ancrage.

Les chercheurs continuent toujours à améliorer les propriétés et les qualités des anciens tenons, ainsi que l'introduction de nouveaux systèmes de reconstitutions corono-radiculaires afin de répondre aux différentes exigences, à la fois fonctionnelles et esthétiques. (Holmes et al., 1996 ; Isidor et al., 1999 ; Lili Zhou, 2013)

Considéré pendant longtemps comme l'un des moyens mis à notre disposition lors de nos restaurations, l'intérêt du tenon radiculaire, est de plus en plus remis en cause de par la fragilité qu'il pourrait engendrer vis-à-vis de la dent. (Brousseau, 2023).

En effet, au lieu de la renforcer comme cela avait été pensé originellement, il serait la cause de certaines fractures radiculaires et donc d'infections sous-jacentes.

De nombreux facteurs ont été incriminés, entre autres : la déformation du tenon, la fracture du tenon, la fracture de la dent, et la fracture de la racine. Dans les reconstitutions corono-radiculaires, outre ces quatre (04) facteurs, la transmission des forces occlusales engendre une concentration des contraintes dans des zones spécifiques de la racine et causer de ce fait une fracture radiculaire (Abramovitz, 2001).

Afin de minimiser ces contraintes, dans la majorité des études cliniques, la priorité semble être donnée à la technique de rétention et d'insertion du tenon qui peut être passif ou actif.

Devrons-nous donc opter pour des *Tenons Actifs* qui s'incrusteront dans les parois dentinaires de la préparation lors de leur insertion ou des *Tenons Passifs* qui n'affectent pas la dentine mais font appel à un ciment de scellement pour leur rétention?

Dans cette étude, on aborde le comportement biomécanique et la résistance à la déformation et à la fracture de différents tenons sous l'effet de forces externes, notamment la compression et la flexion. (Anweigi, 2021).

Les propriétés du matériau, les procédés de rétention, d'insertion et de collage des tenons utilisés seront étudiés afin d'établir les avantages et les inconvénients propres à chacun.

L'ensemble des paramètres évoqués vont permettre de proposer une classification clinique permettant de guider le médecin dentiste dans sa prise de décision concernant le choix de la rétention extrinsèque et répondre ainsi à une question réursive :

Quel type de tenon devrait-on choisir pour une reconstitution coronoradiculaire plus pérenne ?

Problématique :

La perte de substance dentaire suite à différentes étiologies, en sus des préparations de cavités d'accès endodontique, rend la restauration pratiquement impossible par un moyen de rétention intrinsèque seul, et nécessite le recours à une rétention extrinsèque (les tenons corono-radicaux), qui est devenue une procédure non seulement préférable mais indispensable. Aussi, tout praticien averti, devrait établir un arbre décisionnel pour étayer sa prise de décision thérapeutique.

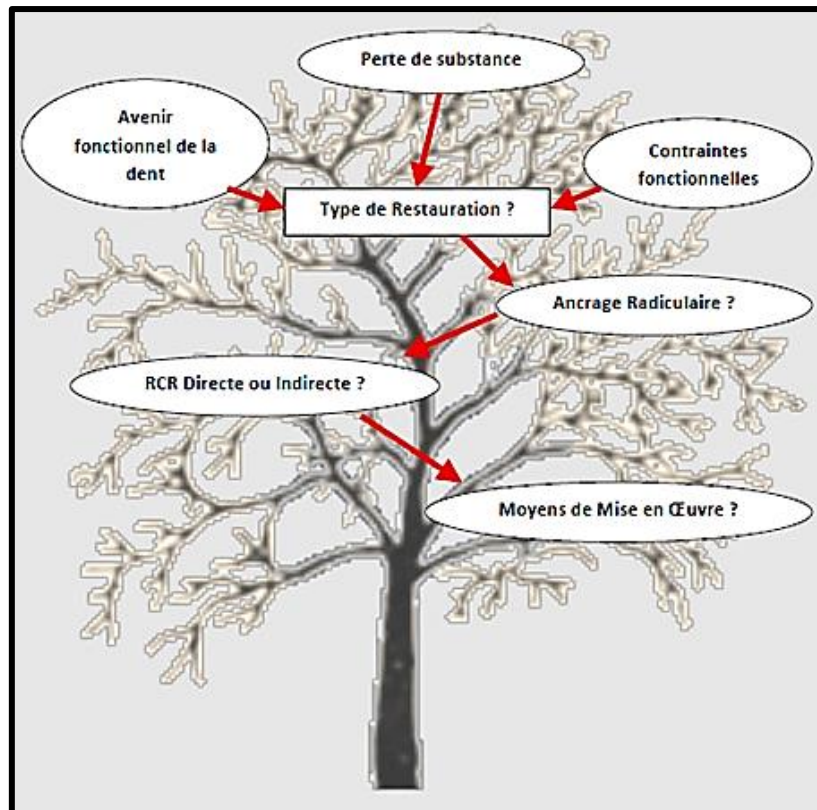


Figure 1. Arbre décisionnel de la restauration d'une dent dévitalisée selon Dervisevic, 2011

Une prudence particulière doit être respectée lors de la sélection et du choix thérapeutique destiné à restaurer une dent dévitalisée. Suite à un traitement endodontique, l'analyse minutieuse résultant du traitement endodontique et de l'état du péri-apex sera prépondérante lors du choix de la technique restauratrice.

Ces dents présentent donc un risque plus élevé d'échecs bio-mécaniques par rapport aux dents vivantes (Aida et al, 2006 ; Chleux, 2009).

En tenant compte des nombreux facteurs qui inter-agissent, de leur diversité et de leur complexité, nous pouvons admettre qu'il n'y a pas de solution universelle.

La variabilité des situations cliniques interdit toute systématisation lors du choix et des protocoles des thérapeutiques à retenir. En effet, la décision thérapeutique ne peut être pertinente que si elle intègre la qualité du traitement endodontique initial et l'évolution de l'état périapical, car ces éléments conditionnent directement le pronostic de la restauration.

Il existe deux manières de restaurer une dent dépulpée :

- La couronne périphérique associée ou non à une reconstitution coronoradiculaire.
- La restauration partielle collée.

En général, les pertes de substances sur dent dépulpée sont d'une telle ampleur, que le praticien n'a d'autre alternative que l'option d'une Restauration Coronoradiculaire (RCR) avec rétention extrinsèque : type Tenon Radiculaire.

La RCR est la pièce intermédiaire entre la substance résiduelle et la restauration d'usage. Elle se compose schématiquement d'un ancrage radiculaire ou tenon fixé dans la racine et d'un moignon sur lequel reposera une reconstitution collée (composite) ou un élément prothétique.

Nous distinguerons 2 types de RCR :

- La RCR directe ou RCR "foulée", réalisée directement en bouche par le praticien, combinant un tenon préfabriqué à un matériau inséré en phase plastique, matérialisant le moignon ou la restauration coronaire.

- La RCR indirecte "coulée" réalisée en une seule pièce au laboratoire par le prothésiste (pièce unique en alliage métallique, composite ou céramique).

Dans les cas d'RCR directe ou RCR "foulée", Le praticien se trouve alors face à plusieurs catégories et types de tenons pour reconstitutions corono-radicaux.

Il peut choisir dans une gamme très large des tenons pré-fabriqués ou sur-mesure.

Le tenon sera choisi selon ses propriétés rétentes, la distribution et la répartition de la charge occlusale, la facilité d'usage et le coût.

Ces caractéristiques seront secondées par les propriétés intrinsèques de ces tenons, y compris entre autres, leurs propriétés mécaniques, leur résistance aux différentes forces, leur forme, leur longueur, leur diamètre, la surface de configuration ; la surface de configuration, ainsi que leur rugosité de surface, leur module d'élasticité et leur capacité d'adhésion au matériau de reconstitution (Gateau et al., 1998 ; Gonthier, 2001 ; Boulhuis et al., 2004).

Les tenons passifs et les tenons actifs sont deux catégories très différentes de tenons de reconstitution corono-radicaux de par leurs réactions comportementales.

Les propriétés intrinsèques mécaniques et esthétiques, penchent d'un côté ou de l'autre, ce qui rend le choix du tenon de reconstitution très difficile.

Très souvent les praticiens choisissent un tenon selon le coût, l'esthétique, la résistance ou plus grave encore, selon la disponibilité du marché, un choix qui est souvent subjectif et non fondé sur des critères biomécaniques. (Moyen et al., 2001).

Ces paramètres prennent toute leur importance dans la perspective clinique, car le choix du tenon conditionne directement la durabilité de la restauration

corono-radulaire. Un tenon dont les propriétés mécaniques sont adaptées à celles de la dentine permet une meilleure répartition des contraintes et limite le risque de fracture radulaire. À l'inverse, une inadéquation entre le module d'élasticité du matériau du tenon et celui de la dentine favorise la concentration des contraintes et compromet la longévité de l'ensemble. Ainsi, la sélection judicieuse du type de tenon : qu'il soit métallique, fibré ou autre doit se faire en tenant compte non seulement de la résistance mécanique immédiate, mais aussi de la préservation des tissus dentaires et de la pérennité clinique de la restauration. (Naumann et al., 2012 ; Alshabib et al., 2023).

Malgré de nombreuses études comparatives, il n'existe pas encore de consensus clair concernant le choix entre les tenons actifs et passifs. Les tenons actifs, qui s'ancrent directement dans la dentine par vissage, offrent une rétention immédiate mais augmentent le risque de contraintes radulaires et de fissures. Les tenons passifs, quant à eux, sont simplement scellés ou collés dans le canal et respectent mieux les parois dentinaires, mais leur stabilité à long terme dépend fortement de la qualité de l'adhésion et de la conservation des structures coronaires résiduelles. Cette dualité explique que la littérature scientifique présente des résultats parfois contradictoires, soulignant la nécessité d'individualiser le choix du tenon en fonction de chaque situation clinique plutôt que de rechercher une solution universelle. (Carvalho et al., 2018 ; Mannocci et al., 2022).

Dans ce contexte, il apparaît essentiel de procéder à une évaluation comparative du comportement des différents types de tenons, aussi bien *in vitro* qu'*in vivo*. Les études *in vitro* permettent d'analyser, dans des conditions standardisées, la résistance mécanique, la répartition des contraintes et les modes de fractures associés à chaque système. Cependant, ces résultats doivent être confrontés aux observations cliniques *in vivo*, qui prennent en compte les contraintes fonctionnelles réelles, la variabilité biologique des dents et l'influence des

habitudes occlusales. Seule cette double approche, expérimentale et clinique, permet d'obtenir une vision globale et fiable du comportement des tenons, et de formuler des recommandations pertinentes pour la pratique quotidienne. (Naumann et al., 2012 ;Mously et al., 2024).

En étudiant les caractéristiques de résistance à la compression et la résistance à la flexion (et/ou l'arrachement) des tenons actifs et passifs nous espérons contribuer à faciliter au praticien le choix du tenon " idéal " en fonction du type de restauration complexe retenue et pouvoir ainsi prétendre à mieux répondre à la question ou la problématique récurrente :

Entre tenons passifs et tenons actifs, lesquels présentent le meilleur compromis entre résistance à la compression, au cisaillement et/ou à la flexion ?

Le résultat de ce triptyque, préfigurera le "meilleur" compromis pour le choix du tenon de reconstitution corono-radulaire sans omettre pour autant le coût et le côté esthétique.

CHAPITRE II

REVUE DE LITTÉRATURE

REVUE DE LITTÉRATURE.

2. Historique.

Dès le *XVIII^{ème} siècle*, plusieurs publications, dont celle de *Pierre Fauchard en 1728*, abordent les ancrages radiculaires.

Dans son manuel « *Le Chirurgien-Dentiste ou Traité des Dents* », celui-ci décrit l'utilisation d'un pivot métallique dentelé sur toute sa surface. (*Figure.02*)

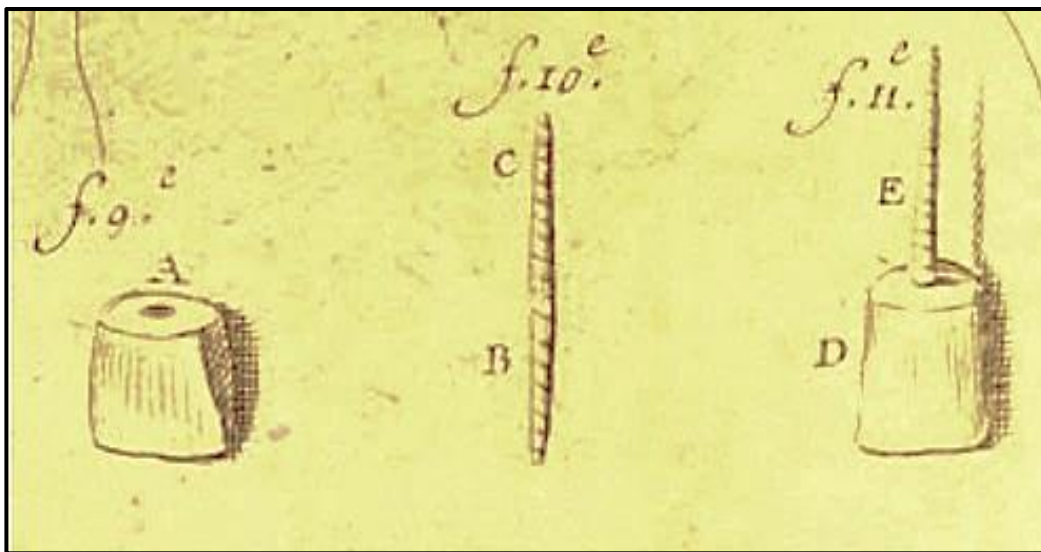


Figure 2. Illustration d'une dent à tenon en 1728 par le Dr. Pierre Fauchard. (Douglas et al., 2014)

Ce pivot qu'il appelle « tenon », vissé dans la racine de la dent restaurée, permettait de supporter une prothèse de grande étendue, type bridge dans laquelle des filaments d'or passaient par plusieurs pertuis au niveau des dents prothétiques.

Dix-huit ans plus tard, sous l'impulsion de *Claude Mouton*, ces pivots en or ou en argent ont évolué de *1830 à 1870* vers le bois, plus facilement façonnable.

Black, vers **1869** recommande l'utilisation de pivots métalliques, le bois se dilatant dans l'environnement buccal engendrait de nombreuses fractures. En **1911**, il y a eu l'introduction de la couronne **Davis**.

Durant les années **1930**, changement de paradigme avec l'introduction des faux-moignons, des couronnes prothétiques, des amalgames à tenon et autres reconstitutions corono-radiculaires anatomiques coulées appelées inlay-core.

En **1955**, **Buonocore** introduit et développe les restaurations composites basées sur les techniques adhésives.

L'utilisation de reconstitutions corono-radiculaires fibrées commence véritablement vers **1983** avec **Lovell**.

En **1990**, **Duret** et **Reyaud** développent le Composipost en incorporant des fibres de carbone dans une matrice de résine époxy. L'introduction des tenons fibrés en carbone (noirs donc inesthétiques), provoque une révolution dans le domaine de la dentisterie.

De nombreuses innovations dont la forme, la composition, la longueur, le diamètre et le mode opératoire montrent l'engouement occasionné par ces solutions d'ancrage en quartz, céramique et fibre de verre (blancs ou translucides) (Bioloren, 2019).

Leur importance au sein de la dentisterie adhésive reste néanmoins contestée par le concept de Pascal Magne : « No Post, No Crown Dentistry » pour la restauration de la dent dépulpée à partir des années 2000. (Magne, 2014).

Les restaurations corono-radiculaires (RCR) collées par tenons fibrés sont aujourd'hui reconnues comme une excellente alternative aux RCR par tenons métalliques coulés ou préfabriqués.

Elles sont réalisées en une seule séance au fauteuil avec un matériau qui peut être foulé ou injecté contrairement aux inlay-core qui nécessitent une étape de laboratoire.

Elles sont également appelées reconstitutions corono-radiculaires par matériau inséré en phase plastique (RMIPP).(Académie nationale de chirurgie dentaire, 2003).

2.1. Définitions.

En 2003 L'académie nationale de chirurgie dentaire a proposé les définitions suivantes pour tous types de RCR confondus :

2.1.1. La Reconstitution Corono-Radiculaire :

Elle intéresse à la fois les portions coronaire et radiculaire de la dent : elle concerne toujours une reconstitution complexe qui, pour assurer sa rétention s'adresse à des ancrages radiculaires et/ou dentinaires.

Elle participe à la restauration prothétique de la dent dépulpée qui présente des risques importants de fractures liés à la modification de la résistance dentinaire après dépulption.

La fragilisation est liée aux destructions des structures amélo-dentinaires par la carie et par la réalisation d'un large accès indispensable au traitement du système canalaire.

La reconstitution doit préserver le comportement physico-mécanique de l'organe auquel elle est associée.

2.1.2. L'Ancrage radiculaire :

L'ancrage radiculaire, représenté essentiellement par le tenon radiculaire, est une extension de l'obturation coronaire dans un canal traité, destinée à en augmenter la rétention, lorsque les parois résiduelles de la dent sont insuffisantes (l'académie national de chirurgie dentaire, 2003 ; Koubi, 2008).

Lorsqu'il est nécessaire, l'ancrage radiculaire participe à la stabilisation de la reconstitution coronaire et éventuellement à sa rétention.

Il ne contribue pas au renforcement de la dent et peut être un facteur de fragilisation.

Sa forme, son diamètre et sa longueur sont déterminés par l'anatomie du système radiculaire.

La morphologie et les formes fondamentales de la surface des tenons peuvent être coniques et cannelées, coniques et lisses, coniques et filetées, cylindriques et cannelées, cylindriques et lisses, et enfin, cylindriques et filetées.

2.1.3. Le Tenon radiculaire actif :

Les tenons actifs s'incrudent dans les parois dentinaires de la préparation par "scellement et vissage". Leur diamètre est légèrement supérieur à celui de la lumière canalaire. Ils sont majoritairement représentés par les tenons métalliques.

2.1.4. Le Tenon radiculaire passif :

Les tenons passifs encore appelés "Tenons flottants" n'affectent pas la dentine mais reposent sur le ciment pour la rétention. Leur diamètre est inférieur à celui de la lumière canalaire. Ils sont représentés par les tenons dits "Fibrés".

2.1.5. Contraintes dentaires et notions mécaniques.

2.1.5.1. La biomécanique.

C'est l'application de la mécanique à des systèmes biologiques ; ce qui entraîne la compréhension du fonctionnement biologique des systèmes vivants d'une part et d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques (Belli, 2011 ; Chen, 2015).

La dynamique des fluides, le transfert de chaleur et de masse afin de décrire la réponse des systèmes vivants étudiés à des forces fonctionnelles ou para fonctionnelles.

En bouche, les forces fonctionnelles et para fonctionnelles résultent de réponses complexes de la part des tissus oraux (Perez-Gonzalez et al., 2011 ; Contrepois, 2016).

2.1.5.2. La contrainte.

- C'est la réponse interne d'un corps à l'application de forces extérieures.
- En pratique, une contrainte est la force par unité de section, appliquée à un corps qui résiste à une force extérieure.
- Les deux actions force et contrainte sont d'intensité égale mais de direction différente.
- La force extérieure est désignée par le terme de charge (Gurbuz et al., 2008).
- Les contraintes s'expriment soit en Pascal (pa), unité du système international, soit en N/m^2 . En pratique biomécanique, elles sont généralement données en megapascals (Mpa).

Selon leurs directions les contraintes peuvent être classées en trois types :

- **Contrainte de traction = tension** : c'est la résistance interne d'un corps à une force tentant de le tracter.
- **Contrainte de compression = pression** : c'est la résistance interne d'un corps à une force tentant de le rendre plus petit.
- **Cisaillement = scission** : c'est la résistance interne d'un corps à une force essayant de faire glisser une partie d'un corps sur un autre (Genovese et al., 2005).

2.1.5.3. La déformation.

Elle est définie comme le rapport de la variation de longueur sur la longueur d'origine.

2.1.5.4. Résistance des matériaux.

La résistance d'un matériau est perçue de trois manières :

- **Module d'élasticité ou de flexibilité, dit module YOUNG :**

C'est une mesure de la rigidité relative de l'objet ou le rapport entre la contrainte et la déformation.

- **La limite élastique :**

C'est la force nécessaire à sa déformation permanente. (La limite élastique correspond à la contrainte maximale avant le début de la déformation plastique)

- **La limite à la rupture :**

C'est la force nécessaire à sa fracture. (La limite à la rupture correspond à la contrainte à laquelle le matériau se rompt).

2.1.5.5. La force.

Elle peut se définir comme étant n'importe quel facteur qui, en s'exerçant sur un corps, tend à le mettre en mouvement ou à modifier le cours de son mouvement si ce dernier existait déjà (Ibrahim et al., 2021).

Une force s'exprime en NEWTON et est donc caractérisée par :

- Sa ligne d'action,
- Sa direction,
- Son intensité.

2.2. Epidémiologie et prévalence des fractures radiculaires des dents déulpées reconstituées par restauration corono-radulaire.

Dans une étude prospective, Touré et al. (2011) ont montré que les extractions de dents traitées endodontiquement sont fréquemment liées à des facteurs

restaurateurs, en particulier aux fractures radiculaires et aux échecs de reconstitution corono-radiculaire.

En 2015 l'analyse de Yoshino et al conclue que sur l'ensemble des dents extraites suite à une fracture radiculaire, 93.6% étaient dépulpées.

Ces résultats ont été confirmés par l'étude de Sugaya et al. (2015) :

Sur 304 fractures radiculaires, il dénombre 09 fractures radiculaires de dents vitales (avec ou sans lésions carieuses) contre 295 fractures radiculaires de dents dépulpées.

Nous serions tentés de dire que les dents ayant subi un traitement endodontique sont donc plus sensibles aux fractures radiculaires que les dents vitales. Parmi l'ensemble des dents dépulpées, nous allons retenir uniquement les dents reconstituées par restauration corono-radiculaire scellée ou collée.

Ploumaki et al. (2013) confirment, dans leur revue systématique, que les restaurations corono-radiculaire présentent globalement des taux de succès élevés après 6 ans de suivi.

Une étude de Figueiredo FED et al en 2015 décrit un taux de survie à 5 ans compris entre 83.9% et 90%, en fonction du type de restauration corono-radiculaire utilisé. La prévalence de fractures radiculaires y est de 5%.

Skupien et al (2016), rapportent que les restaurations corono-radiculaires supportées par couronne présentent une performance clinique légèrement supérieure à celles restaurées uniquement par composite coronaire, dans le même contexte Sorrentino et al. (2016) confirment, dans une revue systématique, que malgré certaines complications rapportées, les restaurations avec tenons fibrés et couronnes présentent globalement une bonne survie clinique à moyen terme.

Dans une autre étude menée sur trois ans, Sarkis-Onofre et al. (2014) ont observé 72 dents dépulpées reconstituées par restauration corono-radiculaire. Ils ne

décrivent que deux fractures radiculaires soit une prévalence de 2.8%. Le taux de survie fonctionnelle est de 94.5%.

Bien d'autres études ont évalué la prévalence des fractures radiculaires parmi les dents dépulpées. Il existe une variabilité importante de cette valeur entre les différentes publications. Elle peut être de **4.4%** (chrysanthakopoulos, 2011) ; **10.6%**(Copens et al., 2003.) ; **20%** (Colombo et al., 2023) ou encore de **31.7%** (Yoshino et al., 2015).

« L'incohérence des valeurs de prévalence peut être attribuée à la durée d'observation différente entre les études ou à des formes de préparations différentes.

Il en est de même pour les différents types de restaurations corono-radicaux. L'ensemble des restaurations n'est jamais étudié en même temps dans une seule et même étude.

Le diagnostic des fractures radiculaires est complexe à réaliser, ce qui ne permet pas d'évaluer avec précision la prévalence de ces dernières.

Les différentes études n'utilisent pas la même démarche pour leur mise en évidence.

Les valeurs de prévalence les plus importantes peuvent être expliquées par le fait que le diagnostic de fracture radicaux soit posé après leur extraction : la visualisation d'une fracture radicaux y est plus aisée.

Les études de Goodacre CJ et al., en 1995, se basant uniquement sur un examen clinique et/ou radiologique concluent, en raison de la difficulté de diagnostic, à un plus faible pourcentage de prévalence de fractures ».

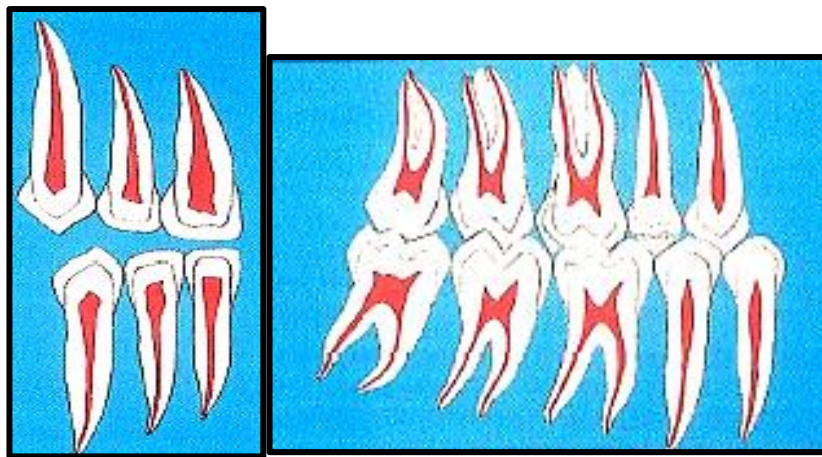
2.3. Considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent.

2.3.1. Considérations anatomiques.

2.3.1.1. Anatomie radiculaire et aptitude à recevoir un tenon.

Il paraît important de rappeler les grandes caractéristiques de l'anatomie radiculaire dentaire.

Nous pourrions ainsi déterminer la capacité d'une racine à accueillir ou non un tenon radiculaire (papathanassiou, 2006) (*Figures 03*) ; tout en sachant qu'une racine rectiligne est la plus apte à recevoir un tenon.



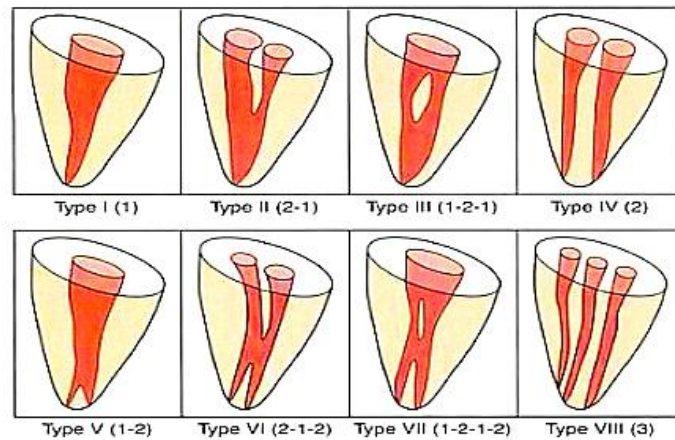
Figures 3. Informations recueillies sur clichés radiographiques rétro alvéolaires.

D'après PAPATHANASSIOU G.,(2006).

Au vu des figures 03, nous pouvons donc conclure que les dents antérieures et les dents postérieures ont une anatomie radiculaire, ainsi qu'une aptitude à recevoir un tenon radiculaire très différente. Tant que les prémolaires représentent des dents de transition, partageant à la fois certaines caractéristiques morphologiques des dents antérieures (souvent monoradiculées) et des dents postérieures (molaires multiradiculées).

La configuration spatiale du canal radiculaire conditionne donc le choix de l'ancrage.

La classification de Vertucci (2005). (Figure 04) illustre bien les différentes trajectoires canalaire que l'on peut rencontrer. 8 types se différencient.



**Figure 4. Illustration des différents types d'anatomie canalaire.
Selon la classification de Vertucci, (2005)**

2.3.1.2. Considérations anatomiques et épaisseur de dentine résiduelle.

Il est admis cliniquement qu'une épaisseur d'1 mm de dentine saine, tant aux niveaux coronaires que radiculaire (Resaei et al., 2023), constitue un facteur de nécessité mécanique suffisant.

Il apparaît donc également important de considérer, pour chaque dent, l'impact du traitement endodontique et de la préparation prothétique périphérique sur la dentine aussi bien radiculaire que coronaire.

Le constat d'une disparité morphologique des racines de molaire, leur courbure tant dans le sens vertical que dans le sens horizontal, fait qu'il est rarement possible de trouver le millimètre de sécurité.

Toutefois, en cas de nécessité absolue, l'option d'un tenon n'est possible que pour des racines rectilignes, palatine maxillaire et quelquefois distale mandibulaire.

En conclusion, nous pouvons retenir que pour les dents antérieures maxillaires, les considérations anatomiques suggèrent la nécessité d'un tenon radiculaire, mais par contre l'option pour un tenon radiculaire reste aléatoire pour les dents postérieures. Concernant les prémolaires, leur situation intermédiaire impose une analyse individualisée : selon l'étendue de la perte tissulaire et les contraintes

fonctionnelles, elles peuvent nécessiter un ancrage radiculaire similaire aux dents antérieures, ou être restaurées de manière plus conservatrice comme les dents postérieures. (Cf. *Tableaux I et II selon Safati E et al., 1995*).

Tableaux I. et II Impacts des traitements endodontiques sur la dentine coronaire et radiculaire. D'après Sarfati E et Al., (1995) .

Dent Ant. (Incisive supérieure droite)	Couronne	Racine	Dent Post. (1^{ère} molaire maxillaire droite)	Couronne	Racine
Dent intacte (section horizontale à la J.A.C)	2,4 mm	2 à 2,3mm	Dent intacte (section horizontale à la J.A.C)	2,5 à 2,6mm	1,2 à 2,3mm
Après préparation périphérique (-1,5 mm)	0,8 mm		Après préparation périphérique (-1,5 mm)	1 à 1,1mm	
Après traitement endodontique	< 1mm	> 1mm	Après traitement endodontique	> ou = à 1mm	< 1mm ^{de part et d'autre du tenon}
Conclusion dent Antérieure	Tenon impératif	Tenon possible	Conclusion dent Postérieure	Tenon inutile	Tenon contre-indiqué

2.3.2. Considérations fonctionnelles, incidence des charges occlusales.

Les données anatomiques vues dans des conditions idéales c'est-à-dire sur dents intactes de caries ne pourront être étayées que par une analyse de ces dents en fonction dynamique.

Chaque contrainte exercée au niveau d'une dent suite à un traitement endodontique, une préparation du logement radiculaire, un scellement ou un collage du tenon, va être emmagasinée et amplifiée par la fonction. (Zadik et al., 2008) ont montré que cette accumulation de contraintes représente un facteur déterminant dans la survenue de fractures radiculaires, identifiées comme l'une des principales causes d'extraction des dents traitées endodontiquement.

La dent ne supporte pas uniquement des contraintes selon son grand axe mais un ensemble de forces s'exerçant à 180° et *dont l'intensité est fonction de sa situation.*

Toutefois, la fracture corono-radicaire sera inévitable si les capacités d'adaptation de la dent sont dépassées (Duret et al., 1990).

L'incidence de la position occlusale de la dent (intensité et direction de la force exercée) semble jouer un rôle plus important dans la survenue de fractures que la nature même du matériau de restauration.

Nous pouvons retenir que les dents antérieures maxillaire subissent en grande partie des forces non axiales et travaillent en flexion (avec des forces de cisaillement) au niveau de leur face palatine ; ce qui peut être à l'origine de fractures en biseau (*Figure 05*). (Laviolle et al., 2008).

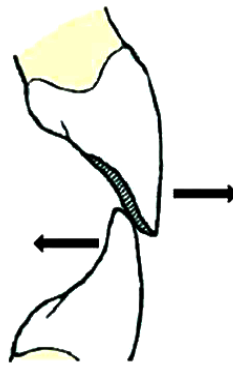


Figure 5 : Force de cisaillement (Laviolle et al., 2008).

Par contre, les dents postérieures travaillent en compression au niveau de leur face occlusale.

Elles subissent en majorité des contraintes suivant le grand axe de la dent : lors de la mastication, elles travaillent en compression, ce qui explique que la majorité des fractures observées sont verticales (*Figure 06*).

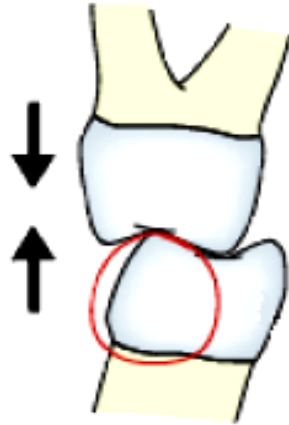


Figure 6 : Force de compression (Laviolle et al., 2008).

Les prémolaires subissent du fait de leur position intermédiaire les deux types de contraintes.

De plus, ces forces seront plus délétères en cas de rapports occlusaux néfastes. Les interférences travaillantes ou non travaillantes lors de l'occlusion dynamique (propulsion et latéralité), doivent être supprimées.

Il est important de prévenir toute surcharge occlusale, afin d'éviter qu'elles ne génèrent des fractures radiculaires.

Le rapport pression radiculaire / pression occlusale est nettement supérieur pour les dents antérieures que postérieures. (Laviolle et al., 2008).

Cependant, on ne peut en aucun cas prendre ces conclusions comme définitives, car elles n'incluent pas l'étendue de la perte tissulaire et l'ensemble des matériaux mis à notre disposition. Les matériaux de reconstitution doivent donc être adaptés à la fonction.

Plusieurs études récentes confirment que les surcharges occlusales et les para-fonctions sont des facteurs importants dans l'apparition des fractures coronoradiculaires.

Popescu (2024) rapporte que pendant la période de pandémie, l'incidence des fractures dentaires de fatigue a triplé en parfaite corrélation avec l'augmentation des contraintes occlusales. Patel (2022) souligne que la perte de structure dentaire, associée à des contacts occlusaux défectifs et des habitudes

parafonctionnelles, accroît significativement la vulnérabilité aux fractures radiculaires verticales dans les dents traitées endodontiquement. Par ailleurs, l'étude 'Oral Clinical and Radiological Signs of Excessive Occlusal Forces in Bruxism' (Popescu, 2025) montre une corrélation statistiquement significative entre le bruxisme, l'usure dentaire et le nombre accru de dents fissurées, renforçant l'idée que les forces répétées jouent un rôle délétère.

2.4. Comportement de la dent dépulpée.

Pendant de nombreuses années, l'idée d'une "fragilité" de la dent dépulpée était une certitude. De nombreuses études ont cherché à mettre en évidence les différences structurelles avec la dent pulpée et leurs incidences en dentisterie restauratrice. Dans ce contexte, Toparli et al. (2005) ont utilisé l'analyse par éléments finis en trois dimensions pour démontrer que la répartition des contraintes dans une incisive centrale maxillaire restaurée dépend étroitement du système de tenon choisi.

2.4.1. La concentration en eau de la dentine.

On a longtemps pensé qu'une des causes probables de la susceptibilité à la fracture des dents dépulpées était la déshydratation, qui les rendait excessivement fragiles.

Une étude comparative sur la teneur en eau entre des dents vitales et des dents traitées par endodontie d'un même individu a été réalisée et répétée sur 23 patients différents, soit 23 paires de dents.

Les résultats prouvent qu'il n'y a pas de différence significative concernant la teneur en eau entre les dents vitales et les dents dépulpées. (Dietschi et al., 2007 ; ANES, 2004 ; Aboulharem, 2001).

Certes, comme démontré dans l'étude de Papa et al., (1994). les dents dépulpées subissent des transformations biologiques dues à la perte du parenchyme pulpaire, mais cette déshydratation n'est pas significative.

Cette concentration avoisine 13 % au niveau coronaire, mais la dentine coronaire contient deux fois plus de tubuli que la dentine radiculaire, lui conférant probablement un taux d'humidité plus faible Papa et al. (1994).

En 1972, Helfer et al., Après calcul de la concentration en eau des dents vivantes et dépulées chez le chien, il ressort que les dents devitalisées avaient 09 % d'eau en moins que les dents pulpées (Ferrari et al., 2000).

La dessiccation des tissus durs de la dent se traduirait par une diminution du module d'élasticité. Ziskind et al. (2021) confirment expérimentalement que la dentine humaine possède des valeurs de module d'élasticité et de résistance en traction qui permettent d'évaluer l'impact de tels changements.

Cette opinion ne recueille pourtant pas l'unanimité car dans une autre étude, Cohen B I et al en 1993, avaient montré que la dépulpation n'induisait aucun changement concernant le module d'élasticité, la dureté ou la résistance à la fracture.

Selon l'étude de Dietshi et coll. de 2007 suite à une déshydratation, conséquence d'un traitement endodontique la résistance mécanique en tension ou en compression de la dentine reste identique, seule une légère diminution du module de Young est observée.

La notion de déshydratation de la dent dépulée a longtemps nourri l'impression subjective de la vulnérabilité de celle-ci, faisant l'allégorie avec la fragilité d'une branche de bois morte, sèche et cassante. (Alkhatri et al., 2019).

2.4.2. Dureté et module d'élasticité.

Lewinstein et Grajower (1989) ont estimé que la dureté (Vickers) de la dentine de la dent pulpée est comparable à celle de la dent dépulée, 5 à 10 ans après le traitement endodontique.

Ils n'ont pas pour autant affirmé que les propriétés mécaniques (notamment le module d'élasticité) de la dentine radiculaire restaient inchangées après traitement endodontique.

Carter et al. (1989) ont évalué la résistance au cisaillement et la dureté de la dentine cervicale de dents vitales et dévitalisées.

Les valeurs pour ces dernières étaient nettement plus faibles que celles des dents pulpées. Pour les molaires, la dévitalisation réduit de 14 % la dureté et la résistance au cisaillement. (Bolla et al., 2014).

En 2006 Selon Guastalla et coll, le module d'élasticité (rigidité), reflète l'aptitude d'un matériau à amortir et répartir les contraintes.

Un corps rigide est capable de résister aux forces sans se déformer, les contraintes sont supposées être transférées au composant le moins rigide d'un même système.

* Trop faible, la flexion du tenon risque de dépasser les capacités élastiques de la dentine, entraînant des fissures ou fractures de cette dernière.

* Trop important, toutes les contraintes seront transmises aux tissus de soutien, et en particulier au niveau de l'extrémité du tenon. Le risque de fracture sera maximal.

- L'idéal est donc un matériau dont le module d'élasticité est le plus proche possible de celui de la dentine. (Gonthier, 2001. Kinney et al., 2003 ; Jacquot, 2009-2010) (*Figure 07*).

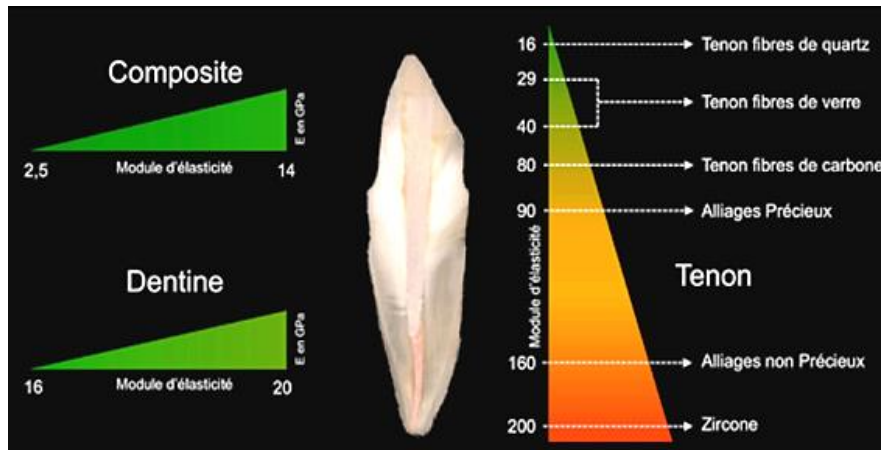


Figure 7. Les matériaux dont le module d'élasticité se rapproche de celui de la dentine sont à privilégier pour effectuer une RMIPP. Seguela, 2015

Pour toute reconstitution corono-radulaire (RCR) du type RMIPP, les caractéristiques physico-chimiques et mécaniques des matériaux de reconstitution doivent se rapprocher le plus possible de ceux de l'émail et de la dentine. De leur choix, dépendra la pérennité de la restauration. (*Tableau III*).

Tableau III. Caractéristiques mécaniques des tissus durs et matériaux de restauration. (Magne, 2007).

	Module d'élasticité (GPa)	Coefficient d'expansion thermique	Limite de rupture en traction (MPa)
Email	80	17	10
Dentine	14	11	105

	Module d'élasticité (GPa)	Coefficient d'expansion thermique	Limite de rupture en traction (MPa)
Céramiques feldspathiques	60-70	13-16	25-40
Composites hybrides	10-20	20-40	40-60

2.4.3. La perméabilité dentinaire.

Les dents reconstruites sont recouvertes de couronnes.

Le sertissage périphérique étant théoriquement étanche, seule la perméabilité de la dentine semble responsable des échanges entre la reconstitution intra-canalair et le milieu extérieur (Fox et al., 2004).

NISSAN et coll. ont montré en 1995 qu'une épaisseur de 0,5 mm de dentine est perméable aux endotoxines.

Gerzina et Hume (1996) évoquent le passage du monomère des résines composites au travers des tubuli dentinaires de façon inversement proportionnelle à leur poids moléculaire.

De nombreuses autres études qui démontrent l'importance de la perméabilité dentinaire.

Il paraît acquis que la perméabilité dentinaire aux liquides biologiques joue un rôle prépondérant dans les phénomènes de corrosion qui peuvent intervenir au niveau des tenons des reconstitutions corono-radiculaires.

La qualité du traitement endodontique des dents reconstituées, ainsi que les traitements parodontaux, surfaçages radiculaires et traitements cliniques, influent sur la perméabilité dentinaire. (Fox et al., 2004).

Selon Gonthier et al. (2001), la perméabilité dentinaire joue donc un rôle important dans la pérennité des reconstitutions corono-radiculaires tout en sachant qu'elle est peu contrôlable.

2.4.4. Les changements structurels dus aux manœuvres thérapeutiques.

Reeh et al. (1989) ont établi qu'une perte de résistance mécanique de 5 % conséquente au traitement endodontique était essentiellement en rapport avec la cavité d'accès. Plus que le traitement endodontique, la préparation excessive d'un logement canalair peut donc être la raison de la fragilité radulaire (Perez-Gonzalez., 2011).

De nombreux auteurs ont suggéré que la perte de résistance aux forces occlusales et le risque de fracture augmentent avec la quantité de substance dentinaire détruite. La préparation d'une cavité mésio-occluso-distale induirait une perte de résistance de plus de 60 %. (Pascon et al., 2009 , Coelho, 2009).

Ceci est aggravé, au niveau coronaire, par la perte d'éléments architecturaux stratégiques (crêtes marginales...) dont l'incidence est majeure sur les propriétés physiques de la dent dévitalisée. (Perez-Gonzalez, 2016).

Au-delà de ces controverses, tous les auteurs s'accordent sur un point qui est très important : la quantité de dentine résiduelle doit être la plus importante possible et nous impose une économie tissulaire maximale. (Bolla et al., 2014).

Yoshino et al. (2015) ont montré que, dans les incisives centrales maxillaires restaurées, le recours à des tenons fibrés favorise une meilleure répartition des contraintes et limite la survenue de fractures irréparables, soulignant ainsi le rôle du type de restauration dans la préservation de la dentine résiduelle et la réduction de la fragilité radiculaire.

2.4.5. L'âge.

Les fractures radiculaire verticales des dents dépulées surviennent plus fréquemment chez des sujets âgés de 45 à 60 ans. (Poletto et al., 2017).

Les recherches récentes confirment que l'âge constitue un facteur déterminant dans l'apparition des fractures radiculaire verticales (FRV). Une revue de la littérature par Liao et al. (2021) a montré que la majorité des FRV surviennent chez des patients de plus de quarante ans, ce qui confirme l'impact du vieillissement sur la fragilité radiculaire. Plus récemment, une étude cas-témoins menée par Promchouy et al. (2025) a identifié l'âge avancé comme un facteur de risque majeur pour les dents traitées endodontiquement et nécessitant une chirurgie, avec une prévalence particulièrement marquée dans la tranche d'âge 45–60 ans.

2.4.5.1. Comparaison des tranches d'âge.

Les travaux classiques rapportaient déjà une concentration des fractures chez les patients d'âge moyen, souvent cités entre 45 et 60 ans. Les études modernes élargissent cette observation, indiquant une augmentation nette du risque dès la quarantaine, et un maintien de cette prévalence jusqu'à la soixantaine et au-delà (Liao et al., 2021).

2.4.5.2. Facteurs de risque associés à l'âge.

2.4.5.2.1. Minéralisation et perte d'élasticité de la dentine

Avec l'âge, la dentine subit un processus de minéralisation progressive, entraînant une diminution de son élasticité. Cette rigidité accrue réduit sa capacité à dissiper les contraintes mécaniques, ce qui favorise la propagation de fissures en fractures complètes (Liao et al., 2021).

2.4.5.2.2. Fatigue mécanique cumulative.

Les dents âgées ont subi des millions de cycles de mastication au cours de plusieurs décennies. Cette charge mécanique répétée entraîne l'apparition de microfissures qui, avec le temps, évoluent en fractures radiculaires verticales, surtout lorsqu'elles sont soumises à des restaurations rigides (Promchouy et al., 2025).

2.4.5.2.3. Historique thérapeutique plus lourd.

Les patients plus âgés présentent généralement un passé de restaurations multiples, de traitements ou retraitements endodontiques. Chaque intervention contribue à la perte de tissu dentinaire et à l'affaiblissement global de la racine, augmentant la vulnérabilité face aux contraintes fonctionnelles.

2.4.5.2.4. Réduction de la proprioception dentaire.

La perte d'innervation pulpaire après traitement endodontique diminue la capacité de la dent à percevoir les surcharges occlusales. Cette diminution sensorielle

expose les racines fragilisées à des contraintes excessives non ressenties par le patient, accélérant le processus fracturaire (Reeh et al., 1989).

Les données épidémiologiques varient, mais plusieurs études rapportent que la prévalence des FRV dans les dents traitées endodontiquement peut atteindre 20 à 30 % selon les échantillons et les critères diagnostiques (Promchouy et al., 2025). Dans certaines cohortes chirurgicales, près d'un tiers des dents extraites pour échec endodontique présentaient une fracture verticale confirmée.

L'âge doit être considéré comme un facteur de risque déterminant mais multifactoriel. Ce n'est pas le nombre d'années en soi qui fragilise la dent, mais l'ensemble des changements biologiques (minéralisation de la dentine, perte d'élasticité), mécaniques (fatigue cumulative) et iatrogènes (traitements répétés, perte de proprioception) qui s'accumulent au fil du temps. Ces données expliquent pourquoi les fractures radiculaires verticales apparaissent le plus souvent chez des patients âgés de 45 à 60 ans et plus, et doivent être prises en compte dans la planification des reconstitutions coronoradiculaires.

2.5. Facteurs de risques inhérents à la dent support.

Selon Dutra et al (2017), l'extraction des dents dépulpées fracturées pourrait être évité ou minimisé, si les risques de fractures inhérents aux dents dépulpées étaient identifiés.

2.5.1. Les transformations mécaniques et structurelles.

Les traitements endodontiques puis les restaurations de la dent non-vitale sont, depuis de nombreuses années, des actes quotidiens dans l'exercice du médecin dentiste.

La restauration de la dent dépulpée reste une problématique d'actualité, qui manque de concepts cliniques clairs et précis.

A la lumière de plusieurs constats, les tissus durs de la dent dépulpée sont à préserver.

Leur réduction implique une diminution des capacités mécaniques de la dent.

2.5.2. Caractéristiques biologiques et mécaniques de la dent dépulpée.

"Nous avons toujours eu à l'esprit que la dent dépulpée était plus fragile que la dent vivante !"

Il n'en est rien de cette idée reçue puisque bon nombre d'études démontrent le contraire. Cependant, nous restons toujours confrontés au fameux constat d'"Albert Einstein" :

« Il est plus facile de désintégrer un atome qu'un préjugé » !

Selon Gutmann JL (1992) & Huang et al. (1992), il est aujourd'hui admis que la dent dépulpée n'est pas en soi plus fragile que la dent pulpée.

Cependant, l'opinion inverse, souvent guidée par des habitudes, voire des intuitions, reste encore ancrée dans les esprits de nombreux praticiens et patients. Cette idée reçue attribue à la dent dépulpée une image de dent affaiblie et cassante.

Alors, quelles sont les certitudes scientifiques concernant l'état de la dent dépulpée ?

Huang et al. (1992) admettent une importante déshydratation de la dentine après dépulpe, mais aucune diminution significative de sa résistance à la compression et à la traction n'est démontrée.

Par contre, Sedgley et Messer (1992) n'ont pas montré de modifications du module d'élasticité, ni de la dureté de la dentine après dépulpe.

Enfin pour Papa et al. (1994), la perte en eau ne concerne que l'eau libre et non l'eau liée au collagène, cette perte est inférieure à 09% de l'eau totale, ce qui n'est pas un déficit significatif.

L'augmentation de la déshydratation de la dentine au fil des années est un préjugé, que l'on ne peut pas incriminer dans une éventuelle perte de résistance de la dent.

Au vu de l'ensemble de ces données, il est avéré que les modifications intrinsèques des tissus durs ne valident pas l'hypothèse attribuant un caractère plus *fragile à la dentine non-vitale*.

La déshydratation de la dent, suite au traitement endodontique, est trop faible pour expliquer à elle seule une plus forte susceptibilité aux fractures ; de même pour les effets des produits endodontiques.

La vérité semble être ailleurs...Proprioception, état neuro-sensoriel, perte tissulaire ?

2.5.2.1. La Proprioception.

La proprioception des dents va également être modifiée par la suppression du parenchyme pulpaire, entraînant la perte des récepteurs intra-pulpaire qui jouent un rôle important dans la sensation de la pression occlusale.

Suite à une perte de leur contrôle neuro-sensoriel de protection, le seuil de réaction à la douleur d'une dent dépulpée, face aux forces exercées, est plus élevé que celui d'une dent saine.

Selon Wiskott (1996), le seuil réflexe visant à la protection des dents dépulpées est amoindri, les rendant donc plus exposées aux contraintes occlusales.

Il en découle une diminution des capacités de défense des dents dépulpées contre l'accumulation des agressions lors de la cinétique occlusale, pouvant aboutir à la fracture de ces dents. (Soares et al., 2009).

D'après Randow et al. (1986), ce mécanisme a pour rôle de limiter les forces masticatoires trop élevées en évaluant la dureté des objets placés entre les dents supérieures et inférieures, rôle confirmé plusieurs décennies plus tard par

Trulsson et al. (2021). Qui ont montré l'implication directe des mécanorécepteurs parodontaux dans la régulation fine de ces forces.

Paphangkorakit et coll. (2000), affirment que l'ensemble du complexe dentino-pulpaire est basé sur l'activation de chémorécepteurs par le mouvement des fluides dentinaires dans les tubulis lorsqu'une force est appliquée sur la dent. (Paphangkorakit et coll., 2000).

Le critère essentiel responsable de la fragilité d'une dent restaurée est en réalité sa perte de substance.

- **Existe-t-il des modifications neuro-sensorielles ?**

C'est une certitude !

Les dents dépulpées montrent une perte de leur contrôle neuro-sensoriel de protection.

Ce mécanisme a pour rôle de limiter les forces masticatoires trop élevées en évaluant la dureté des objets placés entre les dents supérieures et inférieures.

Il implique l'ensemble du complexe dentino-pulpaire et est basé sur l'activation de chémorécepteurs par le mouvement des fluides dentinaires dans les tubulis lorsqu'une force est appliquée sur la dent.

Les dents dépulpées, ayant perdu leur proprioception, seraient plus fréquemment soumises à de fortes charges occlusales.

En conséquence cliniques, le critère essentiel responsable de la fragilité d'une dent dépulpée restaurée est en réalité sa perte de substance !!!

2.5.2.2. La perte de substance tissulaire.

En 2002, Pontius insistait déjà sur le *principe d'économie tissulaire des structures internes et externes*, montrant l'importance de cet élément dans la prévention des fractures radiculaires et le maintien à long terme de la dent sur l'arcade. (*Figure 08*).

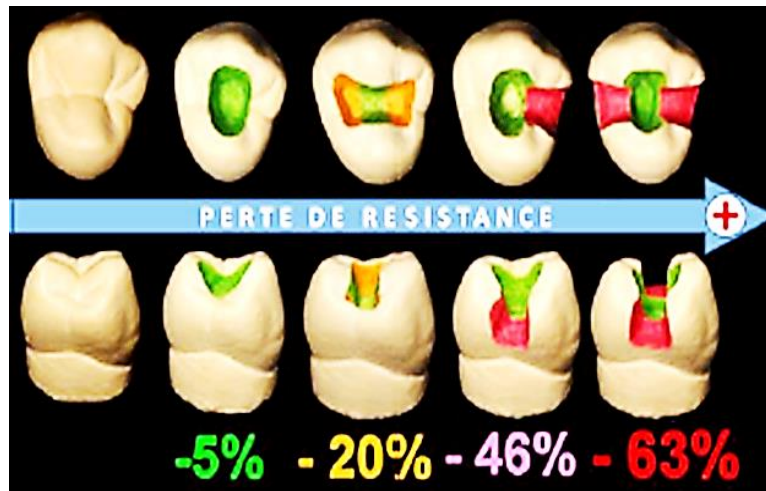


Figure 8. Réduction de la résistance de la dent résultant des cavités restauratrices et endodontiques. Selon Reeh et al. (1989).

Reeh et al. (1989), concluent que la fragilité de la dent dépulpée est proportionnelle à la disparition des tissus ayant conduit à la nécessité du traitement endodontique, et n'est pas imputable à la pulpectomie proprement dit.

Une dent dépulpée est par conséquent fragilisée si elle présente une perte de substance volumineuse avec atteinte des crêtes marginales.

Alors démystifions ! La dent mortifiée en elle-même n'est pas plus fragile qu'une dent vivante.

Les modifications structurelles du tissu dentinaire occasionnée par la pathologie carieuse ou les traumatismes et la mise en forme canalaire lors du traitement endodontique représentent les causes principales de la fragilité de la dent dépulpée. (Akkan et al., 2002).

L'origine des pertes de substance est très variée. Elles peuvent résulter de caries, de traumatismes, mais aussi de traitements subis par la dent.

Plus cette perte est conséquente, plus la résistance de la dent, qu'elle soit pulpée ou non, sera diminuée. (Figure 09).



Figure 9. Affaiblissement des parois dentaires suite au traitement endodontique.
Selon Dejou J et Laborde G, (2001) .

Lors de la dépulpage, la vigilance est donc vivement recommandée : l'amincissement des parois dentinaires peut conduire à un affaiblissement de la région cervicale.

Krishan et al. (2014), proposent pour cela de réaliser des cavités d'accès endodontiques conservatrices.

Celles-ci permettent de réduire le volume de dentine éliminé lors de sa réalisation ($5,82 \text{ mm}^3$ au lieu de $11,93 \text{ mm}^3$ pour les prémolaires).

La cavité conservatrice est alors réalisée en fraisant une cavité d'1mm de diamètre au niveau du centre de la cavité traditionnelle, en conservant une partie du plafond de la chambre pulpaire. (Figure 10).

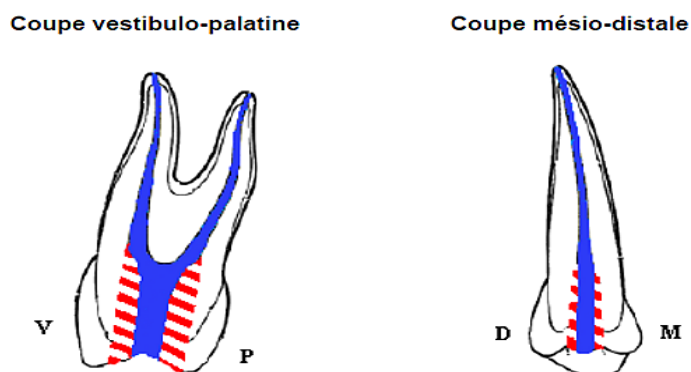


Figure 10. Cavité d'accès conservatrice (en bleu) et volume de dentine supplémentaire éliminé pour une cavité traditionnelle (en rouge) permettant l'accès à l'endodonte.
Schéma Herlem H, (2017).

Selon Heydecke et coll. (2020), les racines sont également fragilisées lorsqu'un logement canalaire est préparé à l'intention d'un tenon radulaire.

Ce dernier ne renforcerait pas la racine, mais au contraire pourrait être un facteur de fragilisation.

La force à appliquer pour observer une fracture sur les dents préparées avec une cavité conservatrice est supérieure à la force nécessaire pour les dents préparées avec une cavité traditionnelle. (*Tableau IV*).

Tableau IV. Forces à appliquer pour obtenir une fracture des prémolaires en fonction du type de cavité d'accès endodontique selon Krishan R et all. (2014).

Force (en N)		
Cavité endodontique conservatrice	Cavité endodontique traditionnelle	Contrôle (dent non dépulpée)
586 (+/-116.9)	328.4 (+/-56.7)	634 (+/-58.6)

Cette force n'est pas significativement différente de celle à appliquer pour provoquer la fracture d'une dent saine. (*Tableau V*).

Ces résultats sont confirmés en 2016 par l'étude de Yuan et coll.

Tableau V. Propriétés mécaniques des dents dépulpées et des dents pulpées.

D'après Sedgley et Masser, (1992).

	Dents dépulpées	Dents pulpées
Résistance sous contraintes de cisaillements (MPa)	70,42 ± 12,39	69,76 ± 11,69
Dureté sous contraintes de cisaillements	42,51 ± 10,38	40,06 ± 8,91
Dureté (Vickers)	66,79 ± 4,83	69,15 ± 4,89
Résistance à la fracture	611 ± 148	574 ± 59

Malgré la déshydratation relative de la dent non vivante par rapport à la dent vivante, il semble qu'il n'y ait pas de modification des caractéristiques mécaniques et biologique de la dentine d'après Sedgley et Masser (1992).

2.6. Choix du type de restauration. (Figure 11).

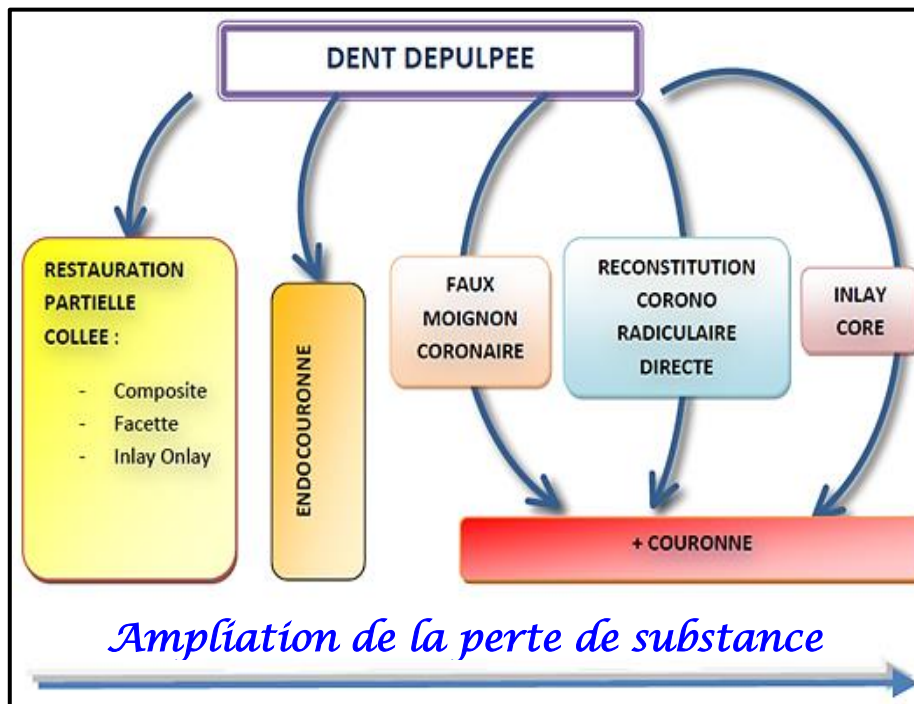


Figure 11. Possibilités de restauration de la dent dépulpée. Dervisevich (2011).

Une fois la préparation périphérique totale de la dent terminée, toute hauteur coronaire égale au minimum au 1/3 de la hauteur clinique de la couronne sera considérée comme paroi. L'épaisseur de la paroi devra être au moins de 01mm. (Di Stephano, 2017).

Très souvent dans les fractures corono-radiculaires, la préparation radiculaire pour la réalisation d'un ancrage radiculaire est mise en cause. (Al-Omiri et al., 2010). Cette préparation serait à l'origine de l'affaiblissement de la racine avant même l'insertion du tenon.

Les parois cavitaires résiduelles sont déterminantes quant au choix du type de restauration. (Tableau VI).

Tableau VI. Guide pour le choix du type de restauration en fonction du nombre de parois, de la hauteur des parois et de l'épaisseur des parois restantes. (Bolla et al.,2014).

	Restaurations foulées ou RCR foulées				
Nombre de parois	4	3	2	1	0
Hauteur des parois	Totale		2/3	1/3	0
Epaisseur des parois	Supérieure à 1 mm		Inférieure à 1mm		
			RCR	Coulées	

D'ailleurs, dans le cas de tenon scellé/vissé, celui-ci augmente à son tour le risque de fracture. La forme, la longueur et le diamètre du tenon utilisé, doivent s'adapter à l'anatomie canalaire. Les caractéristiques anatomiques doivent ainsi être déterminées avant de commencer le traitement. (Figure 12)

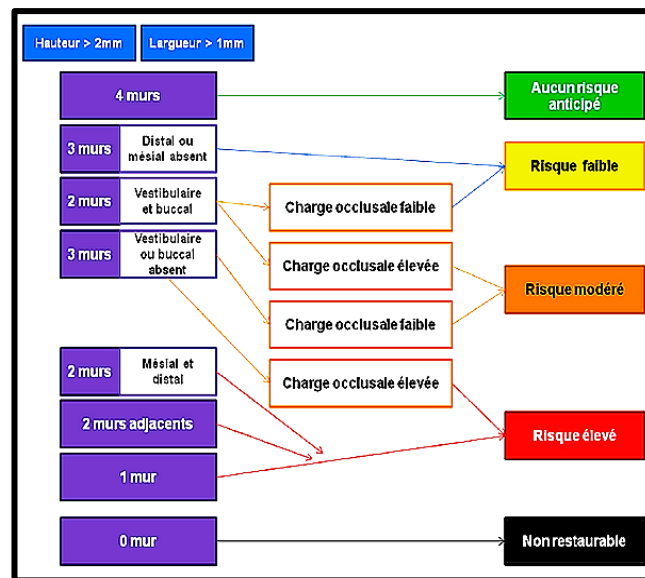


Figure 12. Schéma analysant le risque de fracture en fonction du nombre de parois, de leur position et du niveau de contraintes occlusales subies par la dent. Selon Jotkowitz et al. (2010)

2.6.1. Les Reconstitutions Corono-Radiculaires (RCR).

L'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire définit une "reconstitution corono-radicaire (RCR) comme étant une reconstitution englobant simultanément les parties coronaires et radiculaires de la dent en faisant appel à des ancrages radiculaires et/ou dentinaires afin d'assurer la rétention de la restauration complexe". ANCD (2003). *Figure 13*)

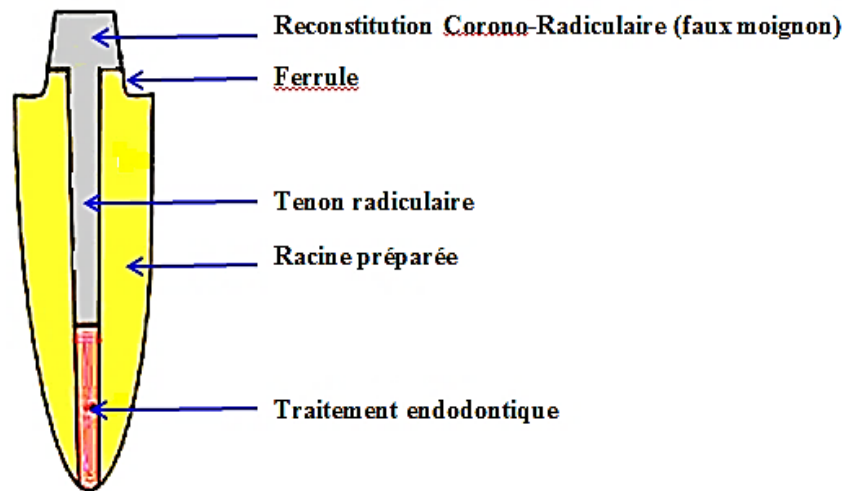


Figure 13. Schéma des éléments composants une reconstitution corono-radicaire. Selon Keidjian (2020).

Cette reconstitution se compose donc d'un ancrage radicaire ou tenon venant s'ancrer dans une partie de la racine et une portion coronaire, supportant soit une reconstitution composite coronaire foulée soit un faux moignon sur lequel une coiffe prothétique sera collée ou scellée.

Un tenon, est-il indispensable pour une reconstitution corono-radicaire ?

Selon Lasfarges et al. en (2000) l'ancrage radicaire renforce le continuum corono-radicaire et participe à la rétention de la restauration mais en aucun cas il ne renforce mécaniquement la racine.

Au contraire, il peut être un facteur de fragilisation (Dejou et Laborde, 2001 ; Moyen et Armand, 1999).

Il existe actuellement 2 principaux types de reconstitutions de la dent dépulpée avec ancrage radiculaire (RCR):

- Les restaurations corono-radiculaires foulées réalisées directement au fauteuil, sans étape de laboratoire grâce à un **Matériau Inséré en Phase Plastique (RMIPP)**. Picot (2015) souligne que les RCR collées constituent aujourd'hui une approche moderne, fiable et reproductible, permettant de limiter les étapes de laboratoire et d'améliorer la conservation tissulaire.
- Les restaurations corono-radiculaires coulées métalliques nécessitant une étape de laboratoire (inlay-core et inlay-clavette).

2.6.1.1. Indications récentes de la reconstitution corono-radiculaire selon Banomyong et al., (2023.) :

- Lorsque la perte coronale est modérée à sévère (ex : dents antérieures ou prémolaires avec plusieurs surfaces perdues), surtout en présence d'une ferrule suffisante — la restauration corono-radiculaire est indiquée pour renforcer la résistance à la fracture.
- Dans les prémolaires avec perte de 1 à 2 parois coronaires, si les dents ont des contacts adjacents, la restauration directe en composite (avec ou sans tenon fibré) peut avoir une survie comparable à une restauration avec couronne.
- Chez les molaires traitées endodontiquement, la restauration de type cuspal coverage (couronne complète ou onlay/endo-crown) améliore la survie à long terme, surtout lorsqu'il y a perte cuspidienne ou dent délabrée.
- Quand la hauteur de la chambre pulpaire dans le canal coronarien est faible (<~4 mm), l'extension corono-radiculaire (core build-up, post ou matériau adhésif dans le tiers coronal du canal) peut améliorer la rétention et la résistance.

- Lorsque des lésions cervicales exposées ou déficiences cervicales existent, l'inclusion d'un tenon fibré préfabriqué ou une reconstitution coronoradiculaire résine/composite peut augmenter la résistance.
- Quand les forces fonctionnelles ou parafunctionnelles (occlusion forte, bruxisme, dent pilier) augmentent les contraintes, une reconstitution plus protectrice (tenon + couronne/cuspal coverage) est recommandée.

2.6.2. Considérations pour l'option "Tenons radiculaires".

La plupart des auteurs sont unanimes : l'indication d'une reconstitution directe doit être posée après analyse de la couronne dentaire, de l'anatomie radiculaire, ainsi que du parodonte. (Aboulharam, 2001 ; ANCD, 2005 ; ANAES, 2004 ; Bataillon et al., 2010 ; Cheinin, 2014 ; Decup et al., 2011 ; Laplanche et al., 2008 ; Raux et al., 2010).

2.6.2.1. Analyse de la couronne dentaire.

- Le nombre de parois restantes ne doit pas être inférieur à 2 ou 3.(Bolla et al., 2014).
- La hauteur des parois ne doit pas être inférieure au 2/3 de la hauteur initiale et d'au moins à 01,5 à 02 mm au-dessus de la jonction cémento-amélaire pour assurer un sertissage périphérique efficace par la couronne de reconstitution.
- L'épaisseur des parois résiduelles doit être égale ou supérieure à 01mm.
- La limite du congé de la préparation prothétique est en position supra gingivale et doit se situer au minimum entre 01,5 et 02mm du futur matériau de reconstitution afin de permettre un cerclage par la future prothèse. (Juloski et al., 2012).
- La pose d'un champ opératoire est vivement conseillée et être réalisable.
- La situation antérieure ou postérieure de la dent est à prendre en compte.

D'un point de vue biomécanique, du fait des forces axiales et du grand volume de dentine, les molaires seront plus propices aux RMIPP. (Metodieva-Aleksandrova, 2025).

2.6.2.2. Analyse de la racine dentaire.

- L'ampliation pour le logement du tenon doit se faire à minima.
- La reconstitution doit être sertie par des parois radiculaires dont les épaisseurs ne sont pas inférieures à 01,2 mm.(Giok koay, 2023).
- Un diamètre important de tenon n'augmente pas la rétention mais fragilise la racine.
- Il faut tendre vers des diamètres compris entre 01 à 01,3mm.(Giok koay, 2023). Le tenon doit « flotter » dans le canal.
- La longueur du tenon doit être la plus élevée possible pour répartir uniformément les contraintes radiculaires et assurer une rétention maximale.
- Concernant la longueur du tenon, l'observance de certains critères cliniques doit être respectée. (Giok koay, 2023). Celui-ci doit :
 - Conserver 03 à 06 mm d'obturation endodontique pour assurer l'étanchéité Apicale;
 - Etre égal ou supérieur à la hauteur de la couronne clinique ;
 - Correspondre au moins à la moitié de la hauteur radiculaire incluse dans l'os. (Soares et al., 2009).

2.6.2.3. L'effet ferrule.

Une ferrule est un anneau circonférentiel de la couronne prothétique cerclant les structures dentaires au niveau de la limite cervicale. (*Figure 14.*)

Selon Da Silva. (2010), quel que soit le type de matériau de la restauration corono-radiculaire, les contraintes les plus fortes sont exercées dans la région cervicale de la dent support.

C'est pourquoi, la préservation de tissu cervical permet de créer un effet ferrule pour optimiser le comportement biomécanique de la dent restaurée (Juloski, 2012).

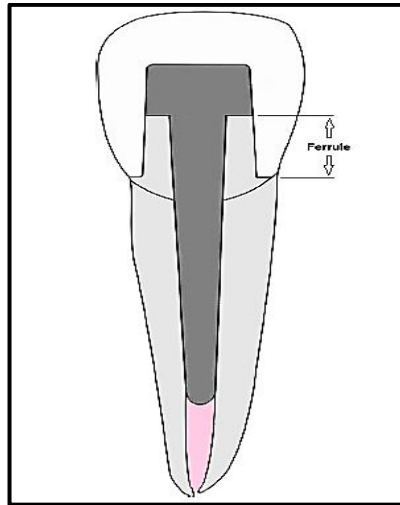


Figure 14. Schéma d'après Juloski et al. (2012) représentant une ferrule.

La présence d'une ferrule de 01,5 à 02 mm a un effet positif sur la résistance à la fracture des dents reconstituées par restauration corono-radicaire. (Ichim et al., 2006 ; Jotkowitz et al., 2010; Juloski et al., 2012; Otkowitz & Samet, 2010).

Zhang et al. (2010), par une analyse tridimensionnelle par éléments finis, ont montré que la présence d'une ferrule et la conception du post-core influencent directement la répartition des contraintes et la résistance des dents dépulpées.

L'augmentation de la hauteur de ferrule de 0 à 02 mm entraîne une diminution de 37% du risque de fractures. (Samran et al., 2013).

Tenant compte des considérations sus-citées, dans la plupart des cas, les praticiens optent pour des RMIPP (reconstitutions corono-radicaire par matériau inséré en phase plastique. (Metodieva-Aleksandrova., 2025).

2.6.3. Les Reconstitutions par Matériau inséré en phase plastique.

2.6.3.1. Au niveau radicaire.

Le tenon peut être composé d'une matrice résineuse enrichie de fibres de verre, de quartz ou de carbone, ou être réalisé en zircone. (couverchel, 2012).

- *Les fibres de verre, de quartz ou de carbone* ont d'excellentes qualités mécaniques qui favorisent l'absorption des forces subies.

Ces tenons au comportement anisotrope permettent d'obtenir un module d'élasticité variable selon l'orientation des forces, associé à une meilleure répartition des contraintes.

Ils offrent en outre, selon leur composition, des possibilités de liaisons chimiques facilitées avec les adhésifs et les composites.

Tay & Pashley (2007) et Perdigão et al. (2021), ont introduit le concept de "monobloc radiculaire", où le tenon fibré, le ciment de collage et la dentine adhérente devraient fonctionner comme une seule unité biomécanique, bien que ce concept demeure difficile à atteindre en pratique clinique.

Dans une étude de littérature récente, Goracci et Ferrari (2011), concluent que, lorsque l'indication clinique le permet, l'utilisation de tenons fibrés comme ancrages radiculaires reste la meilleure option thérapeutique.

- *Les tenons en zirconium sont rigides et solides.*

Meyenberg et al. (1994), décrivent ce type d'ancrage pour la première fois en 1995. Leur important module de rigidité impose toutefois de rester prudent et de ne pas les utiliser chez les patients exerçant des forces fonctionnelles et para-fonctionnelles majorées.

2.6.3.2. Au niveau coronaire.

Les RMIPP sont constituées préférentiellement de matériaux composites dont le module d'élasticité est proche de celui de la dentine et qui, après collage, forment avec elle et les tenons fibrés un ensemble homogène qui absorbe les contraintes. (Chabaud, 2016).

2.6.4. Les RCR coulées.

Le choix de l'alliage est particulièrement important pour la pérennité de la construction prothétique.

En effet, lorsque la supra-structure est métallique, l'alliage doit être cohérent d'un point de vue galvanique avec celle-ci afin de limiter tout risque de corrosion future. Pudduy (2024), illustre dans un cas clinique, que la CFAO permet une réalisation plus précise et reproductible des ancrages corono-radicaux comparée à la méthode chimico-manuelle.

2.7. Effets du tenon radiculaire sur le comportement biomécanique de la dent dépulpée.

Guzy et Nicholls (1979) ; MC Donald et al. (1990) et Sidoli et al. (1997) Affirment que le tenon radiculaire ne renforce pas la résistance de la dent contre les fractures radicaux.

Il existe une controverse concernant la nécessité de mettre ou non des tenons radicaux. (Bolla et al., 2007).

Certaines études mécaniques *in vitro* montrent que les tenons augmentent les risques de fracture des dents dépulpées (Zarei, 2006).

Uddanwadiker et al. (2007), également ont montré, par une analyse par éléments finis, que le type de post-core utilisé influence significativement la distribution des contraintes dans les dents restaurées, expliquant ainsi certaines tendances à la fracture observées *in vitro*. Slutzky-Goldberg et al. (2010) confirment, dans leur revue, que le choix du système de restauration et la technique employée conditionnent directement la pérennité clinique des dents endodontiquement traitées. Dejou et al. (2001) ont mis en évidence les effets de la préparation du logement sur la mutilation radiculaire et que sur des racines courbes, les tenons radicaux peuvent être dangereux.

Plus récemment, Colombo, (2023) arrive à la conclusion que l'utilisation de certains types de tenons peut influencer non seulement la résistance radiculaire

mais aussi le mode de fracture sous des charges obliques, ce qui augmente parfois les risques de fracture des dents dépulpées. Alenezi et al. (2024), ont même montré que la résistance d'une dent dépulpée sans tenons radiculaires était plus élevée que celle de dents avec tenon radiculaire.

2.7.1. Problèmes liés aux tenons radiculaires.

La jonction du tenon radiculaire avec le matériau de reconstitution, le matériau de scellement et la dent constituent un complexe hétérogène, cette hétérogénéité se manifeste à un double niveau :

2.7.1.1. L'hétérogénéité mécanique.

D'après Okada et al. (2008), le complexe hétérogène constitué par : la dent, le matériau de reconstitution, le matériau de scellement, et le tenon radiculaire se comporte de façon variable face aux forces occlusales car ses différents composants possèdent des modules d'élasticité et des duretés différents. Yilmaz et al. (2017) ont montré que dans des racines fragilisées, l'utilisation de tenons fibrés améliore la résistance à la fracture et limite les échecs irréparables. Dans la continuité des travaux précédents, Taha & AbdulAzeez, (2023) ont prouvé grâce à une modélisation par éléments finis, que le comportement mécanique de ce complexe varie significativement selon les matériaux lorsqu'ils sont soumis à des charges masticatoires et parafunctionnelles.

Cette multiplicité crée forcément des zones de fragilité (fractures, descellements). (Couly, 1980; Corsentino et al., 2018). (*Figure 15*)

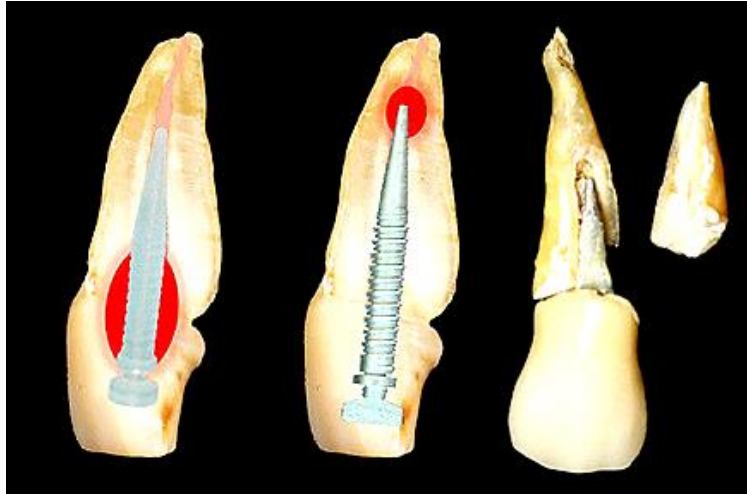


Figure 15. Zone de répartition des contraintes fonctionnelles sur une dent restaurée par un ancrage radiculaire (Tenon fibré à gauche, tenon métallique à droite).

Selon Porciani et Al. 2008.

2.7.1.2. L'hétérogénéité chimique.

Chaque élément de ce complexe hétérogène présente plusieurs constituants pouvant interagir, mettant en péril l'équilibre biologique du complexe avec un risque accru de corrosion et d'atteinte à l'intégrité apicale suite à la dégradation de l'obturation radiculaire. (Bouillaguet et al., 2003; CRA, 2004; Cheleux, 2009; Odin-Gendrel, 2014 ; Chen et al., 2015).(Figure 16).



Figure 16. Phénomène de corrosion D'après Gombaudo.,2001.

Rappelli et al. (2005) ont montré que la technique de scellement influence directement la distribution des contraintes et donc la durabilité clinique du complexe dent-tenon.

Perdigão et al. (2021) soulignent que l'interface dentine-tenon représente aujourd'hui l'un des principaux défis cliniques, en raison de la complexité du collage et de la durabilité incertaine de l'adhésion.

2.7.1.3. L'hétérogénéité structurale.

La dentine est de structure tubulaire, le tenon métallique est de structure phasique ; il en résulte des comportements physiques différents face aux variations thermiques, pH métrique... etc.

Heling et al. en 2002 et Klein en 2017, rapportent que La pression exercée au cours de la condensation latérale, du scellement du tenon ou des forces transmises par le tenon lors de la cinétique mandibulaire sont invoquées comme causes essentielles pour expliquer les multiples fractures radiculaire. (Figure 17).

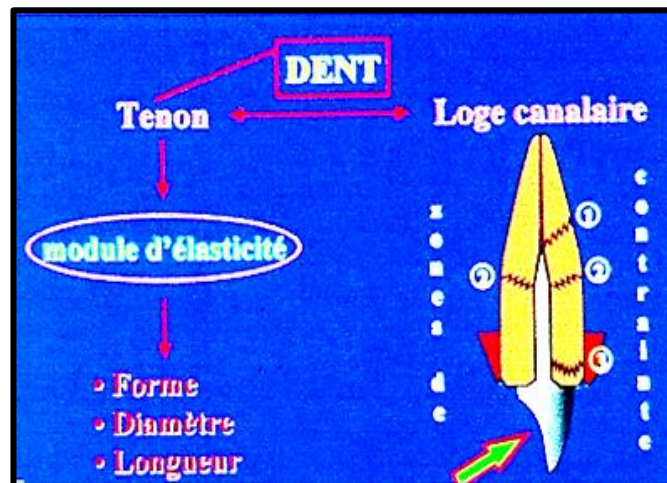


Figure 17 . Phénomènes de fractures radiculaire.

D'après Gombaudo, 2001.

Le tenon est donc une simple mécanique de transmission des forces ; la partie extra-radicaire constituant un bras de levier actif sous les charges fonctionnelles et para-fonctionnelles, la partie intra-radicaire opposant une résistance en s'appuyant aux parois dentinaires. (Cheleux, 2009 ; Chen et al., 2015).

Quoi qu'il en soit, les tenons restent des générateurs de contraintes.

Doués d'une certaine élasticité, ils absorbent ou diffèrent la transmission des déformations à la dentine radicaire et ce, en se comportant comme des distributeurs-répartiteurs au sein de la dentine radicaire, des forces et des contraintes appliquées au moignon coronaire par l'intermédiaire de la couronne dentaire de substitution. (*Figure 18*)

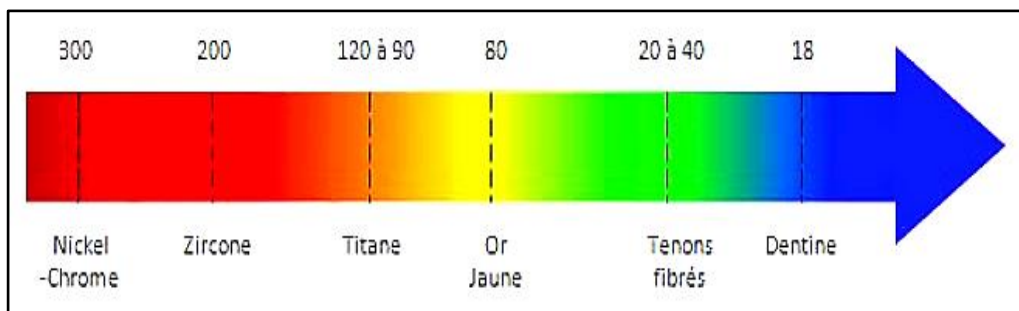


Figure 18. Module d'élasticité des différents tenons par rapport à la dentine. (CRA, 2004).

Pour certains auteurs, la présence d'un tenon engendre une réduction des contraintes dentinaires d'environ 6%.

2.7.1.4. Que doit-on attendre d'un tenon idéal ?

Les restaurations corono-radicaire dans leur exécution, exigent le respect d'une multitude de paramètres qui, compte tenu de leur complexité, ne pourront être satisfait dans leur ensemble pour chaque cas clinique. (De March et al., 2018).

Dans l'idéal, un tenon devrait répondre à sept (07) critères incontournables, garants de la pérennité de nos restaurations corono-radicaire.

- Avant tout, il ne doit pas contribuer à affaiblir encore une dent qui a déjà subi un traitement endodontique. Au contraire il doit permettre une reconstitution préservant au maximum la dentine saine.
- La reconstitution dans son ensemble doit avoir un module d'élasticité proche de celui de la dentine.
- Le matériau du tenon et celui de la restauration coronaire doivent être proches, permettant ainsi d'obtenir une reconstitution homogène d'un point de vue à la fois mécanique et physico-chimique.
- Le tenon idéal doit permettre l'utilisation des ciments de collage des composites utilisés aujourd'hui en dentisterie, permettant une adhésion véritable entre les interfaces : parfois du canal dentaire / tenon / composite de reconstitution.
- Le tenon idéal doit permettre une procédure clinique rapide, simple et relativement économique.
- Ce tenon doit aussi être biocompatible, radio-opaque, facile à retirer si nécessaire.
- La couleur du tenon doit répondre aux exigences esthétiques.(Cheleux, 2009; Chen et al., 2015).

2.8. Les différents types de tenons / classification.

Les tenons de différents biomatériaux, formes, technologies et processus, ont été utilisés durant les 30 dernières années, les principaux types sont les tenons métalliques et récemment les tenons en fibre. (Giok KC et al., 2023).

Les tenons métalliques vissés/scellés ont toujours été privilégiés pour les reconstitutions complexes, du fait de leur grande résistance mécanique et leur rétentions actives, mais depuis les années 90 avec l'apparition de nouveaux tenons en fibre,

Les concepts ont évolués. (Huang et al., 1992 ; Bohin, 2003, Boschian et al., 2006).

Cette évolution traduit le passage progressif des systèmes métalliques vers des approches adhésives plus biomimétiques (Terry et al., 2008).

Une des raisons majeures qui a poussé les chercheurs à trouver des alternatives pour les tenons métalliques actifs, étaient la prévention des fractures radiculaire, qui présentent la cause principale des échecs de ce type de restauration. Il a été rapporté que la rigidité de ces tenons préfabriqués présente un risque assez important pour l'intégrité de l'organe dentaire, entraînant de nombreuses fractures radiculaire. (Huang et al., 1992; Fokkinga et al., 2004; Bitter et al., 2006; Gonzalez-Lunch et al., 2009; Akkayan et al., 2002). (*Figure 19*).

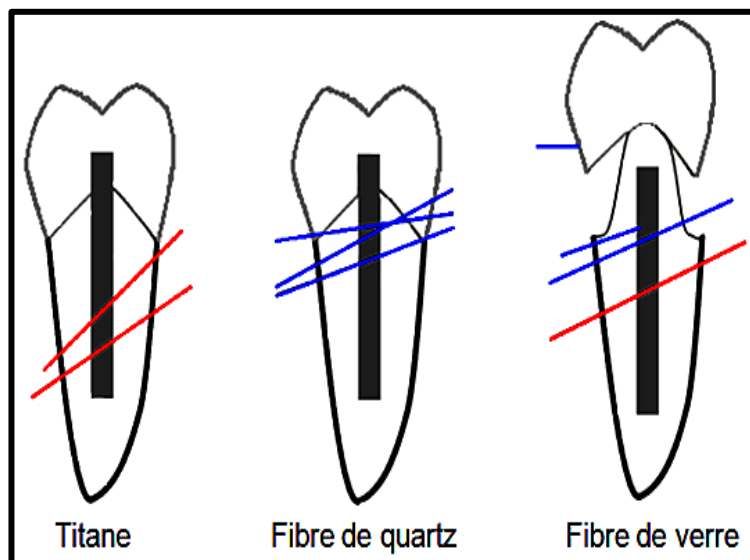


Figure 19. Incidence du type de tenon sur la forme de la fracture

Selon Akkayan et al., 2002 (**Réparable, en bleu. Non réparable, en rouge**).

L'utilisation de plusieurs tenons est déconseillée. En effet, les risques sont multipliés à chaque nouvel élément inséré dans les racines déjà utilisée. (Saad et al., 2023).

La classification des tenons repose sur 07 critères essentiels :

(Morgano et al., 1999 ; Grandini et al., 2003).

- * Selon le Mode d'utilisation,
- * Selon la Forme,
- * Selon la Longueur,
- * Selon le Diamètre,
- * Tenon Anatomique ou Normalisé
- * Tenon Actif ou passif,
- * Selon le matériau.

2.8.1. Classification des tenons radiculaires selon leur mode d'utilisation.

2.8.1.1. Ancrages scellés.

Les restaurations corono-radiculaires coulées sont systématiquement scellées. Tous les systèmes proposent une instrumentation rotative (alésoirs ou forets) adaptée aux différents diamètres des tenons et légèrement surdimensionnée pour ménager la place du ciment. Il est impératif d'utiliser les forets calibrés adaptés à chaque tenon pour garantir la meilleure adaptation au logement canalaire et donc une rétention et une stabilité satisfaisante. Certaines manufactures proposent des tenons filetés à sceller, la rétention étant d'après eux purement mécanique et liée à la bonne adaptation du tenon dans son logement. (Decup et al., 2011).

2.8.1.2. Ancrages vissés-scellés.

Les ancrages uniquement visés, comme l'ont été pendant de très nombreuses années les Screw-Post sont à exclure totalement pour deux raisons essentielles : - Les contraintes exercées sur la racine lors du vissage d'un tel tenon sont considérables, souvent bien au-delà des limites élastiques de la dentine. (Chen et al., 2015).

L'herméticité canalaire est remise en cause du fait du hiatus persistant entre les parois et le pas de vis.

Bien que les tenons vissés persistent dans les catalogues, tous les fabricants conçoivent maintenant les tenons à taraudage dentinaire à visser-sceller : le diamètre du tenon est inférieur de 1/10 mm à celui du foret d'alésage et le filetage taraudant très fin ce qui diminue la force de vissage. Le pas de vis est réalisé dans la dentine une première fois, le tenon est retiré puis scellé, une ou plusieurs rainures longitudinales assurant à la fois l'élimination des débris dentinaires et du ciment de scellement. (Dejou et al., 2001).

2.8.1.3. Ancrages collés.

Ce sont principalement les tenons dits "fibrés", composés de fibres de carbone, de quartz ou de verre noyées dans une matrice résineuse.

2.8.2. Formes du tenon.

Il existe trois types de morphologies de tenons :

2.8.2.1. Les tenons coniques.

Utilisés uniquement pour les racines coniques. Leur diamètre croit rapidement, les rendant très mutilants au niveau de la partie cervicale de la racine. (*Figure 20*).

Par ailleurs, cette partie radiculaire est déjà particulièrement sujette aux fractures (Al-Omiri et al., 2010).

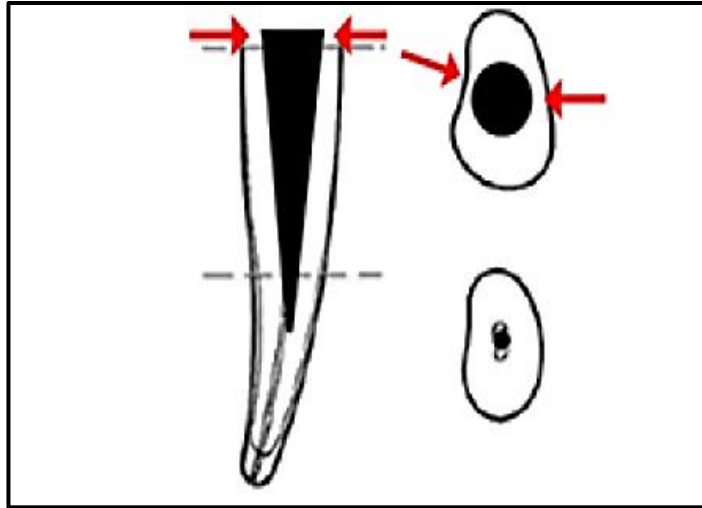


Figure 20. Schéma représentant un Tenon conique. Selon Herlem, 2017.

➤ **Avantages:** (Herlem, 2017).

- La partie cylindrique, quand elle peut s'appuyer sur une longueur suffisante de dentine majore leur rétention.
- L'extrémité conique s'adapte à l'anatomie apicale radiculaire (Figure.20)

2.8.2.2. Les tenons cylindriques.

Ils présentent des angles aigus à leur extrémité apicale. Ils sont également dangereux.

De même, la mutilation résultante de la préparation canalaire diminue la quantité de dentine radiculaire résiduelle au niveau apical.

Les contraintes vont s'y concentrer, accentuant le risque de fêlures ou de fractures. (Al-Omiri et al., 2010). *Figure 21*)

Par conséquent, leur utilisation se fera éventuellement dans le cas de racines particulièrement fortes.

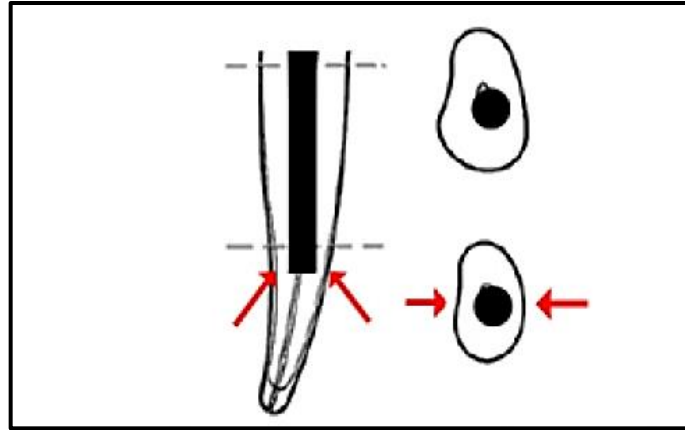


Figure 21. Schéma représentant un Tenon cylindrique. D'après Herlem, 2017.

➤ **Avantages:** (Herlem, 2017).

- Une excellente rétention.

➤ **Inconvénients:** (Herlem, 2017).

- S'adapte mal à la morphologie radiculaire (exception faite pour les incisives centrales).

- Lorsqu'ils sont longs (2/3 de la longueur radiculaire), le risque de perforation est grand : car la transmission des contraintes à la racine n'est pas satisfaisante.

- Les angles vifs de l'extrémité du tenon sont générateurs de tensions supplémentaires, responsables pour certains auteurs des fêlures ou fractures radiculaires. (Al-Omiri et al., 2010 ;El Ouali et al., 2015).

2.8.2.3. Les tenons cylindro-coniques.

Avec une partie cervicale cylindrique et une partie apicale conique ce sont les plus indiqués. Ils permettent de concilier la rétention et la préservation tissulaire (en respectant au maximum la morphologie radiculaire) tant au niveau cervical qu'au niveau apical. (Al-Omiri et al., 2010). (Figure 22).

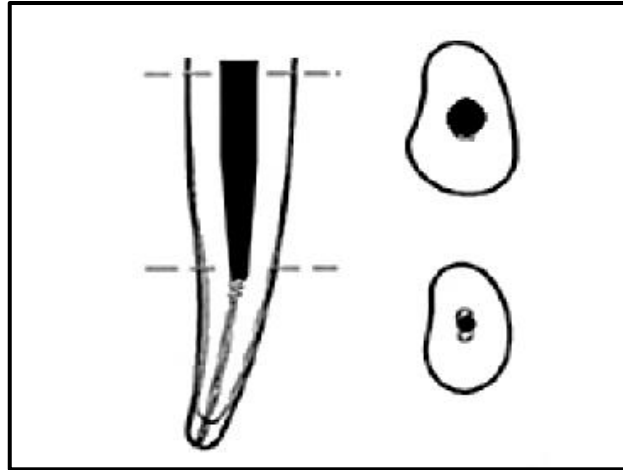


Figure 22. Schéma représentant un Tenon cylindro-conique. D'après Herlem, 2017.

➤ **Avantages:** (Herlem, 2017).

- S'adapte mieux à la morphologie radiculaire.
- Risque de perforation réduit.
- Scellement aisé grâce à un écoulement aisé de l'excès de ciment.
- Plus économes en tissu dentaire.
- Certaine facilité d'utilisation.
- Ils peuvent être plus longs que les tenons cylindriques.

➤ **Inconvénients:** (Herlem, 2017).

Leur rétention est inférieure à celle des tenons cylindriques.

2.8.3. La longueur du tenon.

Hsu et al. (2009) ont montré, par une analyse par éléments finis en 3D, que le matériau et la longueur du tenon influencent directement la distribution des contraintes dans les incisives centrales maxillaires.

Mécaniquement, la longueur du tenon devrait être la plus importante possible pour permettre une répartition uniforme des contraintes et assurer une rétention maximale. Cette nécessité est mise en évidence par différentes études. (Asmussen et al., 2005; Buttler et al., 2009).

Selon Kiliñç et al. (2016), l'augmentation de la longueur du tenon de 5mm à 10mm permet d'améliorer la résistance à la fracture des prémolaires. (*Figure 23*).

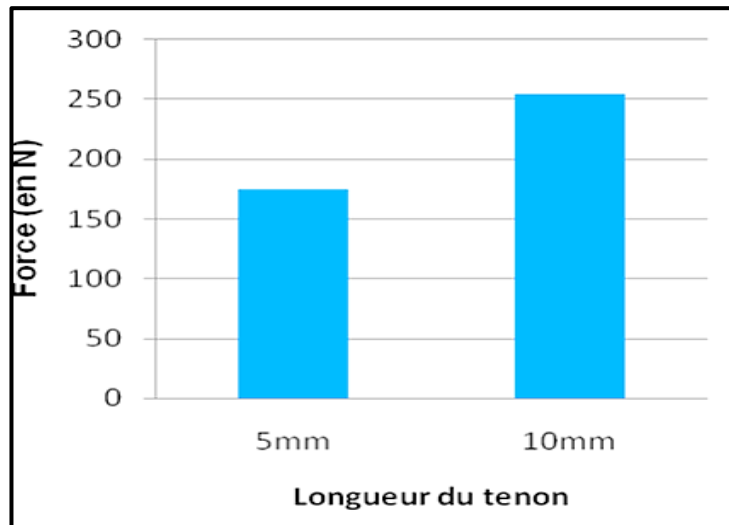


Figure 23. Graphique représentant la force à appliquer pour obtenir une fracture en fonction de la longueur du tenon. (kilinc et al., 2016).

La longueur du tenon dépend également de la longueur de la racine, de la hauteur de la couronne, de la technique d'assemblage, de la présence d'une ferrule ou encore du niveau du support parodontal.

Un tenon d'une longueur au moins égale au tiers de la longueur de la racine suffit à améliorer la résistance à la rupture. (*Figure 24*).

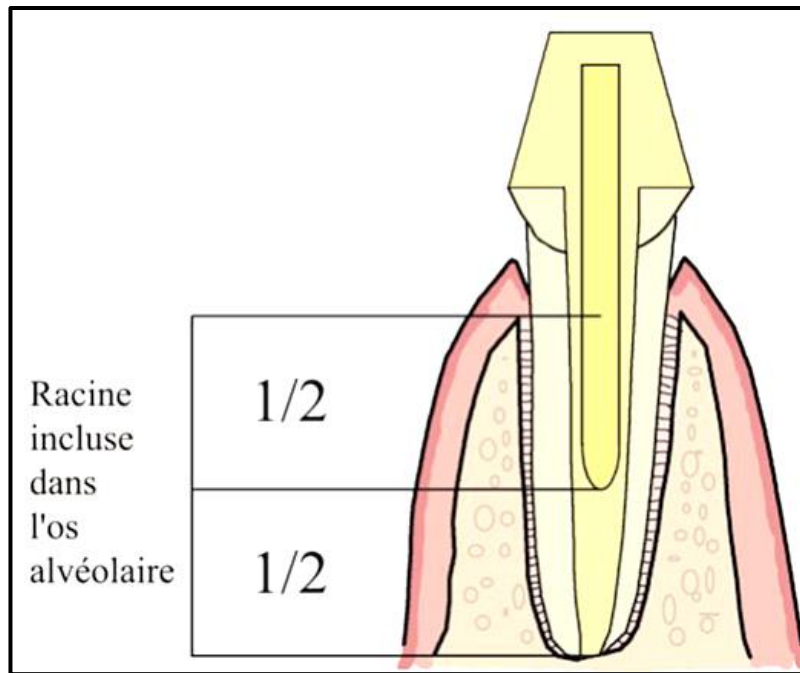


Figure 24. Schéma positionnant la longueur du tenon en fonction de l'os alvéolaire. (Cheinin, 2014).

Les études de Boschian (2006) et Schmitter (2010) montrent que la longueur du tenon n'a aucune incidence sur la résistance à la fracture des prémolaires. Nissan et al (1995) exposent dans leur étude que l'utilisation d'un système adhésif peut annuler l'effet de la réduction de la longueur du tenon.

A la lumière de toutes ces études contradictoires, il n'y a pas de longueur idéale de tenon.

La longueur optimale dépend de plusieurs facteurs et notamment de la morphologie spécifique de la racine que l'on va utiliser.

2.8.4. Diamètre du tenon.

Selon Rodriguez- Cervante et al. (2007), un diamètre important n'augmente pas la rétention de la restauration mais va fragiliser la racine. Sorroentino et al. (2007) précisent que Le diamètre ne devra pas dépasser le tiers du diamètre radiculaire le plus fin, en conservant au moins 1 mm de paroi radiculaire. De façon concordante, Wandscher et al. (2015) ont montré que le diamètre du tenon

en fibre de verre influence à la fois la résistance à la fracture et le comportement à la fatigue, ce qui souligne la nécessité de préserver au maximum la dentine radiculaire.

En 2006, il résulte de l'étude de Grieznis et al, sur l'utilisation de tenons métalliques de différents diamètres, qu'il faut appliquer une force plus importante sur un tenon de plus petit diamètre que sur un gros pour obtenir une fracture radiculaire. (Figure 25).

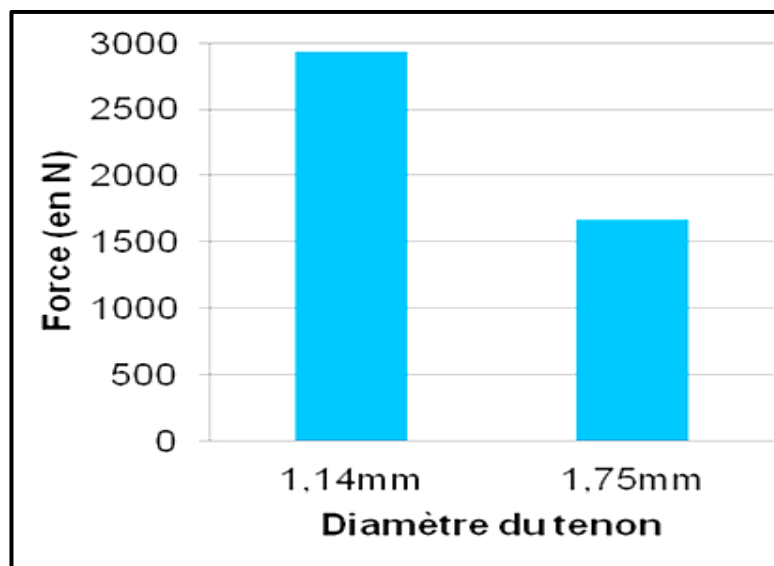


Figure 25. Graphique représentant la force à appliquer sur un tenon de 1.75 et 1.14 mm de diamètre pour observer une fracture radiculaire. (Grieznis et al., 2006).

L'élargissement excessif affaiblit la dent et est responsable de fractures radiculaires sous charge occlusale fonctionnelle. (Asmussen et al., 2005 ; Kivanç et al., 2009).

Du et coll. (2011) affirment que la sur-préparation du canal radiculaire provoque l'affaiblissement de la racine avec augmentation des risques de fractures radiculaires.

Nous pouvons donc constater que le choix et la pose d'un tenon n'est ni anodin ni aléatoire mais devrait être conforme aux recommandations émises par la littérature. (*Figure 26*).

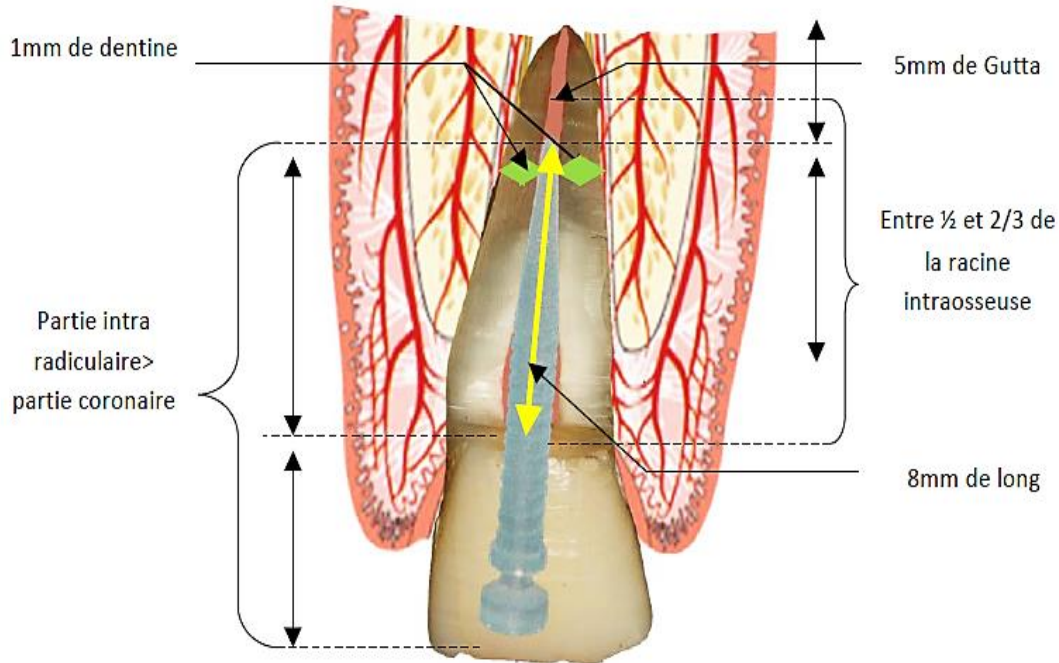


Figure 26. Schéma récapitulant les recommandations relatives aux dimensions d'un tenon préfabriqué. (Courtoisie Dr De March., 2018).

2.8.5. Tenon anatomique et Tenon normalisé.

Le tenon anatomique exploite intimement la forme du canal dans les racines oblongues, sans sacrifices tissulaires excessifs. (Geoffrion et al., 2003).

Il épouse la morphologie de la racine grâce à une préparation canalaire homothétique. (*Figure 27*).

Le tenon anatomique a l'avantage d'éviter l'affaiblissement mésio-distal de ce type de racine. De plus, il utilise toute la surface disponible pour assurer sa rétention dans la racine. (Fadag et al., 2018).

Les tenons anatomiques, sont indiqués lorsque les canaux présentent une morphologie aplatie ou en huit, seul ce type de tenon est en mesure de reproduire des anatomies canalaires complexes ou particulières.

Leur fabrication est consécutive à une prise d'empreinte réalisée par méthode directe (résine chémiopolymérisante calcinable) mais le plus souvent par méthode indirecte (élastomère, hydrocolloïde, hydro-alginate). (Kinny et al., 2003. Schmitter et al., 2010).

Contrairement aux tenons anatomiques qui s'adaptent à la forme du canal radiculaire, les tenons normalisés, préfabriqués ne correspondent que partiellement à l'anatomie des canaux radiculaires.

D'ailleurs, ils nécessitent un calibrage du canal grâce à des forêts spécifiques à chaque tenon, pour permettre l'adaptation du tenon aux parois canalaire. (Figure 27)

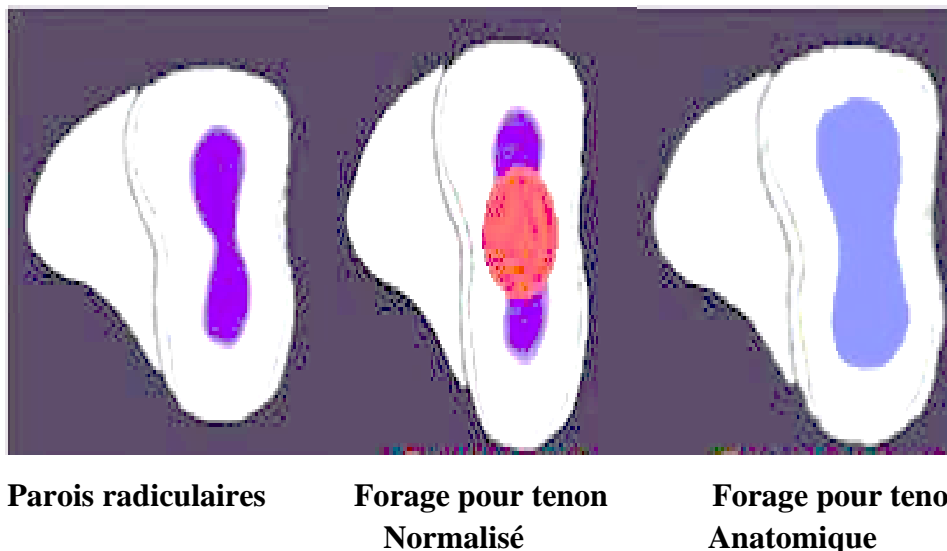


Figure 27 : Schéma illustrant la fragilisation des parois radiculaires lors de l'utilisation d'un tenon préfabriqué et l'homothétie du tenon anatomique. (Mentink et al., 1995).

Cette ablation supplémentaire de tissu compromet la pérennité des dents reconstituées en augmentant le risque de fracture radiculaire. C'est pourquoi, ce type de tenon est réservé aux racines présentant une coupe circulaire.

2.8.6. Tenons actifs et tenons passifs.

2.8.6.1. Les tenons « actifs ».

Les tenons peuvent être dits " actifs" lorsque leur rétention est assurée par le filetage à leur surface.

Celui-ci permet de les sceller et visser dans la dentine radiculaire.

Par conséquent, ce type de tenon crée plus de contraintes lors de sa mise en place et de sa mise en fonction, que tout autre type de tenon radiculaire. (Mentink et al., 1998 ; El Ouali et al., 2015).

En effet, lors du vissage du tenon, le risque de fracture est très élevé.

Ils sont donc très iatrogènes pour la pérennité de la dent support et sont à éviter.

2.8.6.2. Les tenons « passifs ».

Les tenons dits "passifs" ne sont en contact avec les parois radiculaires que par l'intermédiaire du ciment de scellement ou de collage.(Kalyoncuogluet al., 2015).

Lisses ou cannelés, ils sont moins rétentifs que les tenons actifs.

Par contre, ils exercent des contraintes moins importantes au niveau de la racine. Le manque de rétention est en général grandement compensé par un ciment adhésif.

Faisant appel aux techniques adhésives modernes, ce type de tenon est à privilégier car son concept est le plus utilisé actuellement. Dans ce concept, le tenon est choisi de manière à flotter dans le canal. Un diamètre approprié est sélectionné pour être doucement inséré dans le canal.

Le tenon est de section plus réduite que celle du canal et, par analogie, plus réduite que dans le cadre du concept du tenon ajusté. Ensuite, le canal sera partiellement rempli d'un composite à polymérisation dual. (Dalstraet al., 1995).

2.8.7. Tenons Radiculaires : Métalliques ou fibrés?

Le choix du tenon se fera en fonction du rapport des modules d'élasticité : tissus dentaires / matériaux de reconstitution (tenon et restauration).

Tableau VII. Comparatif entre les modules d'élasticité des tissus dentaires et des différents matériaux constituant les tenons.(El Ouali et al., 2015).

Matériaux	Module d'élasticité (GPa)
Dentine	20
Titane	140
Alliage non précieux	170 à 220
Alliage précieux	100 (Au)
Zircone	170 à 200
Fibre de carbone	20 à 40
Fibre de quartz	46
Fibre de verre	40

2.8.7.1. Les tenons métalliques.

Les tenons métalliques *sont dits isotropes*.

Leur module d'élasticité ne varie pas avec l'orientation des forces occlusales.

Le module d'élasticité très élevé provoque plus fréquemment des cas de fractures radiculaires. (khader et al., 2022).

Les tenons actifs, donc filetés sont plus rétentifs que les tenons passifs.

Ils génèrent une contrainte importante pendant leur mise en place, et augmentent la prédisposition à la fracture radiculaire lors de l'application des forces occlusales.

En 1994 Papa J et al ont montré que Les matériaux rigides possèdent des capacités d'absorption des pressions occlusales extrêmement faibles, voire nulles, ce qui entraîne une transmission directe des contraintes aux structures dentaires. Su et al. (2009) ont mis en évidence, lors d'une analyse par éléments finis, que le

matériau du tenon influence significativement cette distribution, ces résultats ont été confirmés par Ona et al. (2013).

En 2011 Zicari et al., ont constaté, en clinique, que les tenons en fibre présentent une survie comparable aux systèmes métalliques.

Puis, Unver et al. (2016) ont renforcé ces données en démontrant que les tenons fibrés assurent une répartition des contraintes plus homogène que les tenons métalliques ou en zircone.

Plus récemment, Wang et al. (2019) dans une revue systématique avec méta-analyse, ont confirmé que les tenons fibrés réduisent significativement le risque de fracture radiculaire tout en assurant une meilleure répartition des contraintes.

2.8.7.2. Les tenons fibrés.

Les tenons fibrés *sont anisotropes*, ce qui signifie que leur module d'élasticité varie en fonction de l'angle d'application des forces sur leur surface.

Il varie de 08 à 90 GPa selon que l'incidence des contraintes fait un angle de 90° ou de 0° par rapport à l'axe du tenon. (Figure 28)

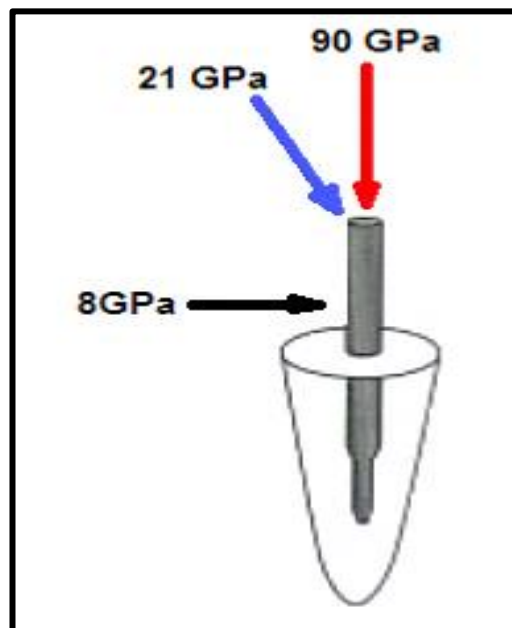


Figure 28. Schéma représentant les variations du module d'élasticité d'un matériau anisotrope en fonction de l'angle d'application des forces selon (Duret et al., 1990).

Les tenons fibrés possèdent un module d'élasticité faible, voisin de celui de la dentine (20 à 46 GPa); la répartition des forces se fera donc de façon directionnelle uniforme au sein de la totalité de la structure dentinaire. Ces forces se répartissent selon des directions proches de celle de la dent saine

Par conséquent, ils sont capables d'amortir les forces occlusales et de les répartir de manière plus homogène et harmonieuse par rapport aux tenons métalliques ou en zircone.(Figure 29).

Shetty et al. (2013) confirment par analyse par éléments finis que l'utilisation de tenons fibrés améliore la répartition des contraintes et réduit le risque de fracture radiculaire.

Les études de Lassila et al en 2004 et Pereira et al. (2006) confirmées par celles de Jurema et al. en 2022; affirment que les restaurations avec tenon fibrés sont celles qui se rapprochent le plus du modèle de la dent saine : les contraintes sont réparties sur la face vestibulaire des tiers cervical et moyen de la racine. (Figures 29 et 30)

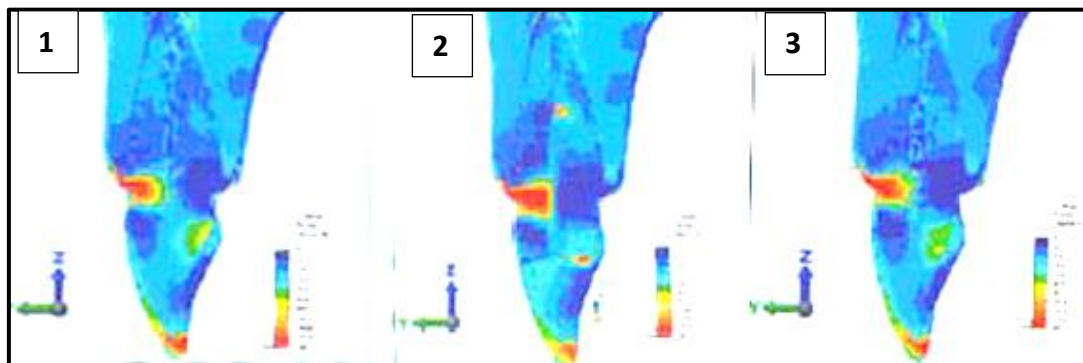
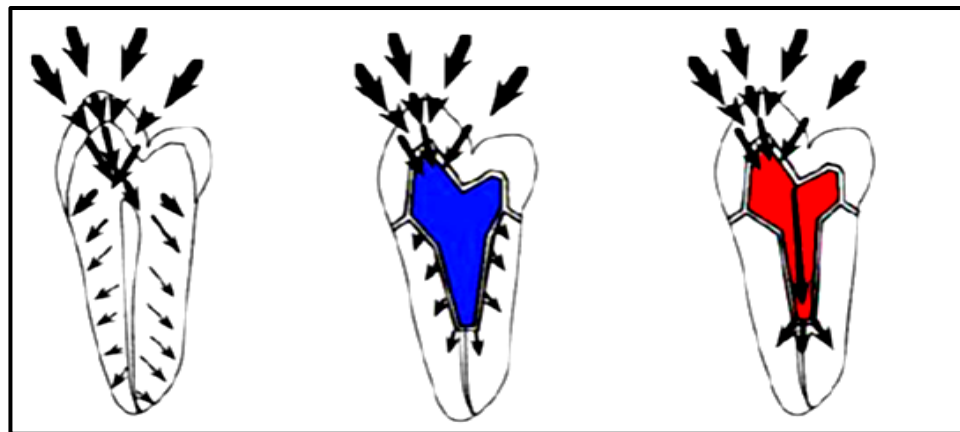


Figure 29. Répartition et conséquences des contraintes
(Guastalla et al., 2006).

- 1. Concentration des contraintes sur dent naturelle intacte.**
- 2. Concentration des contraintes sur dent reconstituée par tenon métallique, on note l'apparition d'une zone de contrainte au bout du tenon.**
- 3. Concentration des contraintes sur dent reconstituée par tenon fibré. On ne note pas de contrainte excessive à l'extrémité du tenon.**



Dent saine

Reconstitution à bas
module d'élasticité.
Restaurée par une
RIMPP à tenon fibré

Reconstitution à haut
module d'élasticité.
Restaurée par un
inlay-core métallique

Figure 30. Répartition des contraintes fonctionnelles entre une dent naturelle saine, une dent restaurée par une RMIPP à tenon fibré et une dent restaurée par un inlay-core métallique. (Duret et al., 1990).

2.8.8. Classification des tenons radiculaires selon la nature des matériaux de fabrication.

La plupart des tenons en métal sont enclins à une défaillance par fatigue due aux charges au-dessus de leur force finale et ils offrent des possibilités importantes à se corroder dans la bouche quand ils sont en contact avec les métaux différents. (Al Ouali et al., 2015).

La nature du tenon va à la fois influencer sa propre résistance mécanique ainsi que la transmission et la répartition des contraintes à la dentine radiculaire.

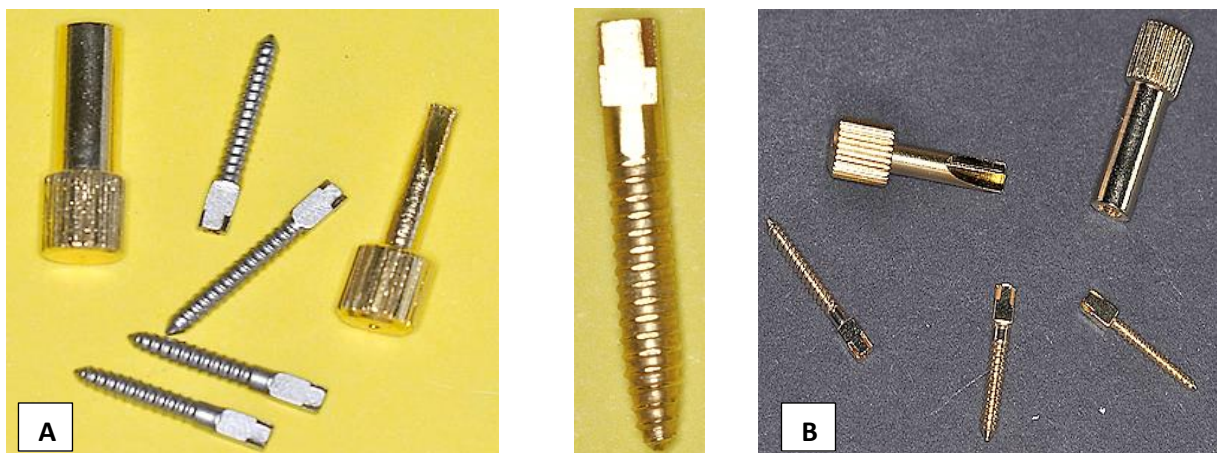
Le matériau idéal devrait présenter des propriétés physiques comparables à celles de la dentine (résistance à la flexion, torsion et aux contraintes de cisaillement), une absence de corrosion ainsi qu'une liaison facile et forte à la dentine. Ils sont représentés par les tenons en acier, en titane ou en acier plaqué or. (Bioloren, 2019; Ozarslan et al., 2021; Gamel, 2022).

Sammany et al. (2019) ont montré, par une analyse par éléments finis 3D, que le PEEK est un matériau prometteur répondant en partie à ces critères. Teixeira et al.

(2020) confirment que les tenons et moignons personnalisés en PEEK et en composite nano-céramique présentent une résistance à la fracture favorable et des modes d'échec plus réparables, soutenant ainsi l'intérêt de ces matériaux comme alternatives modernes aux systèmes traditionnels. Ibrahim et al. (2021) ont également démontré, grâce à une analyse 3D par éléments finis, que la conception et le design des tenons en PEEK influencent directement la distribution des contraintes et la durabilité mécanique.

2.8.8.1. Les tenons en acier inoxydable.

Ils sont très rigides et concentrent les forces au niveau apical au lieu de les répartir uniformément sur la dentine. (Figures 31,32, 33)



**Figure 31. Tenons type Screw Post. (A). en acier, (B). en acier plaqué or.
Iconographie Pr. SID R. Laboratoire de recherche « Santé Bucco-Dentaire ».
Fac Med. Annaba**

Le risque de fractures radiculaires est élevé, et oblige souvent à l'extraction de la dent de par la typologie de celles-ci (les fractures sont verticales et profondes).

Ils exposent aussi la dent à un risque de corrosion en cas de perte d'étanchéité de la reconstitution et d'infiltration de fluide salivaire jouant le rôle d'électrolyte (ce point soulève le problème de l'étanchéité de la restauration d'usage).



Figure 32. Vis en acier type Dentatus (Dentatus AB .2020).



Figure 33. Tenons vissés scellés métalliques.

1. Plaqué or, 2. Acier inoxydable, 3. Titane, 4. Acier type RadixAnker
Iconographie Pr. SID R. Laboratoire de recherche « Santé Bucco-Dentaire ».

Fac Med. Annaba

2.8.8.2. Les tenons en titane.

Ils présentent une bonne biocompatibilité.

Le risque de fracture radiculaire est moindre de par leur rigidité moins élevée. Ils peuvent cependant être difficiles à retirer (risque de fracture du tenon), et leur Radio-opacité proche de celle de la gutta Percha complique un peu le contrôle radiologique. (Figure 34)

Les tenons métalliques (Acier ou titane) peuvent compromettre le résultat esthétique s'ils sont utilisés sous des restaurations en céramique. (Eouzan ,2022).

Selon Culhaoglu (2020), le peek représente une alternative prometteuse : ses propriétés mécaniques, associées à des traitements de surface adaptés, améliorent l'adhésion et la résistance au cisaillement

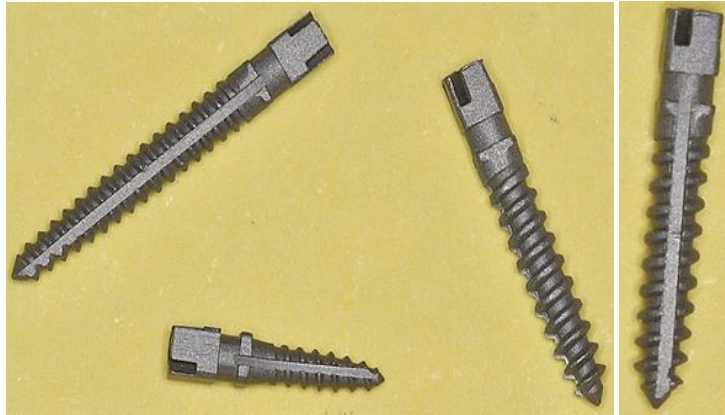


Figure 34. Tenons type Screw Post. en Titane

**Iconographie Pr. SID R. Laboratoire de recherche « Santé Bucco-Dentaire ».
Fac Med. Annaba**

2.8.8.3. Les tenons plaqués or :

Un tenon « plaqué or » n'est pas en or massif : il s'agit d'un tenon métallique (généralement un alliage cuivre/zinc de type laiton, parfois acier inoxydable ou titane) recouvert par une fine couche d'or (souvent 24 carats) déposée par électrodéposition. La couche d'or a pour rôle principal d'améliorer la biocompatibilité et la résistance à la corrosion ; la résistance mécanique provient du métal de base. (Grandini et al., 2003; Magne et al., 2017 ; Denco Dental. 2025).

2.8.8.3.1. Composition typique - pourcentages massiques estimatifs

Les pourcentages ci-dessous sont des ordres de grandeur plausibles pour un tenon standard, où l'épaisseur du plaquage est de l'ordre de 0,5 à 2 μm . La masse d'or reste très faible par rapport à la masse totale du tenon.

Tableau VIII: Compositin du tenon plaqué or.

selon (Grandini et al., 2003; Magne et al., 2017 ; Denco Dental. 2025).

<i>Type de tenon plaqué or</i>	<i>Métal de base</i>	<i>Composition du cœur (%)</i>	<i>Couche d'Or (qualité)</i>	<i>Part de masse estimée de la couche d'or</i>
Laiton plaqué or	Alliage Cu–Zn (laiton, sans plomb)	Cu 60 -70 ; Zn 30 - 40	24K (or ≥ 99,9%) ou 18K (or ≥ 75 %)	≈ 0,5–2 %
Acier inoxydable plaqué or	Acier inox (Fe–Cr–Ni)	Fe majoritaire + Cr/Ni	24K/18K	≈ 0,5–2 %
Titane plaqué or	Titane (Ti, pur commercial)	Ti ≥ 99	24K/18K	≈ 0,5–2 %

* La part de masse dépend fortement de la géométrie du tenon et de l'épaisseur de plaquage; en pratique, elle est généralement < 2 % du poids total.(Grandini et al., 2003; Magne et al., 2017; Denco Dental. 2025).

2.8.8.3.2. Variantes industrielles documentées.

- Plusieurs fabricants indiquent que leurs vis/tenons plaqués or sont fabriqués en laiton (alliage cuivre/zinc) sans plomb, recouverts électrolytiquement d'une couche de 24K (ou d'or fin).
- D'autres sources commerciales signalent des tenons en titane recouverts d'une couche d'or 24K. Chez Dentatus, la gamme Surtex est proposée en inox, titane pur et version plaquée or.(Grandini et al., 2003 ; Magne et al., 2017 ; Denco Dental, 2025).

2.8.8.3.3. Rôles fonctionnels de la couche d'or.

- Biocompatibilité accrue et barrière contre la libération d'ions du métal de base.
- Amélioration de la résistance à la corrosion et à l'oxydation en milieu humide.
- Surface plus chimiquement inerte, favorable à certains protocoles d'adhésion/cimentation.
- Aspect non réfléchissant/esthétique selon les produits. (Grandini et al., 2003; Magne et al., 2017; Denco Dental. 2025).

2.8.8.4. Les tenons en céramiques (zircone).

Le besoin de tenons plus esthétiques, en particulier pour toutes les restaurations en céramique, a lancé le développement de nouveaux matériaux à la fin des années 1980. (*Figure 35*).

Koutayas et al. (1999), concluent : ces tenons à la fois très rigides et cassants, ne permettent pas l'amortissement des contraintes occlusales.

Ces dernières sont directement transmises sur les parois radiculaires qui risquent de se fracturer.

Selon Asmmussen et al. (2005), les céramiques ayant une faible résistance à la propagation des fractures, les fractures de tenons sont aussi fréquentes, laissant le morceau fracturé impossible à retirer de son logement.

Mais les tenons en zircone présentent certaines limites. Ils sont sans aucune ductilité, et ils présentent des valeurs de rétention inférieures aux inlay-core en métal. (Purton et al., 2000).

Ces considérations font qu'actuellement, l'emploi des tenons en céramique n'est plus à recommander. (Imanishi et al., 2003 ; Nothdurft et al., 2006). (*Figure 35*).



Figure 35. Tenons en céramique /zircon.

Source Laboshop Ivoclar Vivadent, (2011)

2.8.8.5. Les tenons fibrés (fibres de verre, quartz ou carbone).

Il existe différents types de tenons fibrés selon la nature des fibres qui le composent : carbone, silice, quartz, verre.

Les fibres, dont le diamètre varie entre 07 et 11 μm , sont noyées dans une matrice de polymères résineux (le plus souvent type résine Epoxy).

Selon Pegoretti et al. (2002), en plus de leur biocompatibilité et de leurs qualités esthétiques, ils possèdent d'excellentes propriétés mécaniques. les tenons fibrés possèdent un module d'élasticité faible, voisin de celui de la dentine ; la répartition des forces se fera donc de façon directionnelle uniforme au sein de la totalité de la structure dentinaire

Ce sont ceux qui ont le module d'élasticité le plus proche de la dentine. (De Moraes, 2013, Morais et al., 2023).

Cet avantage permet un plus grand amortissement et une meilleure répartition des contraintes au sein de la racine. (Carolle, 2013).

Par ailleurs, les tenons fibrés ont un comportement dit « anisotrope », c'est-à-dire que leur élasticité est variable en fonction de la direction de la force appliquée.

Ainsi, pour un axe parallèle à l'orientation des fibres (pression occlusale sur les molaires), la rigidité du tenon sera plus élevée (45Gpa) ; tandis que, pour un axe d'environ 30° (pression occlusale sur les dents antérieures) le comportement élastique sera similaire à celui de la dentine (18Gpa).

Moyen et al. (2001) ; Hu et al. (2003) ; Isidor et al. (2002) ; Bolhuis et al. (2004) et Kivanc et al. (2008) sont unanimes pour affirmer que ces propriétés s'expriment en clinique par un nombre plus faible de fractures radiculaires par rapport aux tenons en titane, acier, zircone mais aussi par rapport aux inlays-cores en or.

Un autre avantage des tenons fibrés réside dans leur composition. Freedman, (2009) tablant sur leur transparence, (sauf tenon en fibre de carbone) préconise leur utilisation avec les matériaux d'assemblage photo-polymérisables.

2.8.8.5.1. Les tenons en fibre de carbone.

En 1990, Duret et al ont présenté le tenon en fibre de carbone comme une alternative à un tenon métallique ou à d'autres systèmes préfabriqués avec de l'acier inoxydable.

Le concept des reconstitutions corono-radicales avec ancrage en fibre de carbone repose sur l'harmonie qui existe entre la dentine radulaire, l'ancrage, le composite de collage et de reconstitution en ce qui concerne le module d'élasticité. Du fait de son anisotropie, le tenon en fibre de carbone voit son module d'élasticité varier en fonction de l'angle incident de contrainte à laquelle il est soumis.

Les fibres de carbones se caractérisent par une résistance élevée, alliée à une grande légèreté. (Duret et al., 1990; Farah, 2003). (Figures 36, 37).



Figure 36. Tenon en fibres de carbone. DT Composipost Double Taper.
Pr. SID R. Laboratoire de recherche «Santé Bucco-Dentaire». Fac Med. Annaba



Figure 37. Tenon radiculaire en fibres de carbone avec revêtement esthétique à droite et sans à gauche. (DenMat Holdings, LLC. Core-Post)

Par contre, de nos jours, les tenons carbonés, en raison de leur caractère inesthétique, de leur module d'élasticité plus élevé et de leur sensibilité à l'humidité (hydrolyse de la matrice) sont de plus en plus abandonnés. (Farah, 2003).

2.8.8.5.2. Les tenons en fibre de quartz.

C'est une version esthétique des tenons en fibres de carbone.

Au départ, ces tenons étaient réalisés avec des fibres de carbone recouverts de fibres de quartz. (Figures 38, 39)

Des tenons en fibres de quartz, sans fibres de carbone, ont été commercialisés.

Ils sont constitués d'une matrice en résine époxy et de fibres de quartz parfaitement parallèles. (Idrissi et al., 2008).

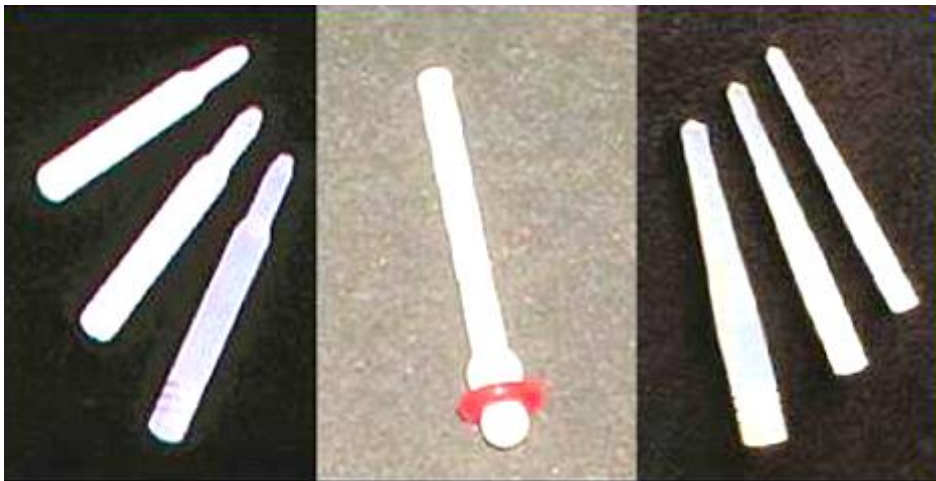


Figure 38. Différentes formes de tenons en fibres de quartz. (Eouzan, 2022).

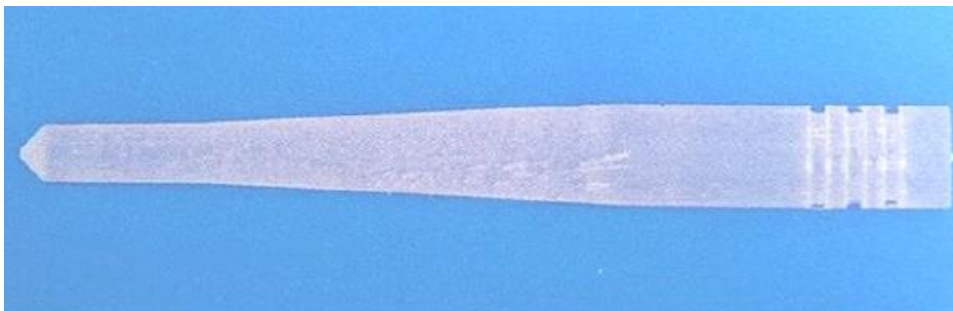


Figure 39. Tenon en fibres de quartz (DT Light-Post Dental)
RTD Dental, (2014).

Certains tenons commercialisés sont silanisés à la fabrication, permettant une réelle adhésion chimique aux composites de reconstitution coronaire et ciments résines de collage, permettant une réelle adhésion chimique aux composites de

reconstitution coronaire et ciments résines de collage. (Oliveira et al., 2018, Freitas, 2019).

Avec une haute résistance à la flexion, une élasticité proche de la dentine, une meilleure répartition des contraintes et une la fracture du tenon très rare comme propriétés mécaniques, la réalisation d'une reconstitution aux composites avec un tenon en fibres de quartz est subordonnée de certaines conditions cliniques :

- Des limites cervicales supra gingivales,
- Une qualité des pans dentinaires résiduels suffisante pour optimiser l'adhésion et la résistance aux contraintes du composite de reconstitution.

2.8.8.5.3. Les tenons en fibre de verre.

En face de la rigidité élevée et la couleur inesthétique des tenons en fibre de carbone, les chercheurs ont abouti à la fabrication des tenons esthétiques et souples, qui permettent de réaliser des reconstitutions homogènes ; ce sont les tenons en fibre de verre. (*Figures 40, 41, 42*).

Les tenons en fibre de verre sont des tenons corono-radiculaires blancs, translucides composés de fibres de verre unidirectionnelles et longitudinales pour la résistance, noyées dans une matrice en résine pour l'absorption des chocs.

Le tenon en fibre de verre est composé de :

- 60% de fibres de verre unidirectionnelles et longitudinales suivant le grand axe du tenon. Leur diamètre est de 14 um.
- 40%une matrice résineuse type polymère pour l'absorption des chocs.

Les tenons radiculaires en fibre de verre sont de forme cylindrique avec un long cône apical et sont homothétiques à l'anatomie du canal dentaire. (Omezzine et al., 2012).

Ils ont un module d'élasticité axial respectivement de 45 GPa et 49 GPa, donc deux fois celui de la dentine, comparé à cinq fois pour l'acier, sept fois pour le carbone, et six fois pour le titane.

Les tenons en fibre de verre sont assez résistants pour solidariser le composite de reconstitution au canal radiculaire.

Mais ils n'interfèrent pas avec le comportement naturel de la dent, la dilution progressive et physiologique du stress tout au long de la dentine, comme cela se passe dans la dent saine lors de la fonction. De plus, leur résistance au cisaillement est similaire à celle des tenons en carbone. (Duret et al., 1990 ; Farah et al., 2003)

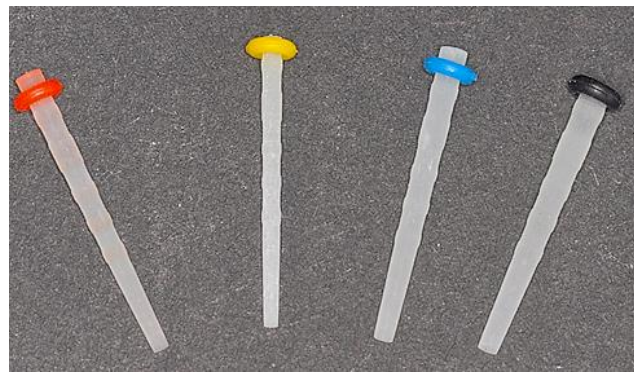


Figure 40. Tenons en fibres de verre cylindro-coniques crénelés.
Pr. SID R. Laboratoire de recherche «Santé Bucco-Dentaire». Fac Med. Annaba

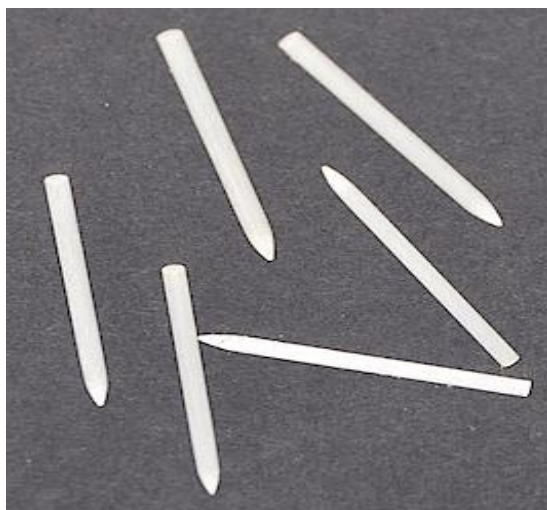


Figure 41. Tenons en fibres de verre Cylindro-coniques lisses à double conicité.
Pr. SID R. Laboratoire de recherche « Santé Bucco-Dentaire ». Fac Med. Annaba

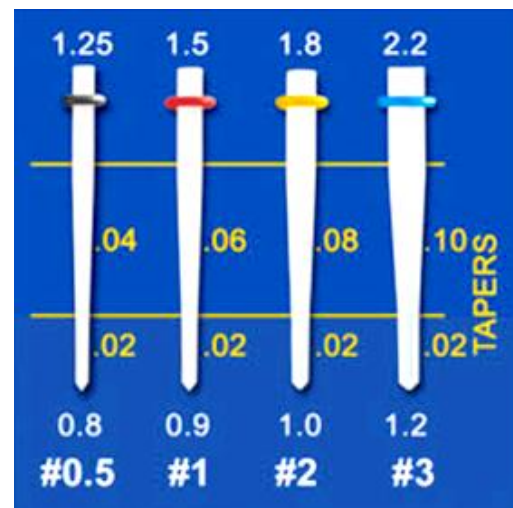


Figure 42. Tenons en fibres de verre DT Light Post . VDW GmbH (2020)

2.9. *Recommandations quant à l'utilisation des tenons. (Figure 43)*

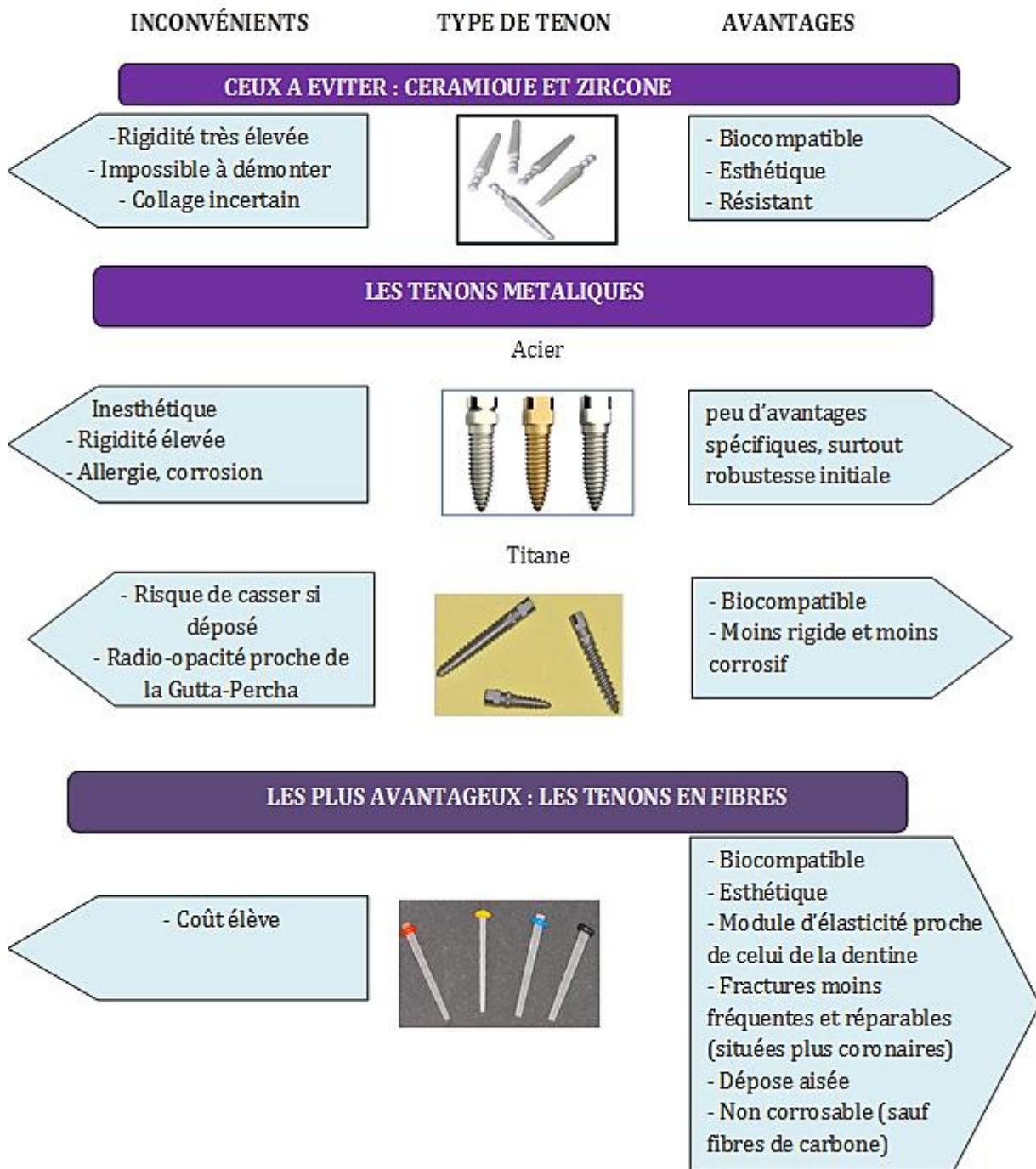


Figure 43 : Choix des tenons dans les restaurations en RMIPP
 Selon Naumman et al., (2011) ; Faria-e-Silva et al., (2012)

La figure met en évidence les différences fondamentales entre les principaux types de tenons utilisés en reconstitution corono-radicaire. Les tenons en céramique/zircone, bien que biocompatibles, esthétiques et mécaniquement résistants, présentent une rigidité excessive qui engendre une mauvaise répartition des contraintes et augmente le risque de fractures radiculaires irréparables.

Leur collage reste incertain et leur retrait pratiquement impossible, ce qui limite leur indication clinique.

Les tenons métalliques (Acier et titane) ont longtemps été utilisés. L'acier, du fait de sa rigidité élevée et de sa susceptibilité à la corrosion, ainsi que de son impact esthétique défavorable, est aujourd'hui peu recommandé. Le titane, moins rigide et plus biocompatible, présente néanmoins des limites : risque de fracture lors du retrait et radio-opacité trop proche de la gutta-percha, ce qui complique le diagnostic radiologique.

Les tenons en fibres (Verre, quartz,) apparaissent comme les plus avantageux dans la pratique actuelle. Leur module d'élasticité proche de celui de la dentine permet une répartition plus homogène des contraintes, limitant le risque de fracture radicaire. De plus, lorsqu'une fracture survient, elle est souvent localisée en zone coronaire et donc plus facilement restaurable.

Ces tenons sont aussi esthétiques, biocompatibles, faciles à déposer en cas de reprise endodontique et non corrodables (Sauf la variante en fibres de carbone). Leur principal inconvénient demeure leur coût plus élevé, mais celui-ci est justifié par de meilleurs résultats biomécaniques et cliniques.

Ainsi, la comparaison confirme que les tenons en fibres constituent aujourd'hui la solution la plus biomimétique et conforme aux recommandations actuelles pour la restauration des dents déulpées. (Naumann, 2012; Faria-e-Silva, 2022).

Devant toutes controverses, il nous semble donc difficile de conclure, d'autant que la plupart des études citées ont été réalisées in vitro sur des dents extraites.

Au vu de tous ces constats, la pose systématique de tenons radiculaires dans toutes les dents dévitalisées, est une démarche incohérente et injustifiée! (Pierrisnard et al., 2002)!.

Ces différentes études et recherches montrent la complexité du sujet concernant le choix du tenon de reconstitution corono-radiculaire et ceci en prenant seulement en considération les caractéristiques intrinsèques des tenons passifs et actifs.

Une autre étude réalisée par ***Brett Cohen et al (2000)*** comparait les forces de torsion et d'échec sur des tenons endodontiques métalliques actifs, et ceci dans le sens horaire et anti horaire, cette étude a évalué la résistance en torsion de couronnes scellées au phosphate de zinc sur des noyaux composites renforcés (Ti-Core) restaurés par trois types de tenons radiculaires métalliques : Flexi-Post, AccessPost et ParaPost. Les essais ont montré une différence statistiquement significative (ANOVA, $p < 0,001$) entre les groupes. Le Flexi-Post a présenté la résistance en torsion la plus élevée ($162,2 \pm 51,2$ oz-in), nettement supérieure à l'AccessPost ($77,2 \pm 30,3$ oz-in) et au ParaPost ($60,9 \pm 28,4$ oz-in). Ces résultats confirment que le design fileté et fendu du Flexi-Post confère une meilleure résistance mécanique en torsion que les systèmes de tenons passifs testés

Lors d'une méta-analyse réalisée par ***Lili ZBOU et al (2013)***, les résultats précédents ont été confirmés par une comparaison de la résistance à la fracture entre les tenons métalliques et les tenons en fibre.

Malgré une hétérogénéité considérable dans les différentes recherches, ils ont notamment remarqués et constatés avec un intervalle de confiance de 95 %, que les tenons métalliques actifs ont une grande résistance à la fracture par rapport aux tenons en fibre. (Bartala et al., 2005; Bartala et al., 2016).

CHAPITRE III

PARTIE EXPÉRIMENTALE

3. PROTOCOLE D'ÉTUDE.

Nous référant aux travaux et conclusions de Kawaguchi et coll, la majorité des forces qui s'exercent sur les dents lors de la mastication et la cinétique bucco-dentaire, sont axio-apicales et/ou transversales avec une majorité des forces en oblique. La combinaison de toutes ces forces transversales plus ou moins complexes sont appelées forces de cisaillement.

3.1. Les objectifs.

3.1.1. Objectif principal.

Comparer et analyser in vitro les réactions et conséquences de trois (03) types de tenons radiculaires actifs versus un (01) type de tenons passif sous des influences physico-mécaniques.

Tenant compte de l'étude comparative de ces critères, nous ferons ressortir le tenon dont le comportement mécanique se rapproche le plus de celui de la composante amélo-dentinaire sur dent saine, de façon à orienter et faciliter au praticien sa décision thérapeutique lors du choix du tenon pour la reconstitution corono-radiculaire.

3.1.2. Objectifs secondaires.

Plusieurs critères, outre celui cité dans l'objectif primaire, doivent être pris en considération lors du choix des tenons corono-radiculaires, entre passifs et actifs dont ce qui suit :

- L'impact tenon/racines sur le plan rupture/fracture.
- Déterminer le tenon actif le moins agressif.
- Le Coût.
- L'Esthétique.
- La Facilité de Pose / Dépose.

3.2. Matériel.

3.2.1. Type de l'étude.

Dans notre approche, nous optons pour une étude descriptive comparative *in vitro* entre le comportement des tenons actifs versus les tenons passifs sous une charge donnée, en nous basant sur 2 critères principaux, qui sont :

- La résistance à la compression axio-apicale,
- La résistance à la compression oblique (cisaillement) à 45°

La résistance à la compression tangentielle à 45° préfigure les forces de latéralité qui s'appliquent sur les faces des couronnes dentaires lors de la cinétique mandibulaire. Nous pourrions assimiler cet impact en obliquité à la résistance au cisaillement.

3.2.2. Population d'étude.

Cette étude visant la comparaison entre les tenons passifs et actifs a été réalisée *in vitro*, ce qui impose donc que l'étude a été menée sur des dents sèches extraites pour raisons parodontales, orthodontiques, prothétiques ou carieuses.

3.2.2.1. Critères d'inclusion.

Le choix des dents se fera en fonction de plusieurs critères. Seront retenues:

- Dents matures quel que soit le degré de destruction coronaire et nécessitant un ancrage corono-radiculaire.
- Dents ne présentant aucune altération ou pathologie canalaire et/ou radriculaire pouvant entraver nos systèmes d'ancrage.
- Les dents retenues seront des mono-radiculées : incisives, canines et prémolaires maxillaires avec racines droites, autorisant une préparation rapide et un axe canalaire parallèle à celui de la dent permettant une meilleure orientation des forces au cours des essais de laboratoire.

3.2.2.2. Critères d'exclusion.

Seront excluent de cette étude,

- Les dents pluri-radiculées.
- Les dents avec apex immatures ou résorbés.
- Les dents avec perte de substance ou carie s'étendant au-delà de la jonction amélo-cémentaire.
- Les dents temporaires.
- Les dents ayant des résorptions radiculaires internes ou externes.
- Les dents présentant des canaux calcifiés ne permettant pas un élargissement suffisant du système canalaire pour la pose d'un tenon radulaire.

3.2.2.3. Lieu de récolte.

Les dents utilisées dans cette étude ont été récoltées le même jour de l'extraction dans des containers mis au niveau du service de Pathologie Bucco-dentaire, clinique dentaire Elisa, au niveau des centres de santé et des cabinets dentaires privés de Annaba et ce, afin d'être nettoyées, désinfectées, lavées et conservées dans des conditions adéquates.

3.2.2.4. Conservation des dents.

Le choix du milieu de conservation des dents doit prendre en considération les objectifs préétablis de notre étude, c'est à dire préserver les dents tout en permettant la conservation de leurs propriétés sans avoir un effet secondaire négatif sur leurs structures, ou d'avoir des interactions quelconques avec notre approche restauratrice.

Nous référant aux études réalisées par *Lee J.J et coll en 2007*, il ressort que : Le NaOCl à 5.5 %, le Formol à 70% et l'eau oxygénée entraînent une diminution statistique importante des capacités des systèmes adhésifs utilisés, et ceci

contrairement aux dents conservées au niveau d'une solution saline isotonique qui préserve leurs propriétés.

Aussi, tenant compte des recommandations de la littérature, nous avons opté pour une "*solution saline isotonique à une température de 6⁰ C comme choix du milieu de conservation*" de toutes les dents retenues conformément aux critères d'inclusion, après avoir été nettoyées à l'aide d'une brosse afin d'éliminer tous débris, lavées à l'eau claire puis séchées à l'air libre.

3.2.2.5. Sélection et distribution des dents.

Nos recherches bibliographiques concernant le nombre qualitatif des échantillons font ressortir la rareté des études. Dworkin. (2012) rappelle que la plupart des auteurs suggèrent des tailles de 05 à 50 échantillons par séquence.

Aussi, pour notre étude, nous avons retenu un total de 160 dents, réparties en huit (08) sous-groupes de 20 dents. (Cf. le tableau synoptique de la distribution des groupes d'étude ci-après. Figure 45).

Lors de leur sélection, afin d'être au plus proche dans les critères de validation de nos résultats lors des études comparatives, nous avons essayé de retenir les dents dont la longueur et le diamètre radiculaire, tout comme la vacuité canalaire ayant des mensurations à peu près similaires. (*Figures 44*).



**Figure 44. (01, 02, 03) Choix, tri et sélection des dents pour échantillonnage
Iconographie Dr. LEMNADJLIA I- Pr. SID R
Laboratoire de recherche « Santé Bucco-Dentaire».
Fac Med. Annaba**

Distribution des 160 dents :

A l'heure actuelle, comme décrit dans le chapitre « Revue de Littérature », les tenons en fibres de carbone sont fortement déconseillés et, donc abandonnés.

La plupart des praticiens utilisent préférentiellement les tenons métalliques au détriment des tenons fibrés.

Nous avons alors sciemment opté pour l'étude de trois (03) tenons métalliques (actifs) versus un (01) tenon fibré (passif).

Les 160 dents ont été réparties par randomisation selon le tableau synoptique ci-après (Figure 43).

- Le 1^{ier} groupe : Tenons fibrés passifs.

Groupe concernant l'évaluation des tenons passifs en fibres de verre translucides "Dentoclic". (40 dents)

- Résistance flexion/ cisaillement. : 20 dents (Dentoclic).
- Résistance à la compression : 20 dents (Dentoclic).

- Le 2^{ième} groupe : Tenons métalliques actifs.

Groupe concernant les tenons actifs (métalliques). (120 dents).

- Screw- posts acier (40 dents),
 - Screw-posts acier plaque en or (40 dents),
 - Screw-posts titanium (40 dents).
- Résistance à la compression axio-apicale : 20 dents (Screw-posts acier), 20 dents (Screw-post titanium) et 20 dents (Screw- posts acier plaqué or).
 - Résistance au cisaillement (compression oblique à 45°) : 20 dents (Screw-post acier), 20 dents (Screw-Posts titanium) et 20 dents (Screw-posts acier plaqué or).

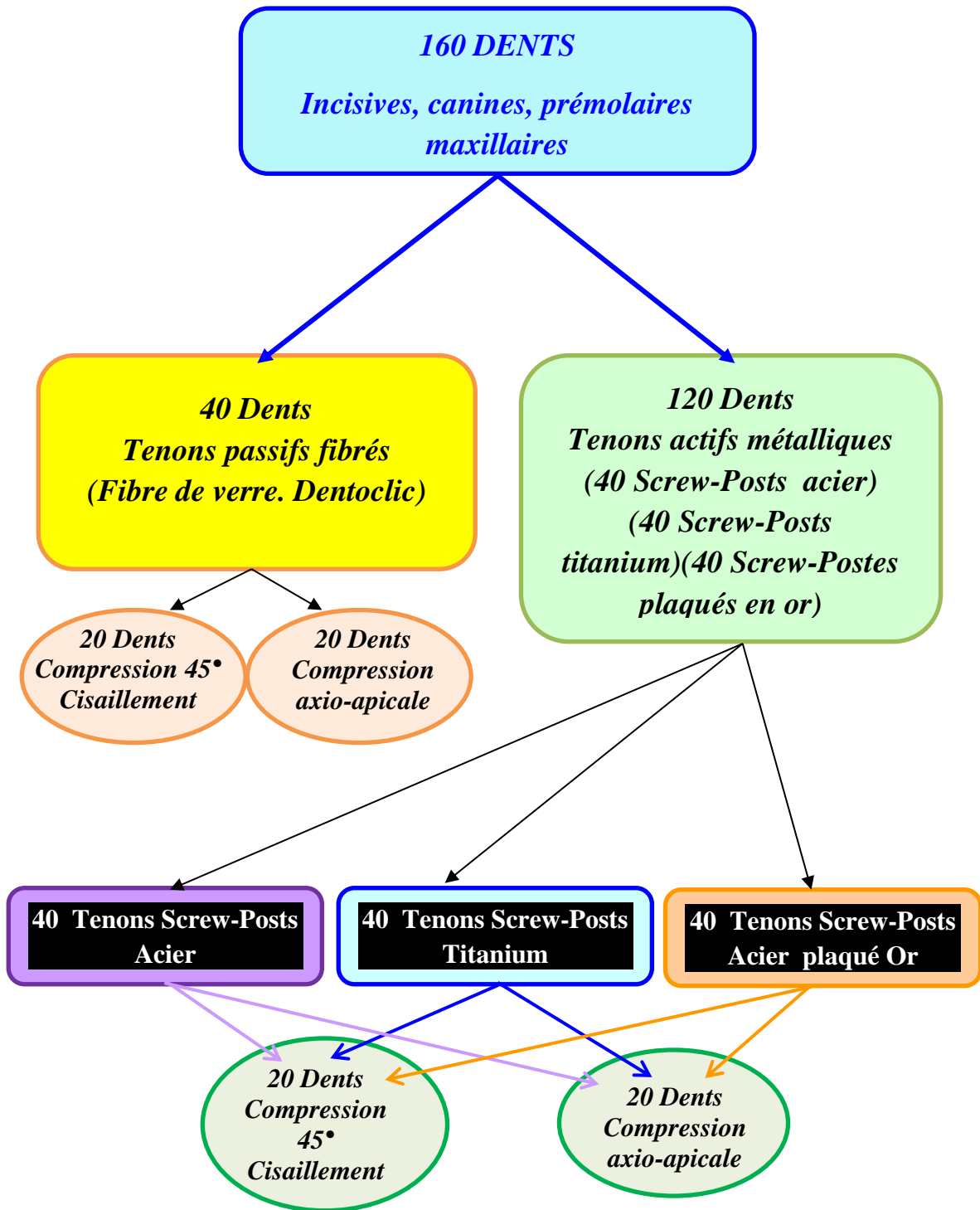


Figure 45. Distribution synoptique des groupes et sous-groupes d'étude

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

3.3. Méthode.

Après sélection et choix des dents, nous avons procédé aux différentes étapes de traitement endodontique : préparation, obturation et mise en place de l'ancrage.

Notre approche étant basée sur une étude comparative du comportement des tenons, toutes les étapes de préparations ont été réalisées par le même opérateur avec observance stricte du même protocole opératoire pour chaque dent de l'échantillon et ce, dans un souci d'équité lors du traitement et de validation des résultats obtenus.

3.3.1. Préparation de la cavité d'accès endodontique.

Pour nos tests, ne réalisant pas de reconstitution de moignon, les 02 mm minimums requis pour le respect de l'effet "ferrule" n'ont aucun intérêt.

Aussi, par commodités techniques, à l'aide d'un disque à tronçonner type "disque L.M. di Pianotti Guido" de 35 mm de diamètre et 0,7 mm d'épaisseur monté sur pièce à main de laboratoire "TECHNIC PERFECT 4045" de TechDent (*Figure 44*), la portion coronaire des dents a été coupée à 02mm au dessus du niveau de la jonction émail-cément (JEC) ; la dent étant tenue bloquée dans une pince étau. (*Figures,46, 47, 48, 49*).

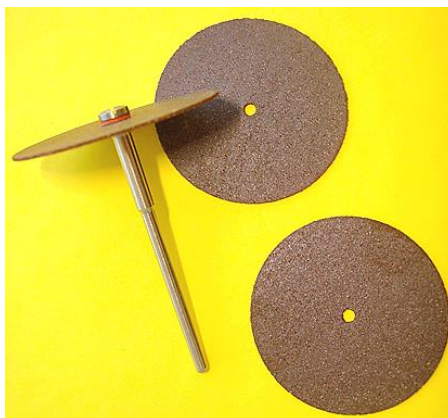


Figure 46. Disques à tronçonner "L.M. di Pianotti Guido "

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.



Figure 47. Pince Etau servant de support bloquant des dents lors du tronçonnage.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.



Figure 48 .Tronçonnage de la partie coronaire.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.



Figure 49. Accès endodontique radiculaire après tronçonnage de la partie coronaire.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Ayant opté pour des mono-radiculées, après tronçonnage, la cavité endodontique coronaire est quasiment inexistante.

Toutefois, les résidus persistants ont été éliminés à l'aide d'excavateurs doubles R&S n° 17 puis nettoyés à l'aide d'une Brossette.

3.3.2. Préparation endodontique.

La préparation endodontique (évidement et ampliation) de toutes les racines a été faite suivant le même protocole opératoire après détermination de la longueur du travail à l'aide d'une broche n° 15 de Thomas et sous irrigation abondante à l'hypochlorite de sodium à 05 %.

Dans notre étude, nous avons opté pour une préparation endodontique mécanisée à l'aide d'un "Endomat Eighteenth E-connect S", réglé sur une vitesse à 400 trs/mn en position Auto Reverse avec un Torque de 3.0 Ncm, sous irrigation abondante à l'hypochlorite de sodium à 05%. (*Figure 50*).

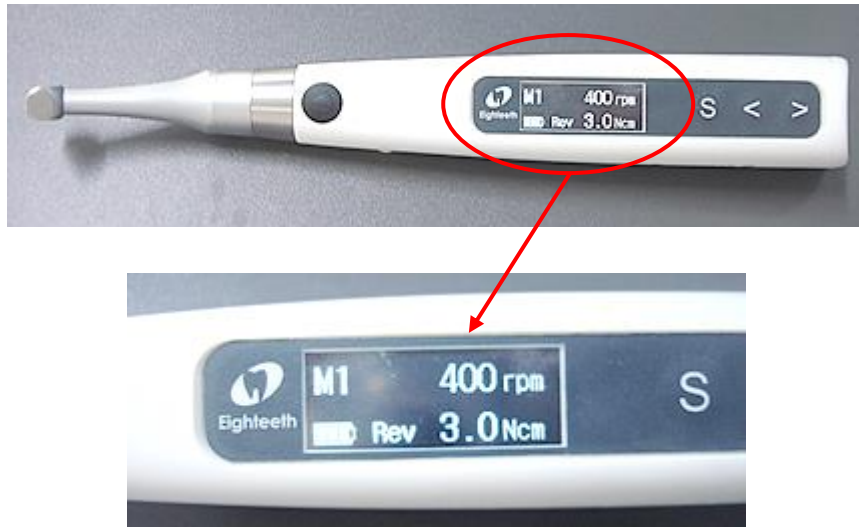


Figure 50. ENDOMAT – Eighteeth E-connect S.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Lors de la préparation canalaire de toutes les dents, nous avons utilisé comme instruments en Nickel- Titane l'"**ENDOFLARE** " de Micro Méga, N° 25, de longueur 15mm et de conicité 12% comme instrument d'évasement endodontique sur le 1/3 cervical canalaire, suivi du "**One Shape** " Classic de Micro Méga, N° 25, de longueur 25mm et de conicité 06% pour les 2/3 restants. (*Figure 51*).

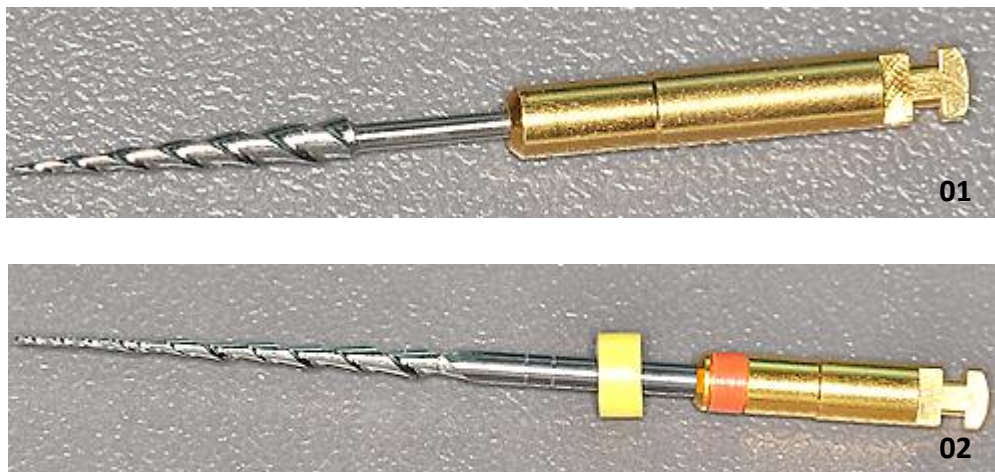


Figure 51. Endoflare (01) et One Shape (02) – Micro-Méga.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I Pr. SID R.

Par souci d'efficacité, les instruments de préparation endodontique ont été changé toutes les 10 dents à raison de 04 passages/canal, même si le **One Shape** est préconisé cliniquement comme instrument à usage unique par le concepteur.

3.3.3. Obturation endodontique.

Après élargissement suffisant du système canalaire, préparation endodontique jusqu'à l'apex et assèchement du canal, nous avons procédé à l'obturation endodontique.

L'obturation a été réalisée à l'aide d'un Lentulo et de ciment canalaire type "Bioroot" de Septodont, seul sans adjonction de cône de gutta sur à peu près le 1/3 apical et le 1/3 moyen de chaque canal. (*Figure 52*).



Figure 52 . Bioroot de Septodont pour obturation canalaire.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Cette technique à la fois rapide et efficace, nous a permis par la suite une vacuité des 2/3 supérieures du canal par dépose aisée du Bioroot.

Le Bioroot n'engendrera en outre aucune interférence lors de la mise en place du ciment de scellement pour les tenons lors des reconstitutions corono-radicaux.

3.3.4. Loge endodontique pour le tenon.

Sur chaque dent, nous avons procédé à la mensuration du 1/3 apical que nous avons matérialisé sur la racine par un trait de marquage. (*Figure 53*).

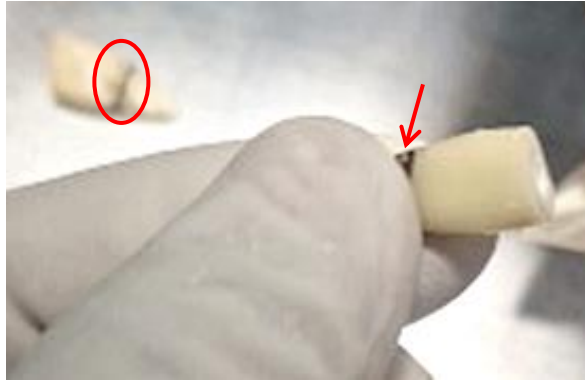


Figure 53. Traits de marquage au 1/3 apical de chaque racine.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Pour la vacuité totale des 2/3 du canal, nous utiliserons des forets type "Dentatus ref.14-861/866". (Figure 54).



Figure 54. Forets "Dentatus " ref.14-861/866.

Le nombre de rainures matérialise le diamètre du foret

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Ces forets, seront calibrés au diamètre n° 03, ou 04 selon la lumière canalaire et matérialisés à la longueur des 2/3 de chaque racine par un trait ou un stop pour les tenons actifs métalliques. (Figure 55).

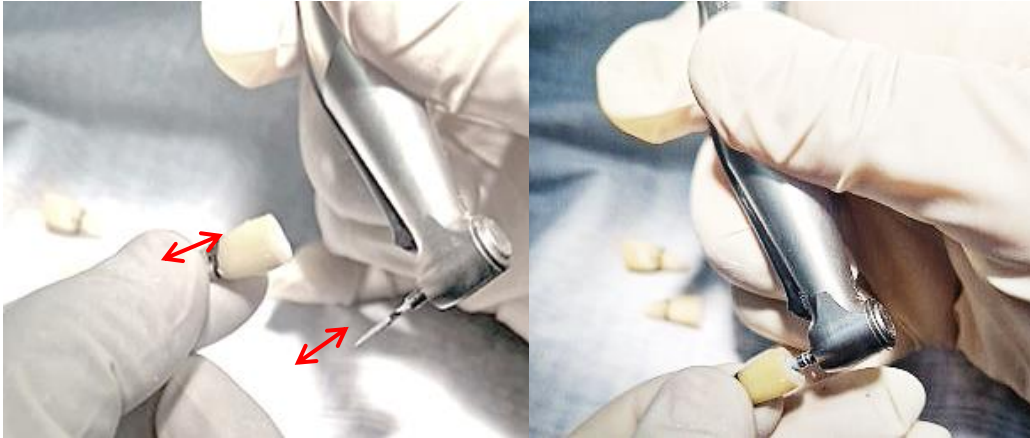


Figure 55. Mensuration et évidement des 2/3 du canal.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I Pr. SID R.

La vacuité se fera à l'aide de forets appropriés à chaque type de tenon, sans utilisation de solvants chimiques, en s'assurant de ne pas dépasser les 2/3 de la longueur de travail. (*Figure 53*).

La partie du canal ainsi vidée sera nettoyée et asséchée pour permettre le scellement du tenon corono-radiculaire.

Après les différentes étapes de traitement endodontique (préparations et obturations canalaires) et préparation des vacuités canalaires, les 160 dents ont été réparties par randomisation en quatre (04) groupes de 40 dents.

Chaque groupe de 40 dents, est subdivisé à son tour en 02 sous-groupes de 20 dents, toujours par randomisation.

Les groupes et leurs sous-groupes respectifs ont été stockés dans des conteneurs identifiés.

3.3.5. Choix et ajustage des tenons.

Après préparation des dents à recevoir les différents tenons, nous procéderons pour chaque groupe de dents au choix et l'ajustage du type de tenon préconisé.

Le choix se basera sur le diamètre canalaire et la longueur de la racine de la dent d'une part, le diamètre et la longueur du tenon d'une autre part.

3.3.6. Mise en place des tenons.

En fonction que ce soit un tenon actif ou un tenon passif, le protocole de mise en place des tenons préconisé par le fabricant sera scrupuleusement observé et réalisé par le même opérateur. (Figure 56).

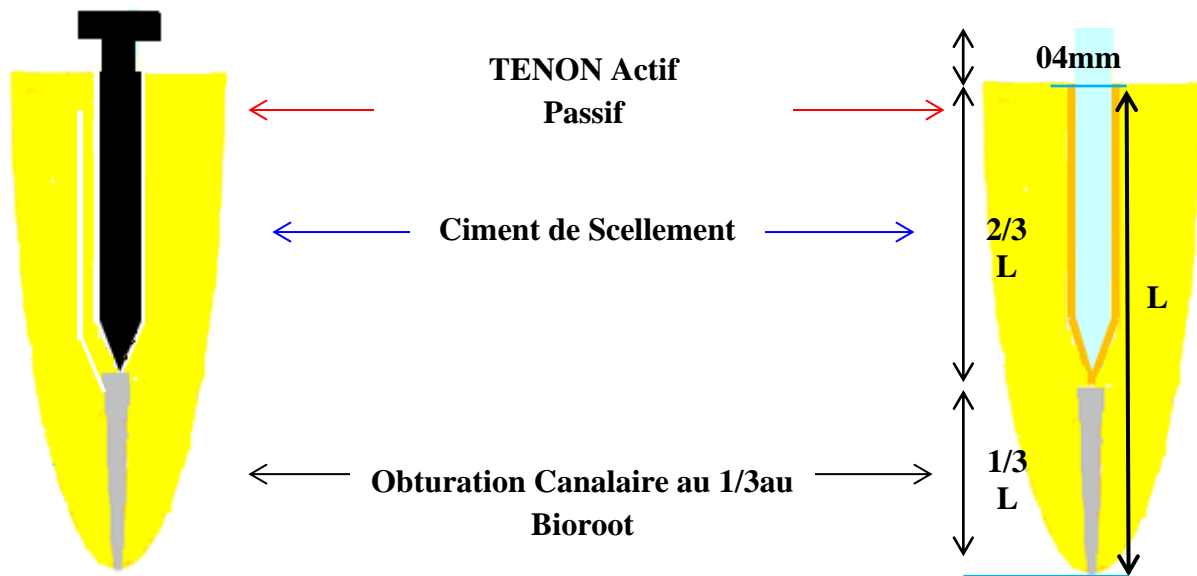


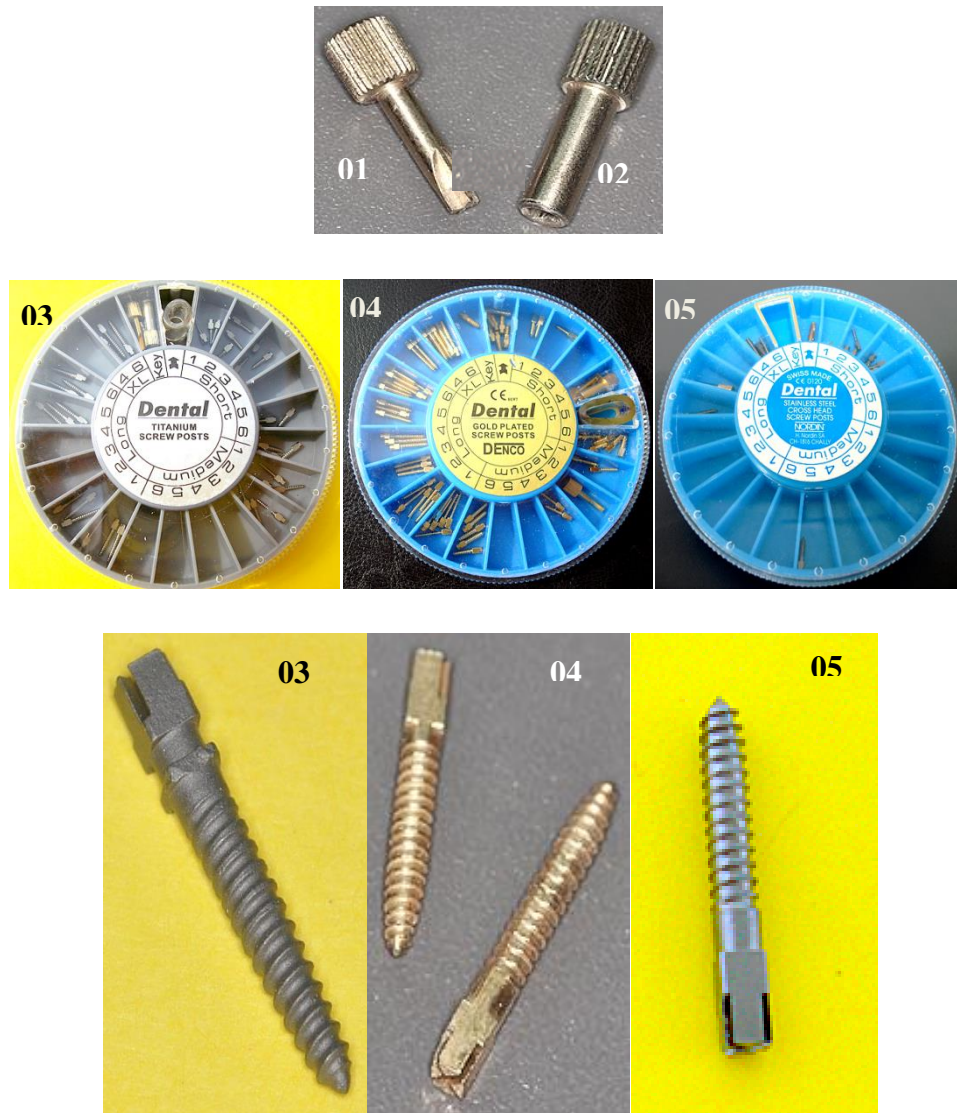
Figure 56. Schémas représentant la mise en place des tenons actifs VS passifs.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

3.3.6.1. Mise en place des tenons Métalliques.

Nous avons opté pour trois (03) types de tenons /Screw-Posts: (Figures 57).

- *Screw-Posts en acier de diamètre n°03. Long et Médium. Dental-Denco*
- *Screw-Posts Gold Plated de diamètre n°03. Long et Médium. Dental-Denco,*
- *Screw-Posts titanium de diamètre n°03. Long et Médium. Dental- Denco.*



Figures 57. Clés universelles de serrage (01, 02).

Tenons actifs métalliques. Titane (03) – Gold Plated (04) – Acier (05)

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Les puits canaux calibrés au foret n°3 à la longueur prédéterminée, ont été enduit avec un ciment de scellement au verre ionomère "Megafix" de Mega-Physik à l'aide d'un lentulo. (Figure 58).



**Figure 58. Ciment au verre ionomère megafix (poudre/liquide) pour scellement.
Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.**

Les tenons, montés sur clé femelle sont ensuite scellés dans le canal. (*Figure 59*).



**Figure 59. Screw-Post métallique type Gold plated après scellement.
Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.**

3.3.6.2. Mise en place des tenons Fibrés.

Afin de pouvoir établir une comparaison comportementale tenon actif VS tenon passif, notre choix s'est porté sur les tenons fibrés (fibre de verre) Type "*Luscent Anchors*" de Dentatus. (Dentatus AB, 2020).

Ces tenons fibrés, selon le fabricant, « ont l'avantage entre autres, de transmettre la lumière de polymérisation dans les limites des canaux, de refléter des teintes naturelles pour des restaurations esthétiques parfaites et d'avoir une radio-transparence visible dans le canal et à travers les matériaux de reconstitution ».

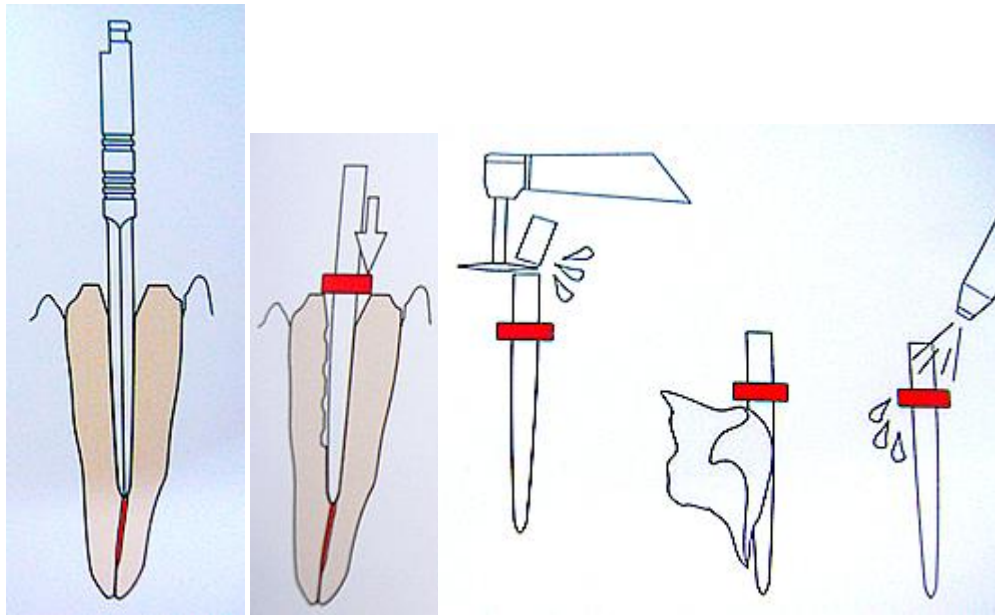
Dans notre étude, nous avons opté pour le tenon Médium (rouge) de 17mm de longueur et de 01,60mm de diamètre. Le canal a été préparé à l'aide du foret correspondant (04 rainures) fourni par le concepteur. (Figures 60).



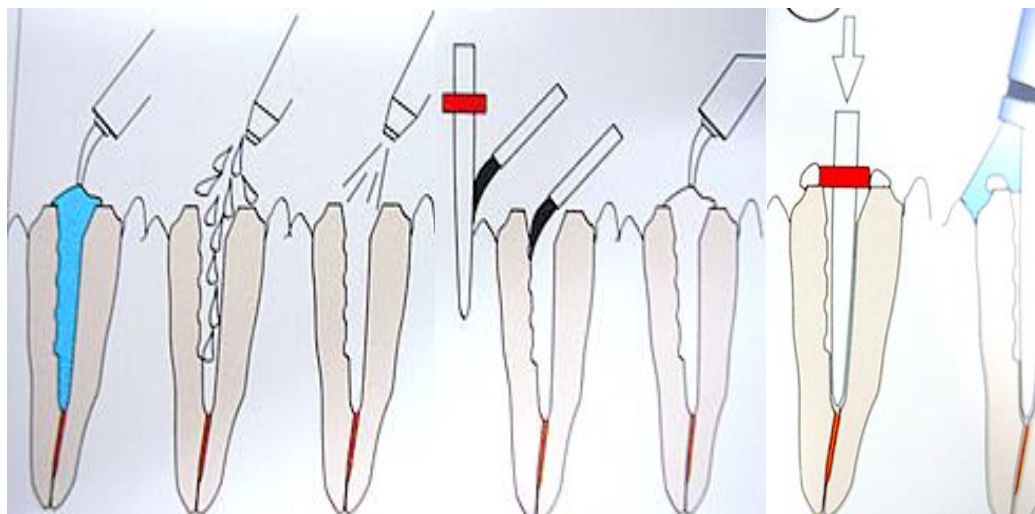
Figure 60.Tenons en fibre de verre, Luscent Anchors (Dentatus AB, 2020).

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Nous avons scrupuleusement observé le protocole de mise en place des tenons fibrés préconisé par le fabricant : (Figures 61).



Foret. **Essayage** **Disque diamanté** **Nettoyage à l'alcool**
Calibrage du canal **tenon** **Section du tenon** **et séchage**



Etching **Lavage** **Séchage** **Bonding** **Résine** **Insertion** **Polymérisation**
 Tenon/ Canal **Duale** **du tenon**

Figure 61. Différentes étapes cliniques de la pose d'un tenon fibré,
Préconisées par DENTATUS pour Tenons en Fibre de verre LuscentAnchors.
(Dentatus AB., 2020).

La déminéralisation canalaire a été obtenue après la mise en place d'un gel acide orthophosphérique à 37%, le "Scotchbond - Universal Etchant -3M ESPE" pendant 15 secondes. (*Figure 62*).



Figure 62. Gel acide pour Etching. Scotchbond 3M ESPE

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Après badigeonnage du tenon et du canal avec "l'adhésif Adapter Single Bond 2 de 3M ESPE" (bonding), polymérisation de l'adhésif à la fois au niveau de la dent et du tenon fibré avec une lampe à photo-polymériser "*Mini LED ACTEON/SATELEC*", munie d'un guide optique multifibré de 07,5 mm de diamètre et bénéficiant d'une puissance de 2000 mw/cm² et d'une longueur d'onde de 420 à 480 nm ; pendant 15 sec.

Puis, remplissage des 2/3 radiculaire avec un composite Dual type "*Dentocore Automix/Dual-Cure. ITENA*", suivis par la mise en place du tenon fibré et photo-polymérisation selon les recommandations du fabricant. (*Figure 63*).

La photo-polymérisation a été effectuée en mode Rampe pendant 20 sec.



Figure 63. Mise en place de l'adhésif, du composite Dual, du tenon et photo-polymérisation – lampe LED

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

3.3.6.3. Mise des dents en « éprouvettes ».

Les quatre (04) groupes (A, B, C et D) de dents ainsi préparées, seront divisés préalablement par randomisation en 2 sous-groupes de 20 dents pour chaque groupe et numérotés de 01 à 20 et de 21 à 40 ; chaque sous-groupe sera soumis aux différents tests selon le protocole suivant :

Tableau IX. Distribution des groupes de dents en sous-groupes.

	1^{er} Groupe (A) (40 dents)
1^{er} Test: Compression	20 Dents (1^{er} sous-groupe) (A.1...A.20)
2^{ème} Test: Flexion/Cisaillement	20 Dents (2^{ème} sous-groupe) (A.21...A.40)

	2^{ème} groupe (B) Tenons gold (40 dents)	2^{ème} groupe (C) Tenons titane (40 dents)	2^{ème} groupe (D) Tenons acier (40 dents)
1^{er} Test: Compression	20 Dents (B.1...B.20)	20 Dents (C.1...C.20)	20 Dents (D.1...D.20)
2^{ème} Test: Flexion/ Cisaillement	20 Dents (B.21... B.40)	20 Dents (C.21... C.40)	20 Dents (D.21... D.40)

En vue de leur traitement sur banc d'essai pour les tests de compression axiale et tangentielle (assimilable aux tests de cisaillement), nous avons eu recours à l'utilisation d'éprouvettes métalliques.

Pour ce faire, l'éprouvette est constituée d'un écrou métallique de 06 pans de 10 mm de diamètre intérieur, de 17 mm de diamètre extérieur et d'une hauteur de 29 mm et d'un boulon correspondant afin de régler la hauteur de la dent dans l'écrou. (Figures 64)

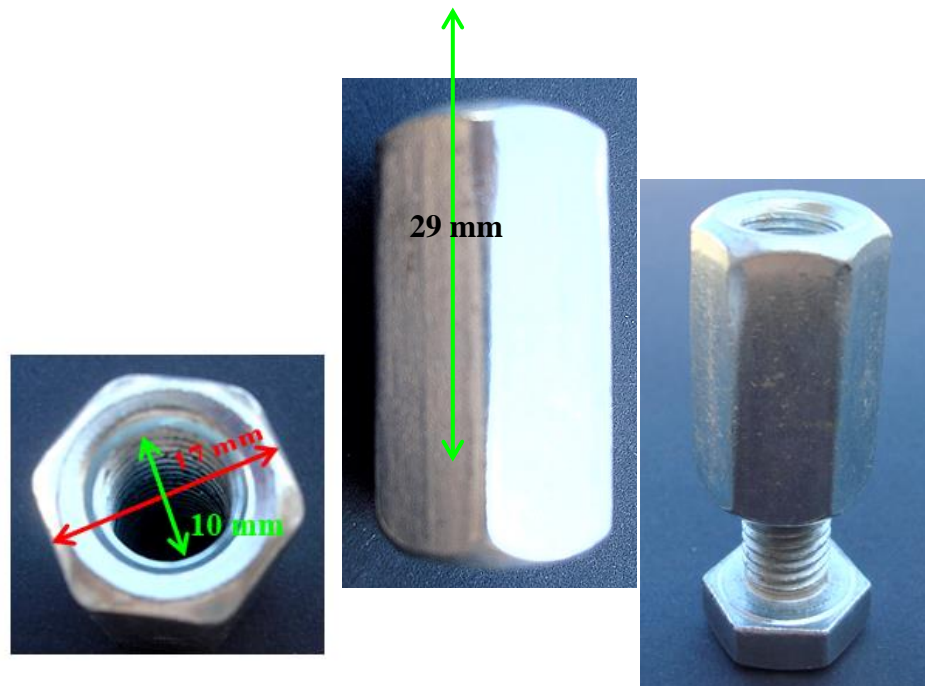


Figure 64 .Epreuve composée d'un écrou et d'un boulon.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

La hauteur de la dent dans le sens axio-apical est réglée dans l'éprouvette (écrou) à 02 mm au-dessous de la JEC grâce au boulon. (Figure 65).

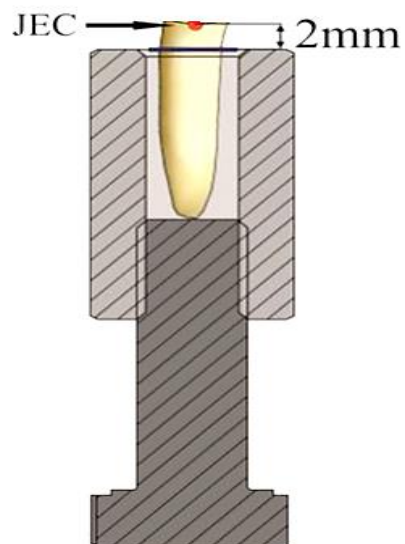


Figure 65. Réglage de la hauteur de la dent axio-apical grâce au boulon.

Schéma inspiré de l'étude de Cheinin, (2014).

La dent, a été ensuite centrée dans l'éprouvette à l'aide d'une boulette de cire après remplissage de celle-ci de résine Epoxy transparente.

Le durcissement de la résine s'est effectué à l'air libre pendant 24h. (*Figure 66*).



Figure 66 . Dent centrée dans l'éprouvette et noyée de résine Epoxy.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

3.3.7. Stockage des échantillons.

En attente du traitement expérimental par tests de compression axial et tangentielle sur banc d'essai, les échantillons, divisés en 2 groupes, tenons actifs et tenons passifs, seront conservés à sec dans un emballage stérile en plastique de 2 couleurs différentes à 6⁰ C afin d'être transférés ensuite au centre d'essai.

3.4. Réalisation des tests sur banc d'essai.

Tous les tests pratiques ont été réalisés au niveau du laboratoire de recherche en Génie Civil (LGC) de l'Université BADJI Mokhtar - Annaba. Après scellements des tenons et mise en éprouvettes, nous avons procédé à la réalisation des différents tests sur une machine d'essai universelle type **Zwick / Roell, z 020. Ulm, Germany**, conçue pour les essais complets de matériaux et jumelée à un micro-ordinateur. (*Figure 67*).



Figure 67. Appareil Banc d'essai Zwick / Roell Z020.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

La machine d'essai AllroundLine Z 020 est conçue pour des essais quasi-statiques en traction et en compression.

Elle est équipée d'une tête de force pouvant aller jusqu'à une charge de 20 kN. La charge peut être continue ou alternée.

Elle est couplée à une gestion électronique de pointe et au logiciel **testXpert II**, permettant des mesures précises et exactes.

Dans notre expérimentation, nous l'avons utilisé pour des tests statiques en compression axiale et de cisaillement avec une charge continue et une vitesse de descente de 03 mm / mn et ce, jusqu'à l'arrêt de l'essai signalé par la machine.

Grâce à son logiciel, cette machine nous a également permis d'effectuer des essais/tests préliminaires afin de valider les données et résultats. (*Figures 68*).



Figures 68 .Zwick/Roell, logiciel et fichier d'essai préliminaire.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Présentation des éprouvettes préparées en vue de leur passages / tests sur la machine ZwickRoell – Z 020. (Figure 69).

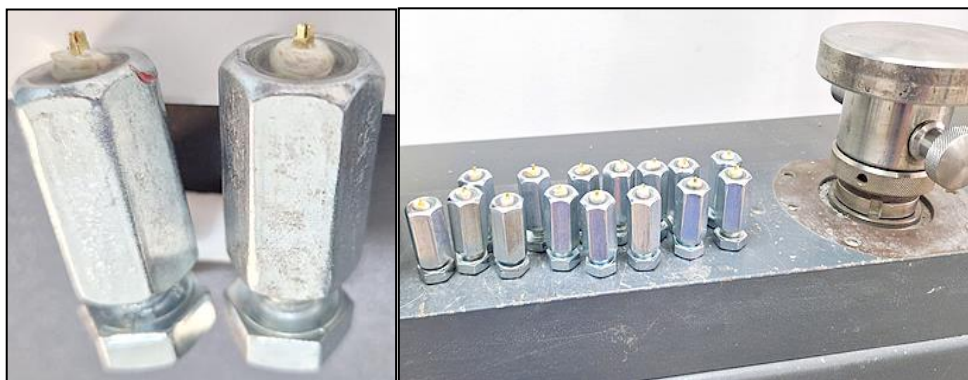


Figure 69. Epreuves prêtes à subir les différents tests.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

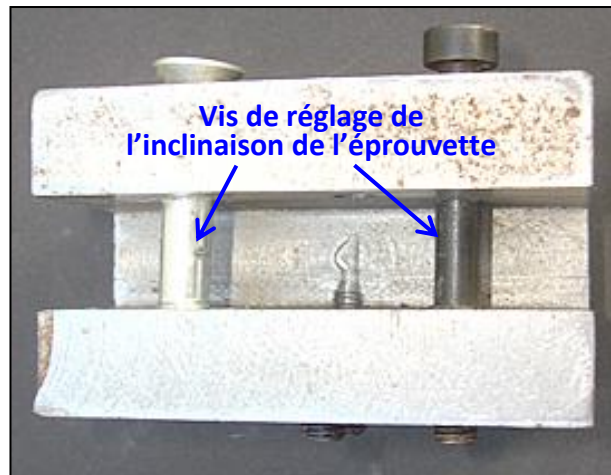
Préparation et mise en place de l'éprouvette pour un test en compression axio-apicale. (Figure 70).



Figure 70. Tests en axio-apical sur Zwick/Roell Z 020.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Pour la réalisation des tests de cisaillement en oblique à 45° , nous avons conçu et réalisé au niveau d'un atelier de mécanique/usinage une pièce en Acier comme support d'éprouvette de façon à ce que l'angle d'attaque de la sphère de la machine soit à 45° par rapport à la surface du tenon. (*Figures 71*).



Vue aérienne



Vue aérienne avec éprouvette en simulation module en acier, vue de côté

Figures 71. Conception de notre module en acier porte éprouvette.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

- Tests au cisaillement, angulation de 45°. (Figures 72).

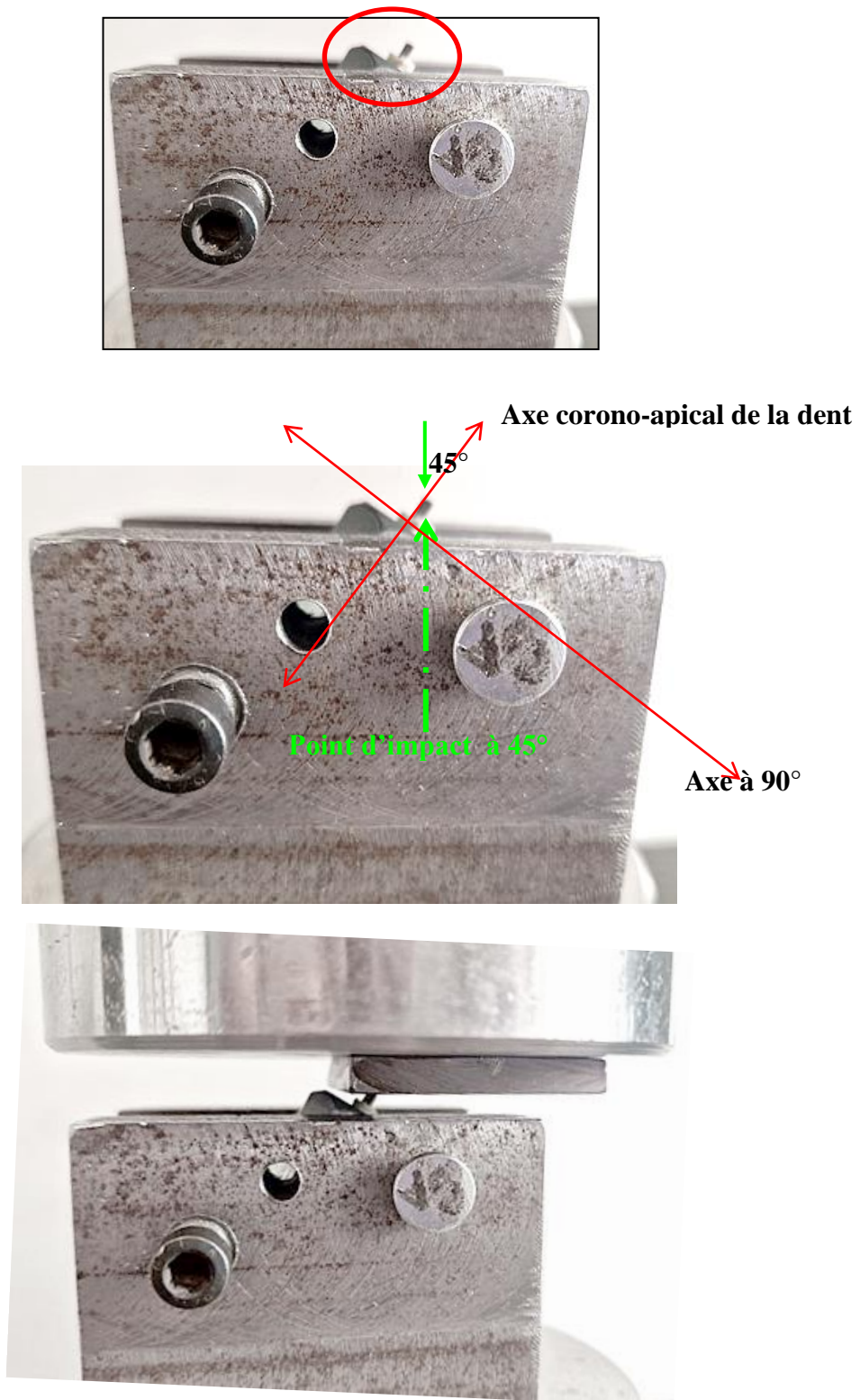


Figure 72. Tests en tangentiel de 45° sur Zwick/Roell Z 020.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

3.5. Critères d'évaluations.

Concernant les critères d'évaluations de nos différents tests, nous avons scrupuleusement observés les données émises par le logiciel "TestXpert II" de la machine Zwick / Roell Z020.

Après chaque test la machine nous a donné des résultats sur 12 paramètres (voir annexes) numérisés et matérialisés sur écran par une courbe /graphique. (Figure73).

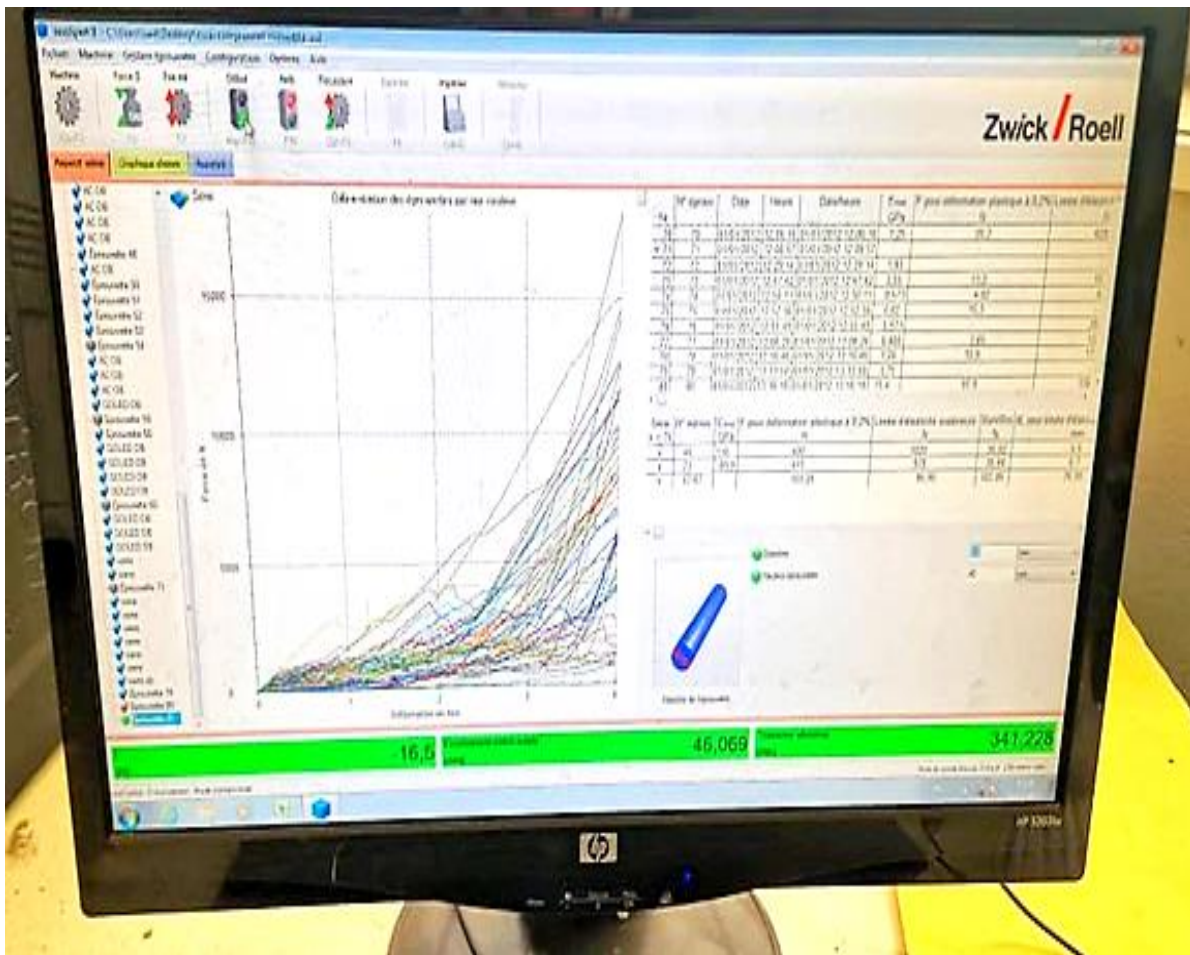


Figure 73. Résultats des différents tests numérisés et matérialisés par diagramme.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

**** Guide explicatif des paramètres du tableau des essais mécaniques**

E_{mod} : Module d'élasticité exprimé en Gigapascals (GPa). Il représente la raideur du matériau, soit sa capacité à se déformer de façon élastique sous l'effet d'une contrainte.

F pour déformation plastique à 0,2% : Force (en newtons, N) correspondant à une déformation plastique de 0,2 %, utilisée pour déterminer la limite d'élasticité conventionnelle.

Limite d'élasticité supérieure : Valeur maximale de contrainte (en MPa) pour laquelle un matériau se déforme encore de manière élastique avant de subir une déformation plastique permanente.

ReH/R_m : Rapport entre la limite d'élasticité (ReH) et la résistance maximale à la traction (R_m). Ce rapport indique le comportement plastique du matériau.

dL pour limite d'élasticité supérieure : Allongement (en mm) mesuré au moment où la limite d'élasticité est atteinte.

F_{max} : Force maximale (en N) que l'éprouvette a supportée avant rupture ou arrêt de l'essai.

dL pour F_{max} : Allongement (en mm) mesuré au moment où la force maximale F_{max} est atteinte.

dL (corr.) pour F_{max} : Allongement corrigé (en mm) pour la force maximale, prenant en compte d'éventuelles compensations mécaniques.

dL (plast.) pour F_{max} : Déformation plastique (en mm) à la force maximale, c'est-à-dire la partie irréversible de la déformation.

W jusqu'à F_{max} : Travail total (en millijoules, mJ) effectué jusqu'à atteindre la force maximale. Il représente l'énergie absorbée par l'échantillon.

d₀ : Diamètre initial (en mm) de l'éprouvette avant application de la charge.

S₀ : Section initiale (en mm²) calculée à partir du diamètre initial, utilisée pour déterminer la contrainte

CHAPITRE IV

RÉSULTATS ET ANALYSES

4. RÉSULTATS ET ANALYSES.

Notre étude s'est essentiellement focalisée sur les résultats en compression (axial et oblique).

Une analyse statistique a été menée sur les résultats physico-mécaniques des tenons actifs (Acier, titane, Gold plated) obtenus en compression axio-apicale puis en cisaillement (force oblique) à 45°.

La même étude a été effectuée pour les tenons passifs, représentés par les tenons en fibre de verre.

Les moyennes et écarts-types ont été estimés à partir des valeurs de données affichées par la machine d'essais Zwick/Roell Z 020 lors de nos différents tests sur les matériaux retenus, avec une variation de ± 5 %. Une ANOVA unidirectionnelle a été appliquée à chaque paramètre pour détecter des différences significatives entre les groupes (seuil de significativité : $p < 0,05$).

Nos tableaux, graphes et diagrammes représentent des états comparatifs des résultats obtenus entre les tenons métalliques d'une part puis les tenons fibrés d'autre part et ce toujours en se référant aux comportements physico-mécaniques de la dentine radiculaire donnés par la littérature et étayés par les comportements d'une dentine témoin (sans tenon) obtenus sur la machine.

A titre illustratif, nous vous présentons dans une première approche les résultats obtenus lors de nos tests. Ces résultats affichés par la machine après chaque passage d'une éprouvette, sont répétés et enregistrés pour les 160 éprouvettes de notre étude. Les résultats nous sont donnés sous formes numérique puis traduits par une courbe sur un diagramme.

Dans un deuxième temps en prenant la moyenne de chaque paramètre des 20 éprouvettes de chaque sous-groupe (Acier, titane, plaqué or, et fibre de verre), en

compression axio-apicale et oblique à 45°, nous avons réalisé une étude comparative des différents résultats obtenus.

Tableau X. Paramètres émis par la machine lors de nos tests : *Eprouvettes prises au hasard pour chaque catégorie de tenon.*

	E_{mod}	F. pour déform	dlpour déform	Limite d'élast	dl. limit	F. max.	dl. Fmax	F. rupture	dl. (plast).
Unité de Mesure	GPa	N	N	N	mm	N	mm	N	Mm
Acier/axial	175	899,33	5,16	1211,63	7,04	2571,97	1,39	1695,44	1,68
Acier/Oblique	111,69	382,27	3,85	550,54	3,24	1376,75	1,03	275,33	1,05
Titane/axial	103,33	675,56	9,04	689,6	7,7	1777,78	3,42	1674,35	3,57
Titane/Oblique	95,5	388,36	0,42	970,21	0,77	1388,11	2,93	1244,04	1,48
Gold/axial	22,57	486	0,12	943	0,1	1766	0,11	1525	0,15
Gold/Oblique.	23,60	283,95	0,19	759	0,78	1228	5,80	1061	0,78
Fibre/axial	17,75	4770,19	6,68	2046,46	5,89	1378,6	6,05	1209,5	5,48
Fibre/Oblique.	20,77	68	0,05	181,44	0,18	1162,3	0,97	1150,68	0,78

Dr LEMNADJLIA .I ; Pr SID.R

Ces paramètres sont matérialisés dans les diagrammes ci-dessous.

L'interprétation des courbes de tous nos diagrammes, obéit aux mêmes séquences.

Nous avons un point de départ avec une force en N et une déformation en mm à zéro (00).

Au fur et à mesure que la force augmente, la déformation s'amplifie. La courbe est alors ascendante ; c'est le domaine élastique réversible.

Le sommet de la courbe représente la force maximale de rupture. Puis la courbe s'estompe pour atteindre une zone de fragilité relevant d'un comportement ductile avec rupture brutale.

La zone de fragilité désigne la partie de la courbe après le maximum de résistance (force maximale de rupture).

- Avant le sommet : la courbe monte → domaine élastique puis plastique, la dent ou le matériau absorbe la contrainte, il y a de la déformation mais encore une certaine cohésion.
- Au sommet : on atteint la charge maximale supportée → la limite ultime.
- Après le sommet (zone de fragilité) : la courbe redescend, le matériau a perdu sa capacité de résister, il devient instable. Cette zone correspond à un comportement fragile (rupture brutale sans grande déformation) ou, parfois, à une zone ductile mais affaiblie, où la rupture est imminente.

En résumé, la zone de fragilité est la phase où le matériau ne résiste plus efficacement aux contraintes appliquées : la structure se détériore rapidement jusqu'à la rupture.

En biomécanique dentaire (tenons, dents traitées), cette zone montre le moment où la dent ou le tenon passe d'un comportement encore résistant à une perte soudaine de résistance, souvent associée à un risque de fracture clinique.

4.1. Exemples de diagrammes des tests donnés par la machine pour chaque type de tenon.

➤ 4.1.1. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en acier

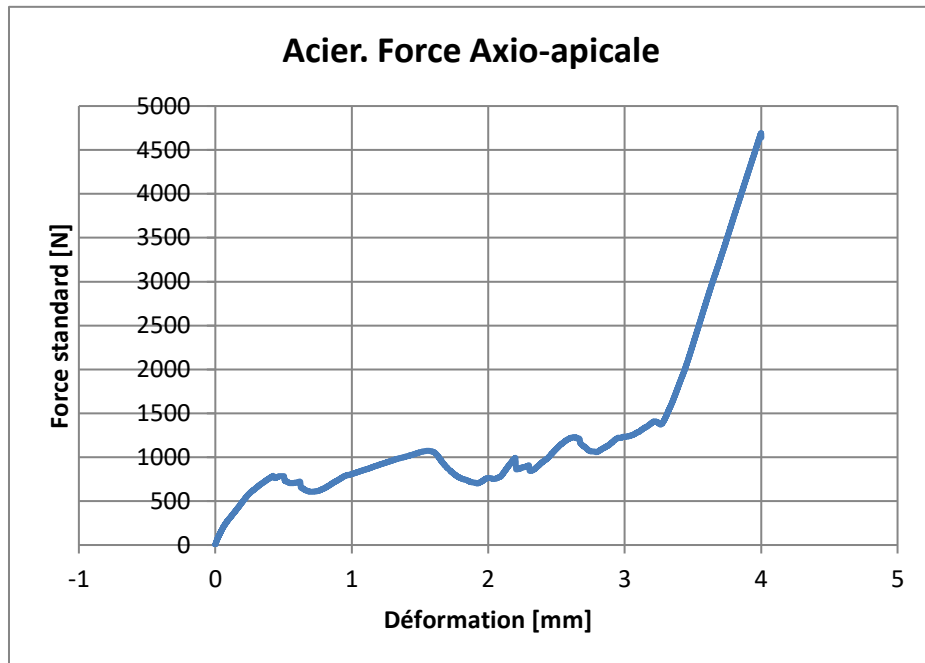


Figure 74. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale

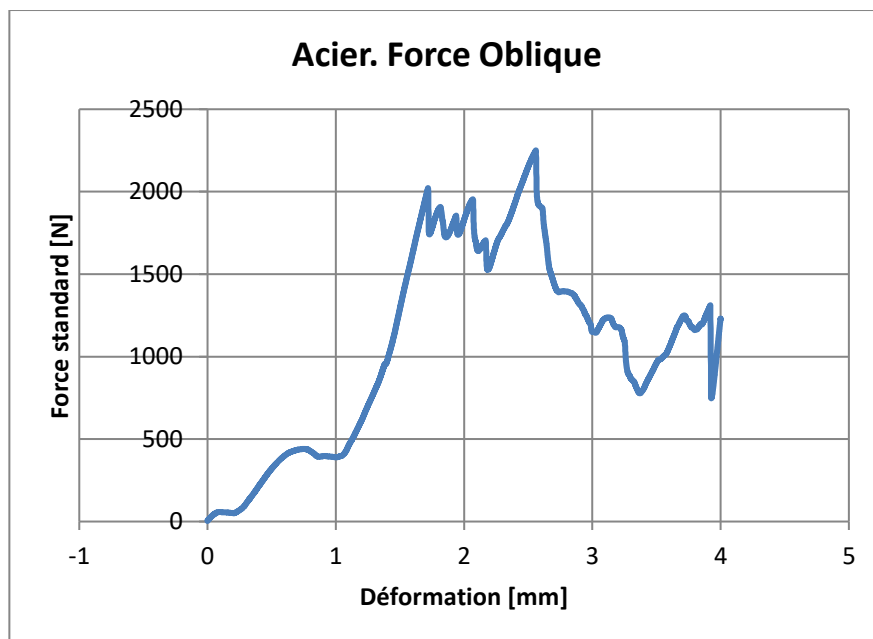


Figure 75. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°

➤ 4.1.2. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en titane

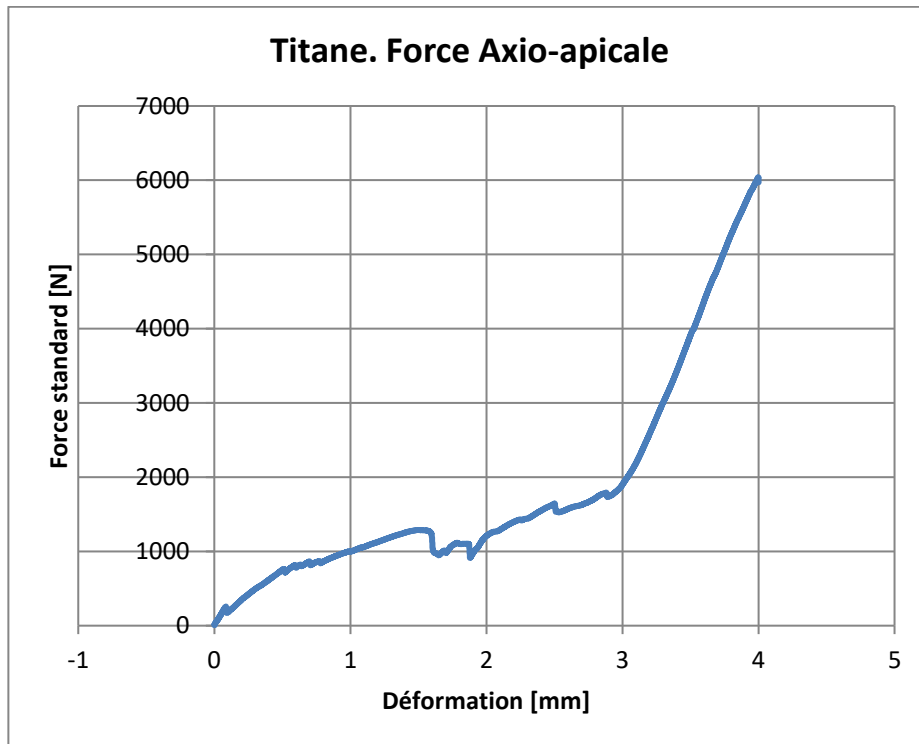


Figure 76. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale

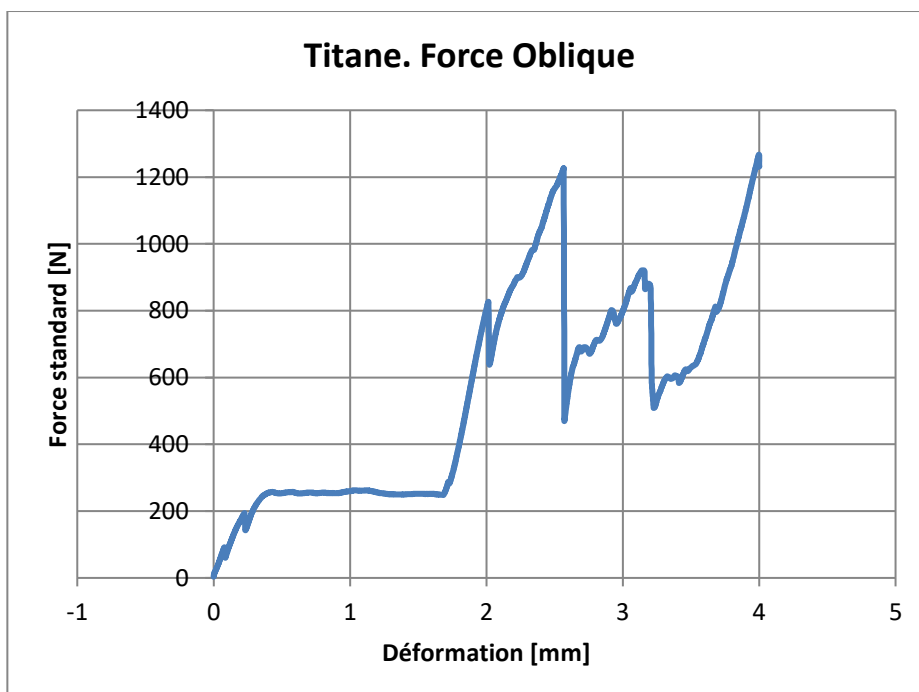


Figure 77. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°

➤ 4.1.3. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en plaqué or

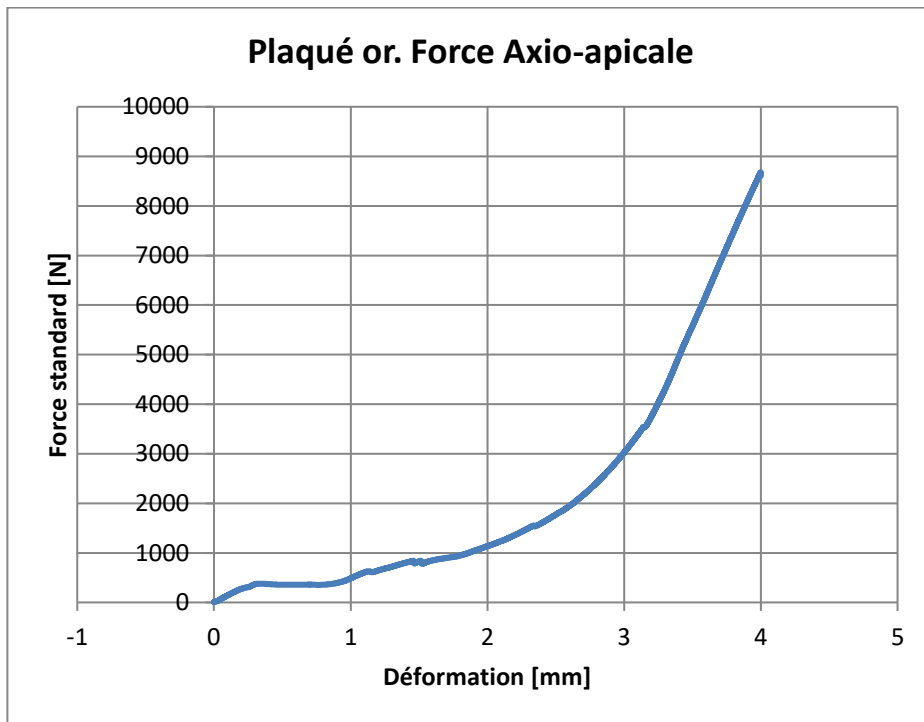


Figure 78. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale

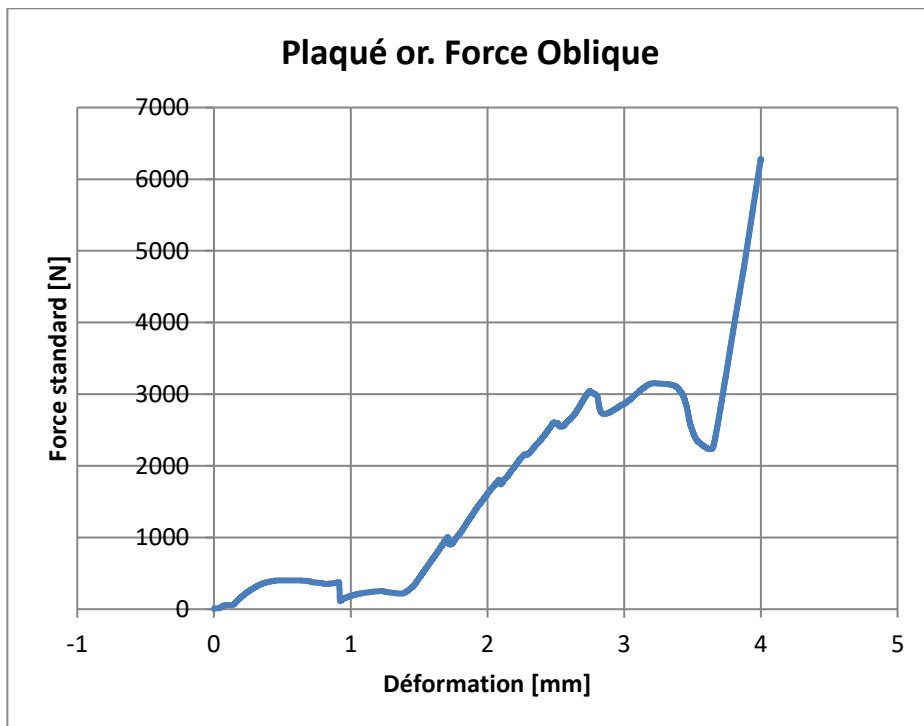


Figure 79. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°

➤ 4.1.4. Résultats des tests sur éprouvettes : Tenon en fibre de verre

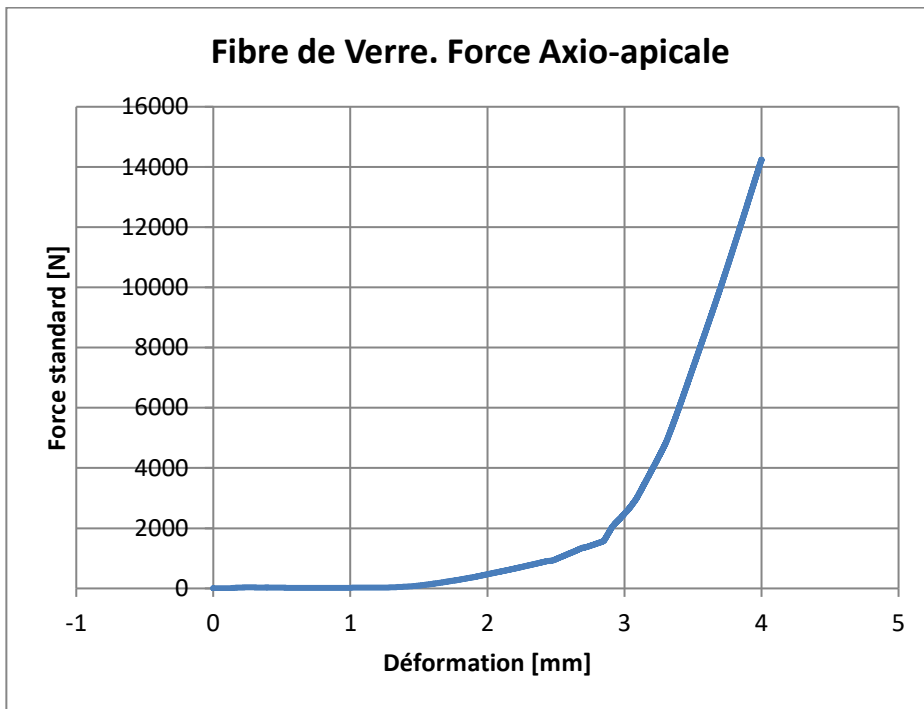


Figure 80. Graphique représentant les résultats en compression axio-apicale

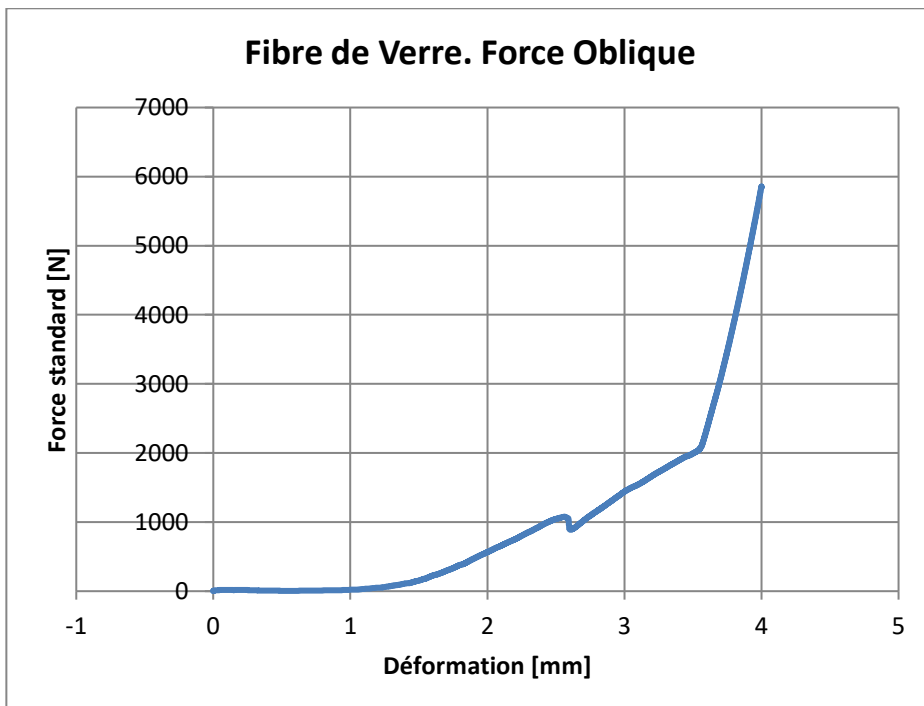


Figure 81. Graphique représentant les résultats en compression oblique à 45°

A partir de nos tableaux affichant les résultats de 12 paramètres pour chaque échantillon, nous avons retenu 08 paramètres qui nous semblaient les plus pertinents et représentatifs pour notre étude tenons actifs versus tenons passifs :

- 1. *L'Emod : Module d'élasticité exprimé en Gigapascals (GPa).***
- 2. *La limite d'élasticité maximale supérieure.***
- 3. *La force pour déformation plastique à 0,2% en N.***
- 4. *La force maximale (en N)***
- 5. *La force de rupture en N.(F. rupture).***
- 6. *La contrainte maximale en MPa.***
- 7. *La contrainte de rupture en MPa.***
- 8. *La déformation en %.***

4.2. Comparaisons des moyennes mécaniques en compression axio-apicale des tenons actifs.

Tableaux XI. Moyennes mécaniques en compressions axio-apicales.

Matériaux	Emod (GPa)	Force déformation (N)	Limite élasticité (N)	Force max (N)
Teno en acier	176.65	1346.24	1836.5	4900.96
Tenon en titane	105.27	691.13	718.55	1981.91
Tenon plaqué or	21.6	480.65	978.25	1795.7
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv et al., 2015)	18.0	190.0	980.0	1000.0

Matériaux	Force rupture (N)	Contrainte max (MPa)	Contrainte rupture (MPa)	Déformation (%)
Tenon en acier	3700.54	432.14	326.29	0.8
Tenon en titane	1875.21	177.63	166.74	1.05
Tenon plaqué or	1567.65	161.61	117.57	1.4
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv et al. 2015)	950.0	130.0	115.0	1.2

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

➤ 4.2.1. Comparaison des forces max et forces à rupture des tenons actifs.

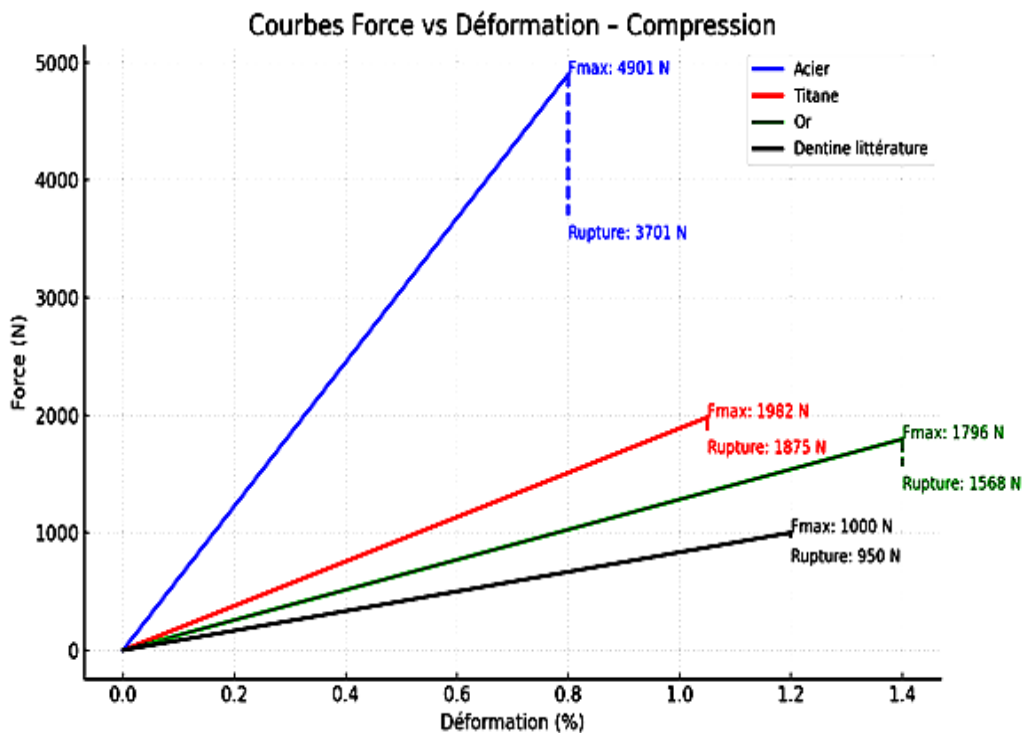


Figure 82. Graphique représentant le rapport force vs déformation en compression axio-apicale

Ce graphique matérialise pour chaque matériau :

- Des courbes pleines ascendantes, allant de 0 jusqu'à la force maximale (Fmax) d'atteinte à une déformation donnée où préfigurent les valeurs de Fmax et de rupture.
- Une courbe pointillée indiquant le segment entre Fmax et la force de rupture.
- L'axe des abscisses indique la déformation en %, traduisant l'élongation relative du matériau avant rupture et l'axe des ordonnées indique la force en newtons (N), traduisant la résistance du matériau à la compression.

Le bio-matériau présentant le meilleur compromis force/déformation par rapport à la dentine est le tenon plaqué or (Gold plated). Il se déforme comme la dentine, amortit les contraintes sans fracture brutale et supporte des charges assez importantes.

Le tenon en titane est un bon compromis si l'on privilégie la solidité tout en restant modérément ductile. Le tenon en acier en revanche, doit être évité dans les cas de racines fragiles, trop rigide, il entraînerait des fractures rapides et irréversibles.

➤ 4.2.2. Module d'élasticité

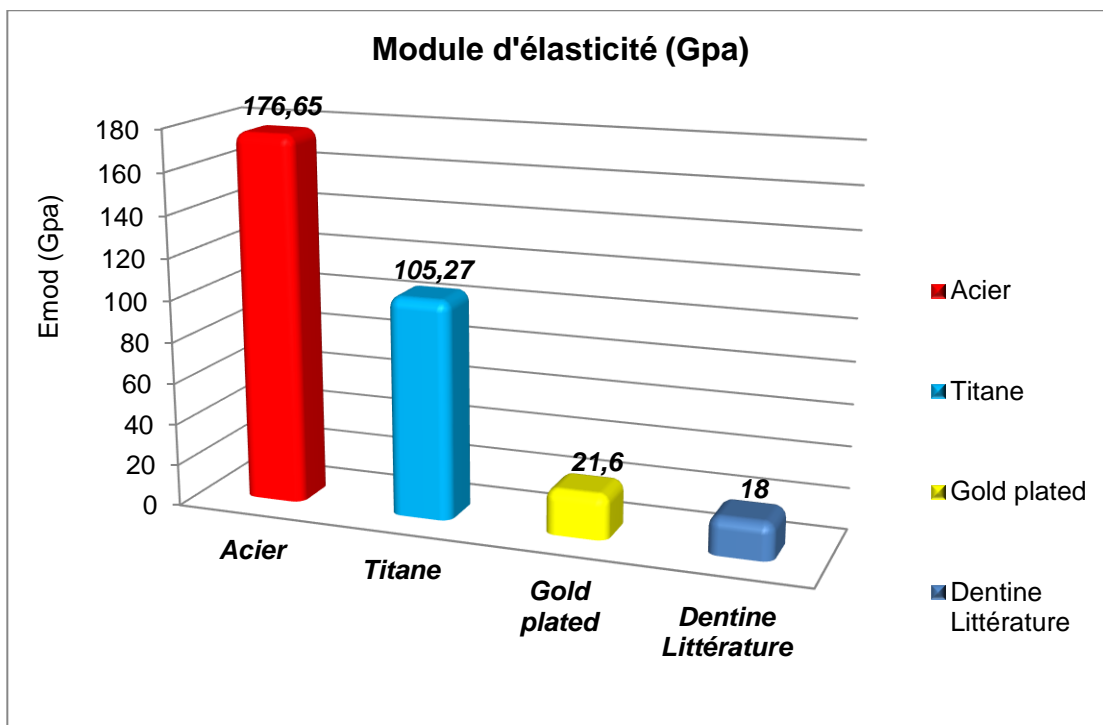


Figure 83. Diagramme montrant les modules d'élasticité des trois tenons étudiés (Acier, titane, plaqué or).

Dans les légendes de nos diagrammes et graphiques, le terme « Gold plated » signifie tenon plaqué or et « dentine littérature » REFERENCE représente les données physico-mécaniques de la dentine sur dent naturelle. Selon (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv et al., 2015).

Le tenon plaqué or, avec un module d'élasticité de 21.6 GPa, est beaucoup plus flexible que le tenon en acier et le tenon en titane.

C'est le tenon dont le module d'élasticité se rapproche le plus de celui de la dentine (18,00 GPa).

La composition de ce tenon (Cuivre/zinc/or) lui confère une ductilité plus élevée, il est donc significativement moins rigide que les autres tenons.

Utilisé dans certains contextes dentaires en raison de sa facilité de moulage et de sa biocompatibilité ses propriétés peuvent être bénéfiques pour des applications nécessitant une certaine flexibilité tout en préservant l'intégrité du tenon dentaire.

➤ 4.2.3. Comparaison des forces de déformation

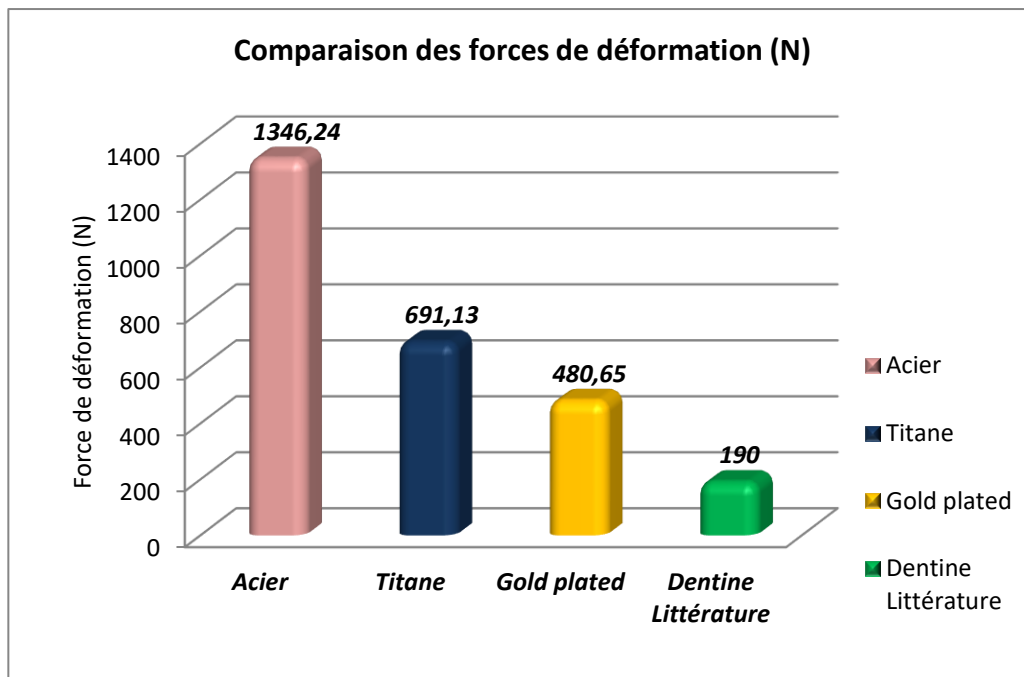


Figure 84. Diagramme comparatif des forces de déformation (F déformation) des tenons actifs

Les tenons plaqués or (Gold plated) avec une valeur de 480,65 N, se rapprochent le plus du comportement mécanique de la dentine naturelle en termes de début de déformation, tandis que le tenon en acier (1346,24), bien que très résistant, s'éloigne nettement. Cette comparaison est essentielle pour orienter le choix

clinique des tenons selon le niveau de contrainte souhaité sur les structures dentaires résiduelles.

➤ **4.2.4. Comparaison des limites d'élasticité en compression axio-apicale**

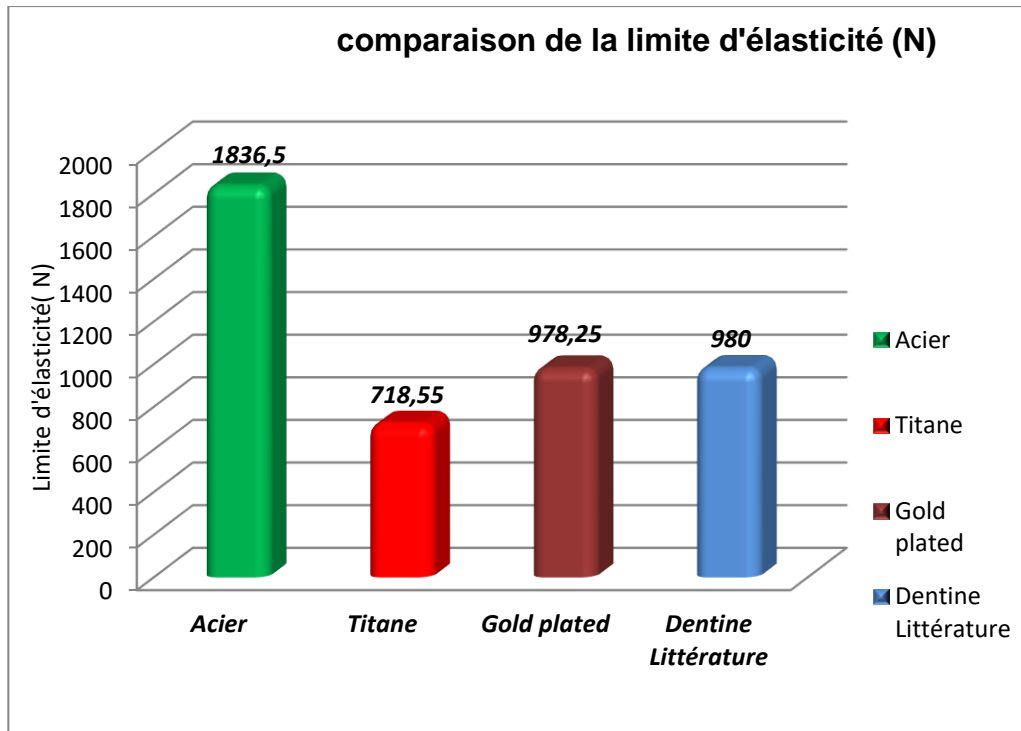


Figure 85. Diagramme représentant les limites d'élasticité en compression axio-apicale

Dans ce diagramme nous comparons la limite d'élasticité (charge maximale avant passage en zone plastique) des trois tenons actifs en référence à la dentine sous compression axio-apicale.

Afin de minimiser les concentrations de contraintes et imiter le comportement naturel de la dent, l'encrage de nos restaurations devra privilégier un tenon dont la limite d'élasticité correspond à celle de la dentine (~980 N).

Le tenon en Acier, avec une limite deux fois supérieure à celle de la dentine (1836.5 N), indiquant une très forte résistance élastique, peut concentrer les contraintes à l'interface et risquer la fracture radiculaire sans renfort.

Le tenon en titane (718.5 N) offre un compromis, mais ses valeurs restent néanmoins éloignées de celles de la dentine (980.0 N) pour des restaurations biomimétiques.

Le tenon plaqué or (Gold plated) (978.2 N), présente des limites d'élasticité égales à celles de la dentine (980.0 N), favorisant une meilleure répartition des contraintes.

➤ 4.2.5. Comparaison des forces maximales

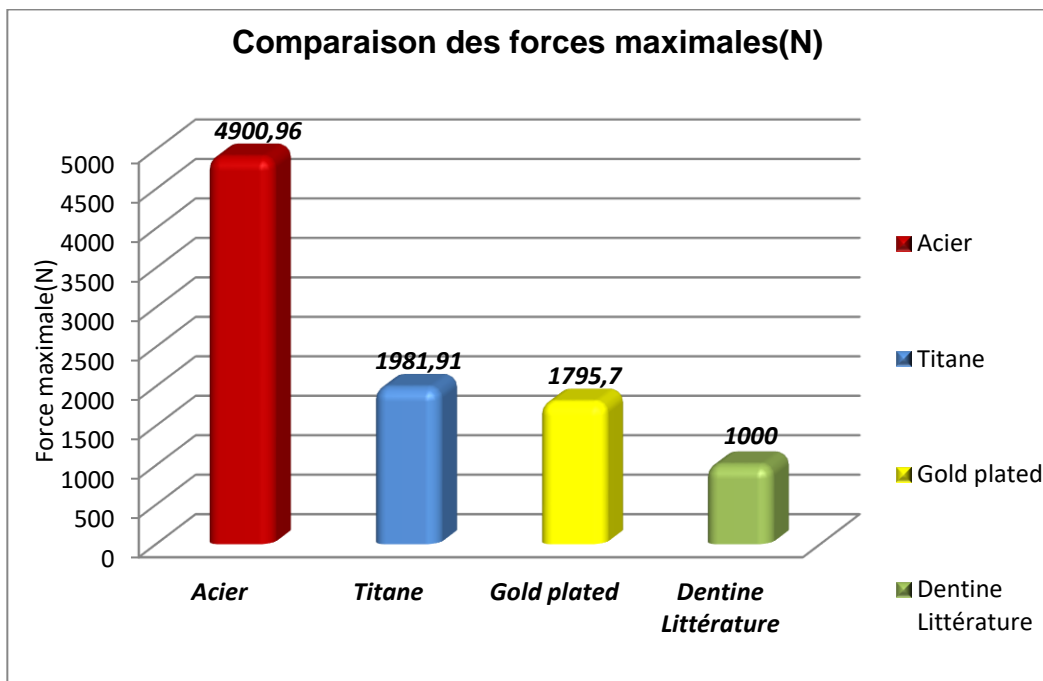


Figure 86. Diagramme matérialisant les forces maximales supportées par les tenons actifs sous compression axio-apicale.

Ce diagramme met en évidence les forces maximales atteintes par les trois types de tenons actifs : Acier, titane, et plaqué or, utilisés en reconstitution dentaire.

Ces forces correspondent aux charges maximales que chaque matériau peut supporter avant la rupture sous compression axio-apicale.

Si l'objectif recherché était la résistance pure, le tenon en acier avec une force maximale supportée de 4900,96 N, l'emporterait nettement.

En revanche, du point de vue de la biomimétique, le tenon plaqué or représente la meilleure option, notamment en terme de compatibilité avec la dentine naturelle.

➤ 4.2.6. Comparaison des forces à la rupture

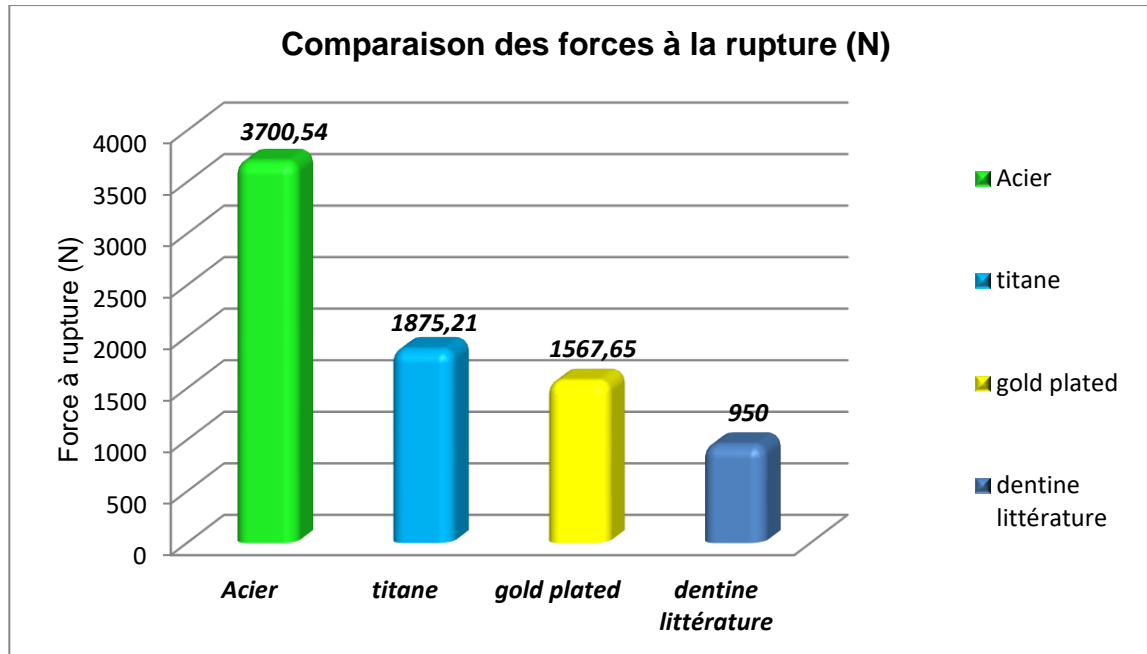


Figure 87. Diagramme comparatif des forces à la rupture en compression axio-apicale

Ce diagramme représente la force à la rupture supportée par les trois tenons actifs toujours en référence à la dentine d'une dent naturelle saine.

La force à rupture correspond à la charge maximale que chaque matériau peut supporter avant de se fracturer définitivement.

Dans un souci de recherche d'un comportement biomécanique respectueux de celui de la dentine, le tenon plaqué or constitue une solution équilibrée entre performance et sécurité.

Bien que ce tenon résiste à une force de rupture de 1567,65 N, il reste beaucoup plus élevé que celui de la dentine à 950,00 N mais bien inférieur à celui de tenon en acier à 3700,54 N.

Le tenon en acier, bien qu'extrêmement résistant, est trop rigide et peut exposer à un risque accru de fracture clinique.

Les tenons en titane, avec une force limite de 1875,21 N, occupent toujours une place de compromis, hormis leur aspect inesthétique.

➤ 4.2.7. Comparaison des contraintes maximales

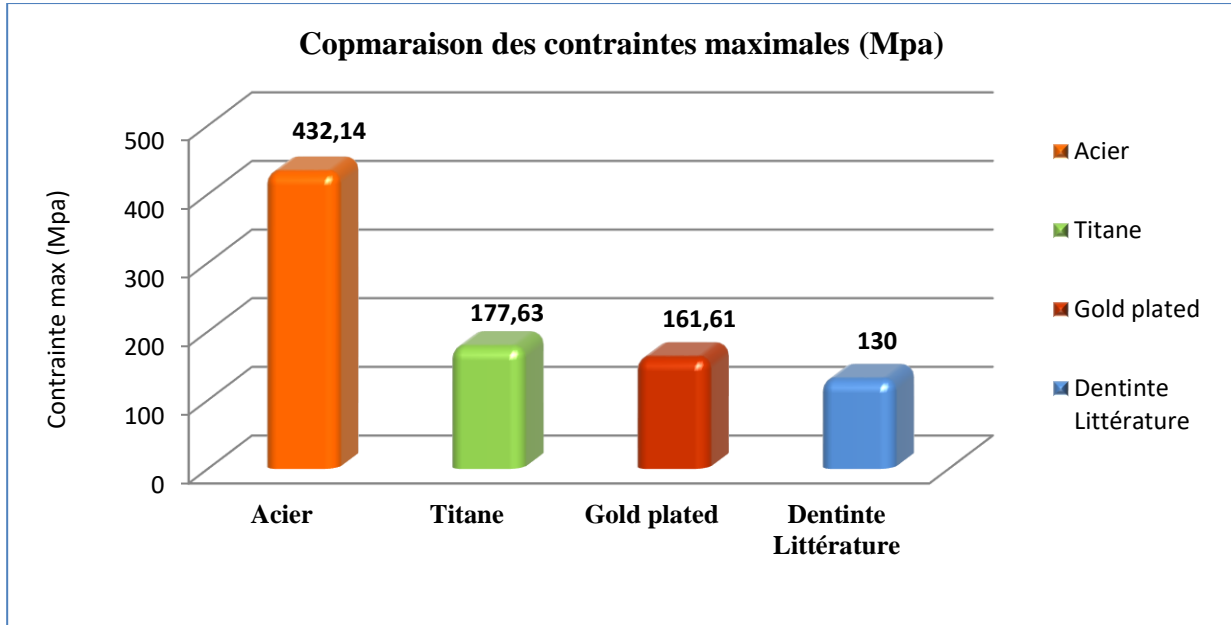


Figure 88. Diagramme comparatif des contraintes maximales en compression axio-apicale

La dentine naturelle, valeur sert de référence biomécanique, affiche une contrainte maximale corrigée de 130,00 MPa. Le tenon plaqué or (Gold plated) à 161,61 MPa, très proche du tenon en titane avec une contrainte maximale de 177,63 MPa, offrent un comportement mécanique tout proche de celui de la structure dentaire naturelle.

Avec une plasticité et une capacité à se déformer sans rupture soudaine, le tenon plaqué or (Gold plated), reste une excellente opportunité pour les restaurations biomimétiques.

Présentant une contrainte maximale de 432,14 MPa, le tenon en acier reste le matériau le plus résistant à la compression. Toutefois, sa rigidité extrême le rend moins adapté aux tissus biologiques, car il peut engendrer des concentrations de contraintes localisées, favorisant les fractures radiculaire.

➤ 4.2.8. Comparaison des contraintes à la rupture

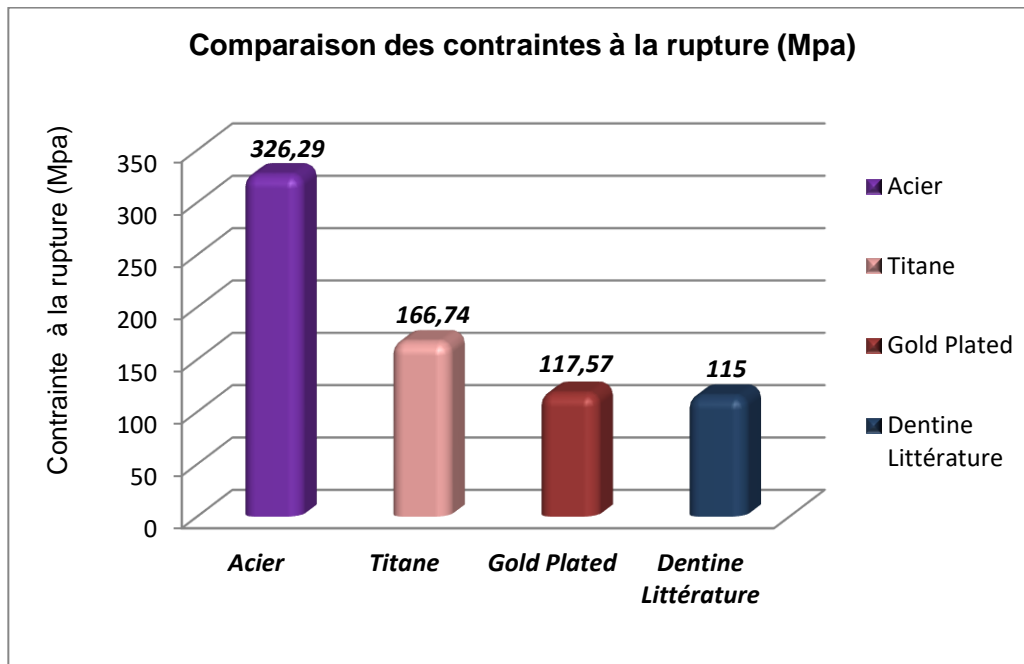


Figure 89. Diagramme comparatif des contraintes à la rupture en compression axio-apicale.

La contrainte à la rupture, correspond à la charge maximale par unité de surface que le matériau peut supporter avant rupture définitive.

La dentine naturelle présente une contrainte à la rupture de 115,00 MPa.

Elle constitue une référence en termes de comportement biomécanique.

Les matériaux dont la contrainte à la rupture est proche de celle de la dentine, sont donc considérés comme les plus biomimétiques.

Avec une contrainte à rupture de 117,57 MPa, le tenon plaqué or se rapproche de la dentine naturelle. Il combine une résistance suffisante avec une excellente capacité d'absorption des contraintes, réduisant le risque de rupture radiculaire.

Le tenon plaqué or (Gold plated) reste le matériau dont le comportement se rapproche le plus de celui de la dentine en termes de contrainte à la rupture.

Bien que Le tenon en acier soit le plus résistant, sa trop grande rigidité le rend moins adapté à une restitution fonctionnelle respectueuse des tissus biologiques.

➤ 4.2.9. Comparaison des déformations sous charges constantes

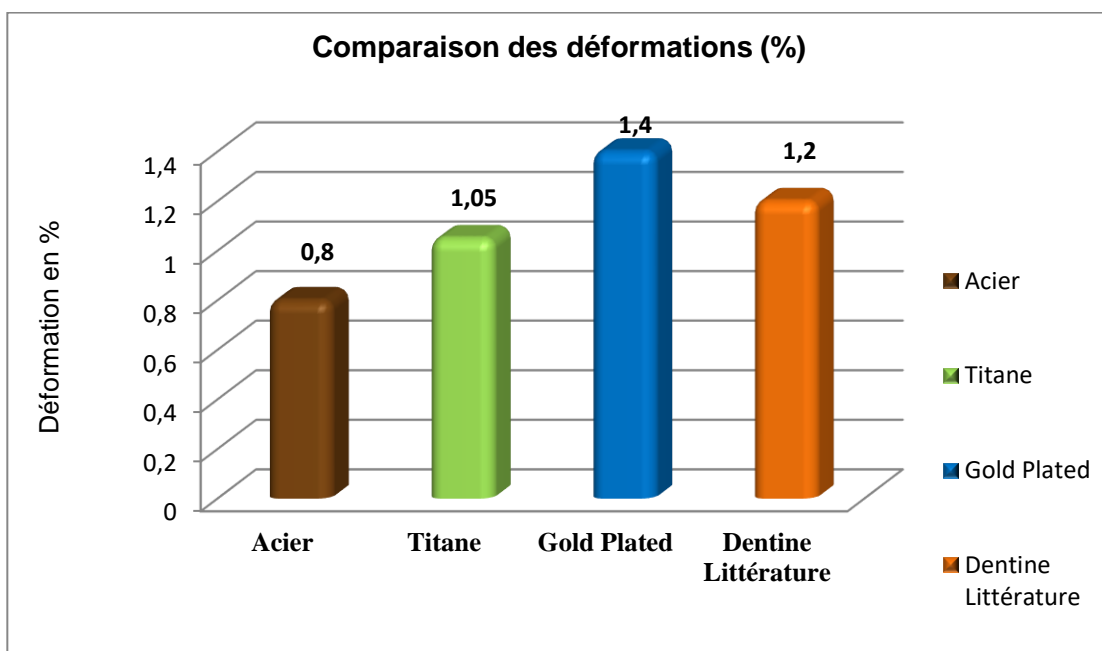


Figure 90. Diagramme comparatif des déformations en compression axio-apicale.

Dans ce diagramme, nous comparons les déformations exprimées en pourcentage (%) pour nos trois tenons actifs lors d'un test de compression axiale

La déformation indique la capacité d'un matériau à se modifier en réponse à une charge : plus celle-ci est élevée, plus le matériau est ductile. La dentine naturelle affiche une déformation de 1,20 %, ce qui indique une bonne capacité à s'adapter aux charges.

Le tenon plaqué or (Gold plated), avec une déformation très proche (1,40 %), déformation de la plus élevée du groupe est ainsi considéré comme le matériau le plus biomimétique par rapport à la dentine. Cette ductilité élevée permet au matériau de mieux se conformer aux contraintes cliniques, ce qui limite les risques de fracture radiculaire et améliore la biomimétique. À l'inverse, le tenon en acier, très rigide, s'éloigne du comportement physiologique naturel.

4.3. Comparaison des tenons actifs en compression oblique à 45°

Tableau XII. Tableaux comparatifs des moyennes mécaniques en compression oblique à 45° des tenons actifs.

Matériaux	Module d'élasticité (GPa)	Force déformation (N)	Limite élasticité (N)	Force max (N)
Tenon en acier	112.49	650,57	750.23	1820.52
Tenon en titane	94.9	370,32	710.62	1362.48
Tenon plaqué or	21.79	220,45	620.5	1228.25
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv et al., 2015)	15.5	130.0	610.0	890.0

Matériaux	Force de rupture (N)	Contrainte max (MPa)	Contrainte rupture (MPa)	Déformation (%)
Tenon en acier	1187.63	160.52	104.72	0,9
Tenon en titane	1100.12	118.12	107.09	1.2
Tenon plaque or	1072.45	110.54	94.02	1.4
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv et al., 2015)	840.0	78	74	1.3

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

➤ 4.3.1. Force vs Déformation – Cisaillement / Compression oblique à 45°

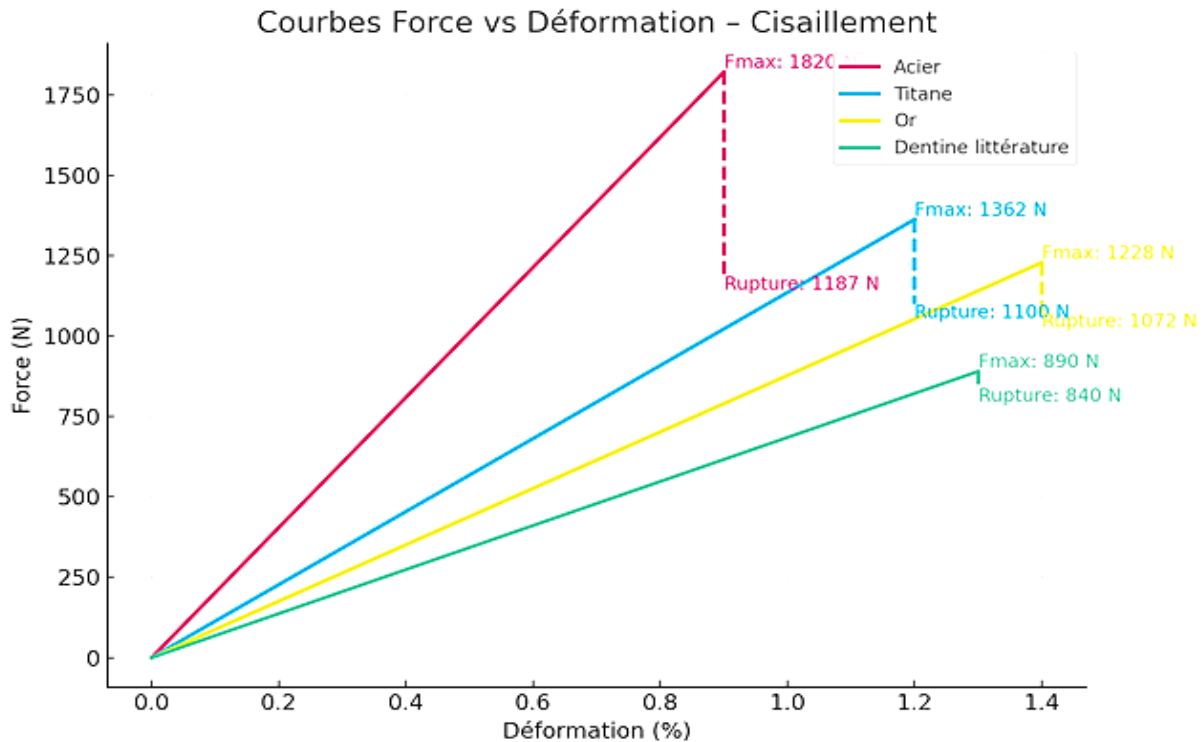


Figure 91. Diagramme comparatif force versus Déformation

Le graphique ci-dessus compare le comportement mécanique en cisaillement de trois tenons dentaires : acier, titane, plaqué or vs dentine.

Pour chaque matériau, la courbe montre la montée en force jusqu'à la valeur maximale (F_{max}), suivie d'une descente brusque correspondant à la rupture (F_{rupture}).

La déformation (%) indique la capacité du matériau à se déformer avant la rupture. Les tenons plaqués or avec une F_{max} à 1228 N, une déformation de 1,4% et une rupture à 1072 N est très ductile et absorbe plus d'énergie avant rupture et se rapproche de ce fait le plus du comportement de la dentine. Le tenon en acier est très rigide mais cassant, le tenon en titane offre un bon compromis d'équilibre.

➤ **4.3.2. Comparaison du module d'élasticité en compression oblique à 45°**

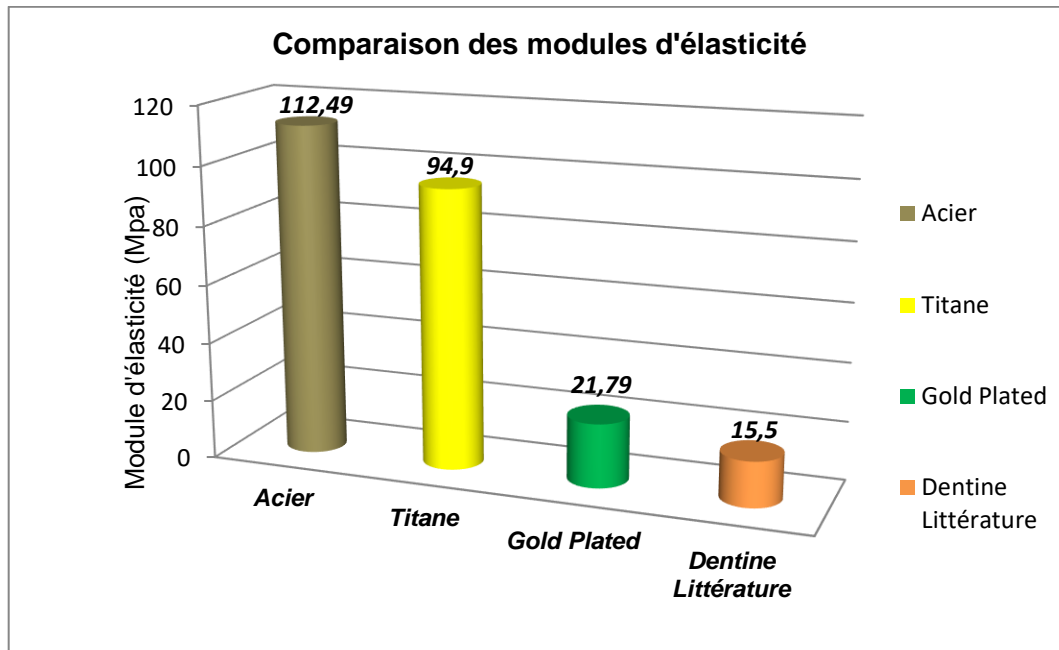


Figure 92. Diagramme comparatif des modules d'élasticité en compression oblique à 45°.

Ce diagramme matérialisant le module d'élasticité en compression oblique, met en évidence les différences de rigidité (module d'élasticité en GPa) entre les trois tenons d'étude : acier, titane, plaqué or (Gold plated), en ayant toujours comme référence la dentine naturelle.

Le tenon plaqué or (Gold plated), avec une élasticité de 21.79 GPa, se rapproche le plus de la dentine naturelle (15.5 GPa) et se distingue donc par une meilleure flexibilité par rapport aux autres tenons métalliques.

Cette comparaison met en lumière l'importance du choix d'un matériau dont la rigidité est compatible avec celle de la dentine afin de minimiser les risques de fracture et optimiser la distribution des contraintes lors des charges latérales.

➤ **4.3.3. Comparaison de forces nécessaires à la déformation en compression oblique à 45°**

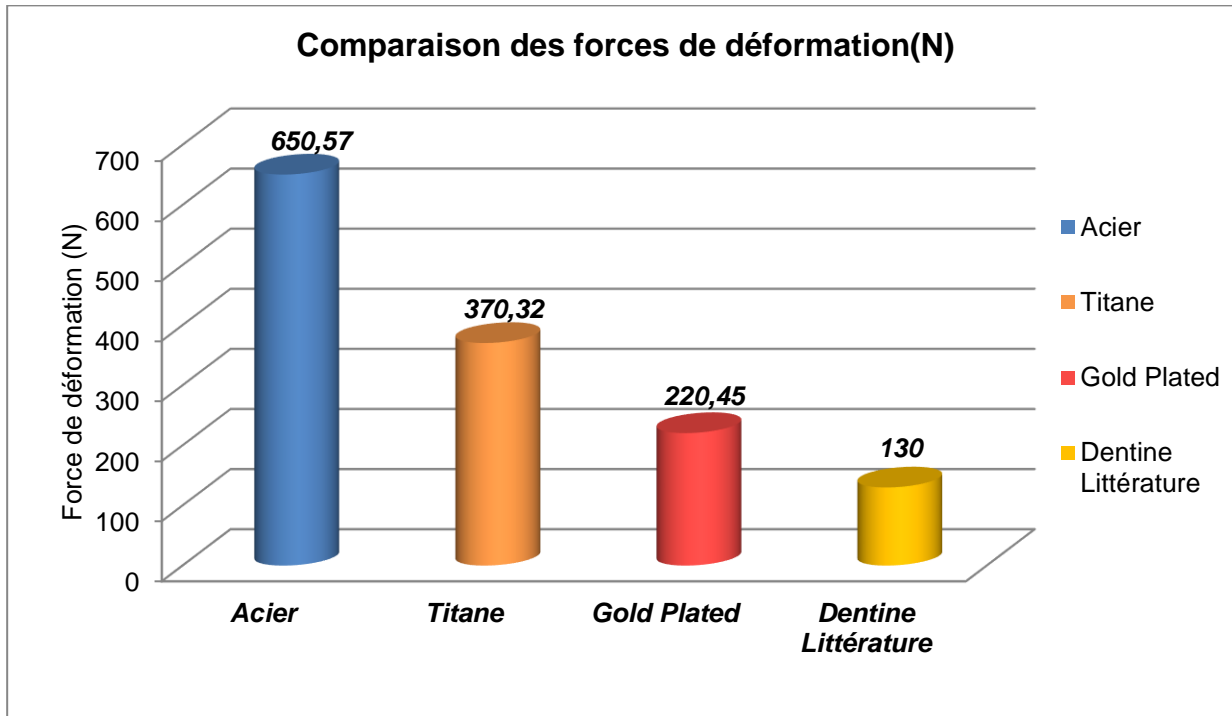


Figure 93. Diagramme comparatif des forces à la compression oblique à 45°

La force de déformation représente la charge minimale nécessaire pour que les tenons testés commencent à se déformer de manière mesurable. Elle reflète leur rigidité initiale et leur capacité à absorber les premières contraintes mécaniques.

En augmentant cette force nous aboutissons à la force maximale supportée par le tenon avant rupture.

➤ 4.3.4. Comparatif de la limite d'élasticité en compression oblique à 45°

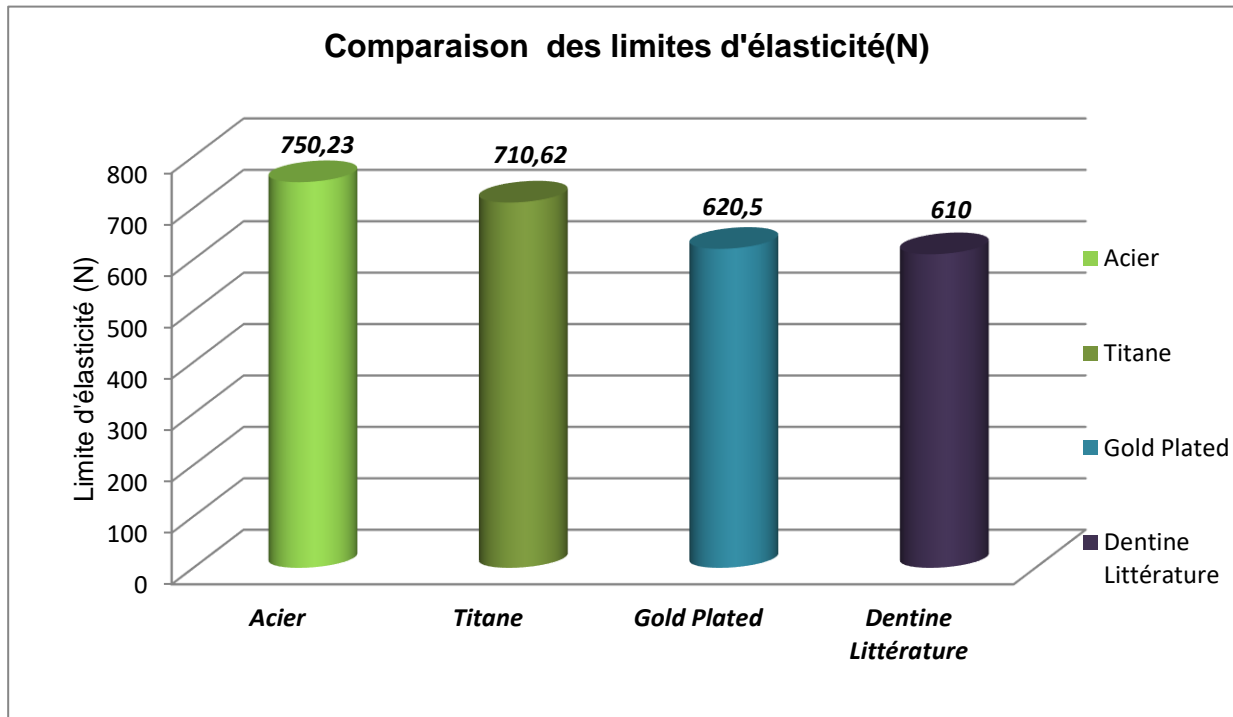


Figure 94. Diagramme comparatif des limites d'élasticité en compression oblique à 45°

Cette figure nous montre la limite d'élasticité des trois tenons étudiés, exprimée en Newtons. La limite d'élasticité correspond à la charge maximale que chaque tenon peut supporter avant de se déformer de façon permanente.

Le tenon en acier atteint la valeur la plus élevée (750,23 N), ce qui est cohérent avec sa rigidité et sa résistance à la déformation.

Le tenon en titane suit de près (710,62 N), ce qui témoigne de ses bonnes performances mécaniques tout en étant plus léger.

Le tenon plaqué or (Gold plated) (620,5 N) possède une limite plus modeste, ce qui reflète sa nature plus malléable.

La dentine (610 N), en tant que tissu biologique montre des constantes proches de celles du tenon plaqué or (Gold plated).

➤ **4.3.5. Comparatif des forces maximales supportées (F_{max}) en N en compression oblique à 45°.**

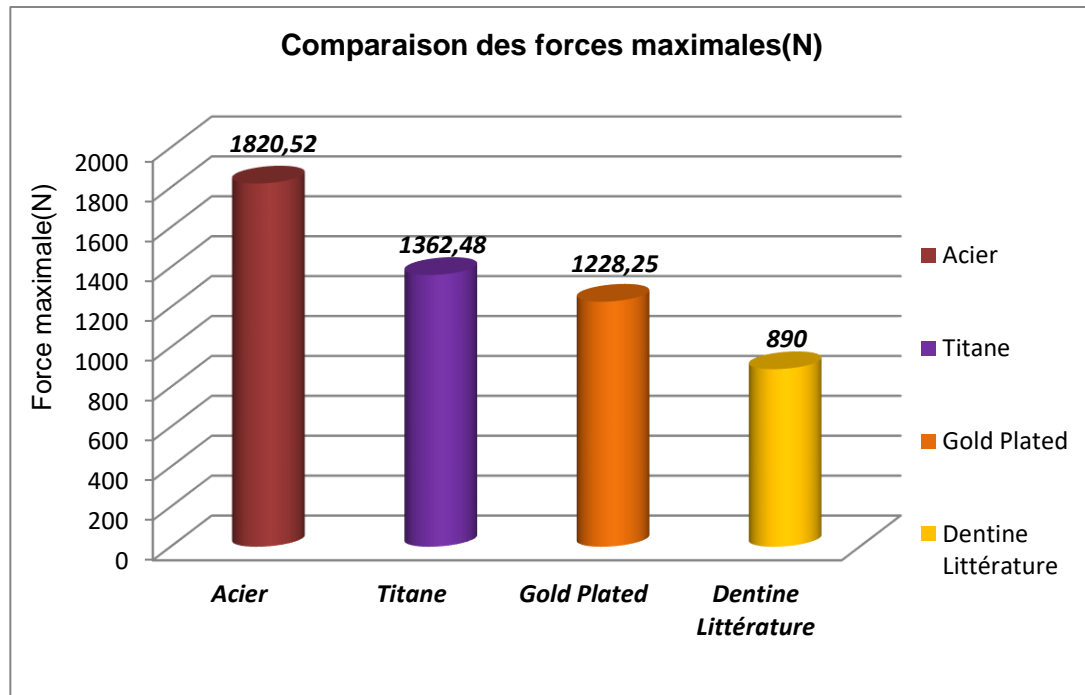


Figure 95. Diagramme comparatif des forces maximales supportées en compression oblique à 45°.

La force maximale (F_{max}) correspond au pic de charge que le matériau peut encaisser avant le début de la rupture ou de la défaillance mécanique.

Ce diagramme met en évidence la répartition des forces maximales (F_{max}) supportées par les 3 tenons testés avec la dentine naturelle comme référence comparative.

Le tenon en acier domine avec une force maximale de 1820,52 N. C'est le matériau le plus rigide, adapté aux charges extrêmes.

Le tenon en titane suit avec 1362,48 N. Il combine robustesse et biocompatibilité, idéal pour les applications dentaires.

Le tenon plaqué or (Gold plated) avec 1228,25 N, montre qu'un matériau ductile peut aussi offrir une bonne résistance.

La dentine, avec 890 N, représente la limite physiologique naturelle, servant de référence pour l'intégration biomécanique.

➤ **4.3.6. Comparatif des forces limites supportées avant rupture en compression oblique à 45°**

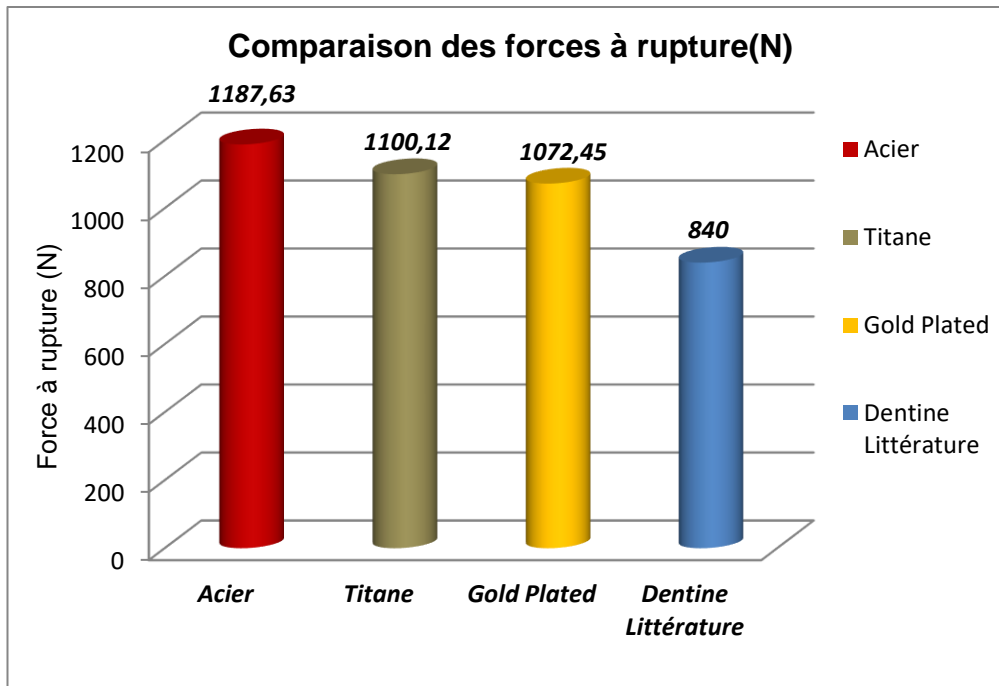


Figure 96. Diagramme comparatif des forces maximales supportées avant rupture en compression oblique à 45°.

Le diagramme met en évidence les différences de résistance à la rupture entre les différents types de tenons et la dentine naturelle.

Le tenon en acier présente la force la plus élevée (1188 N,63), traduisant une rigidité importante. Sa résistance dépasse largement celle de la dentine, mais cela peut induire une concentration des contraintes radiculaires.

Le tenon en titane avec une valeur de 1100,12 N, il se rapproche du tenon en acier tout en étant plus ductile et biocompatible. Il constitue un compromis intéressant entre résistance et comportement clinique.

Tenon plaqué or (Gold plated) avec une force à rupture de 1072,45 N, très proche du titane et de l'acier. Cela confirme que le plaquage or n'altère pas la résistance mécanique, tout en ajoutant des bénéfices en termes de biocompatibilité et de résistance à la corrosion.

• Dentine (littérature) avec la valeur la plus faible (840 N). Elle sert de référence biologique.

Ces résultats soulignent l'importance du choix de la composition du tenon en fonction des contraintes mécaniques cliniques, en équilibrant résistance et bio-mimétisme.

➤ **4.3.7. Etude comparative des contraintes maximales supportées en compression oblique à 45°**

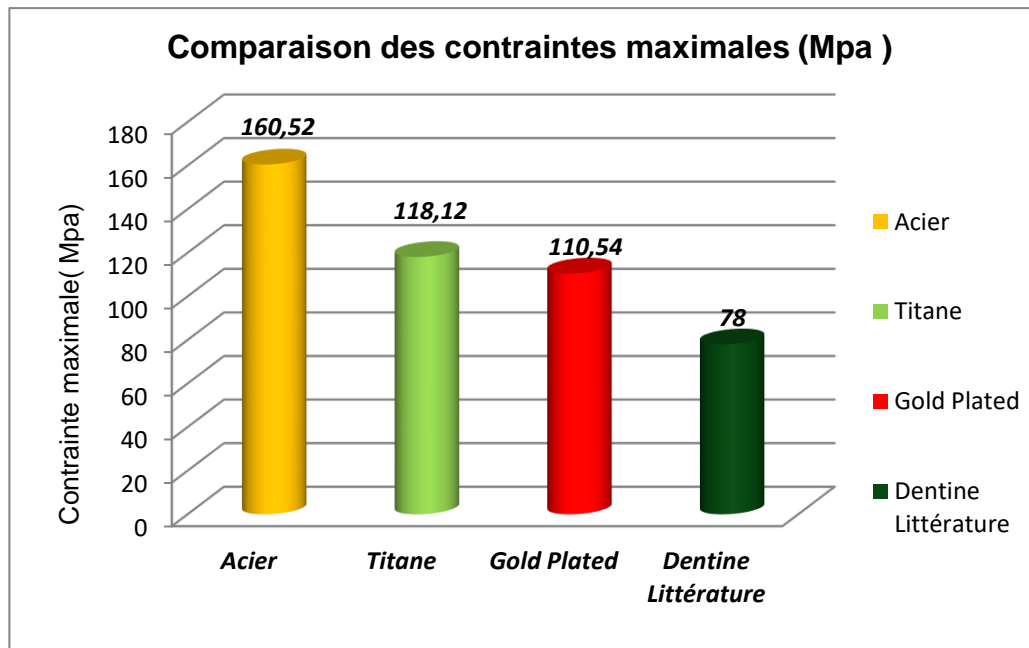


Figure 97. Diagramme comparatif des contraintes maximales supportées en compression oblique à 45°.

Ce diagramme met en évidence les différences de contrainte maximale supportée par les tenons analysés. Le tenon en acier présente la contrainte maximale la plus élevée (160,52 MPa), confirmant son rôle de matériau extrêmement résistant. Le tenon en titane (118,12 MPa) et le tenon plaqué or (Gold plated) 110,54 MPa, sont légèrement inférieurs, signant une très bonne performance mécanique dans des conditions de stress. En revanche, la dentine naturelle affiche une contrainte maximale bien inférieure (78.00 MPa), ce qui montre ses limites sous forte sollicitation.

Ces résultats soulignent l'importance de la considération que nous devrions allouer à la compatibilité biomécanique entre les matériaux et la dentine, afin de réduire les déséquilibres de contraintes et prévenir les fractures au sein du système racinaire.

➤ **4.3.8. Comparatif entre les contraintes enregistrées avant rupture en compression oblique à 45°**

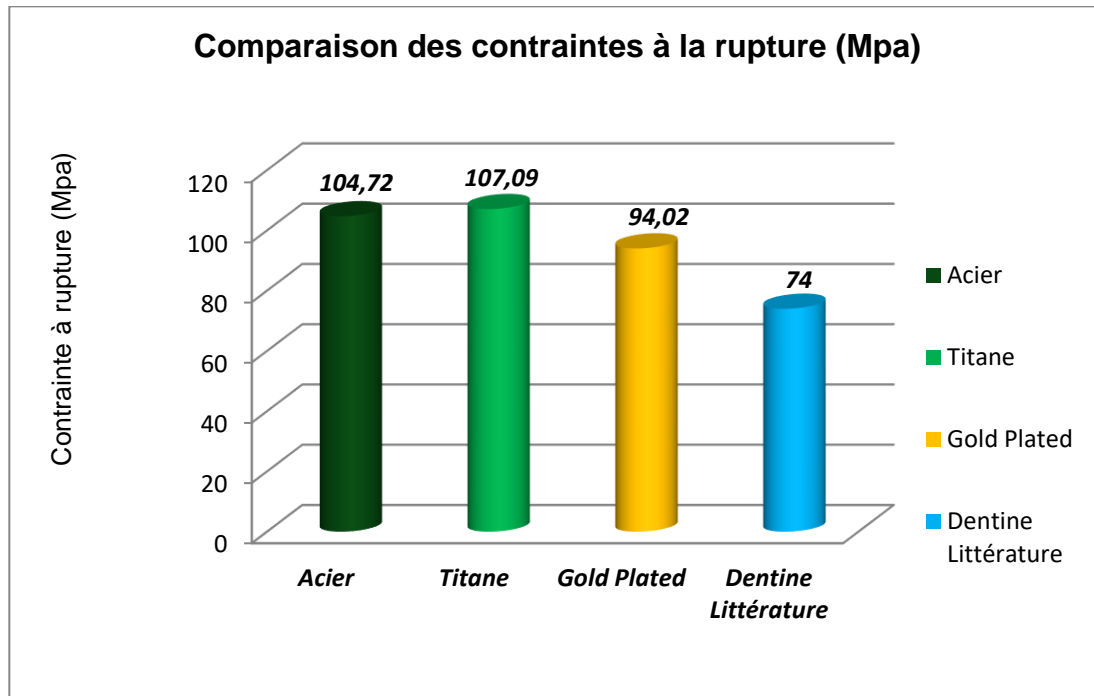


Figure 98. Diagramme comparatif des contraintes maximales supportées avant rupture en compression oblique à 45°

Cette représentation graphique rappelle l'importance de choisir des matériaux dont le comportement mécanique reste proche de celui de la dentine afin d'assurer la pérennité clinique des restaurations.

La performance du tenon plaqué or (Gold plated), avec 94,02 MPa, présente un bon équilibre entre solidité et déformabilité. Il se rapproche le plus des valeurs de la dentine.

➤ **4.3.9. Etude comparative concernant les déformations sous compression oblique à 45°**

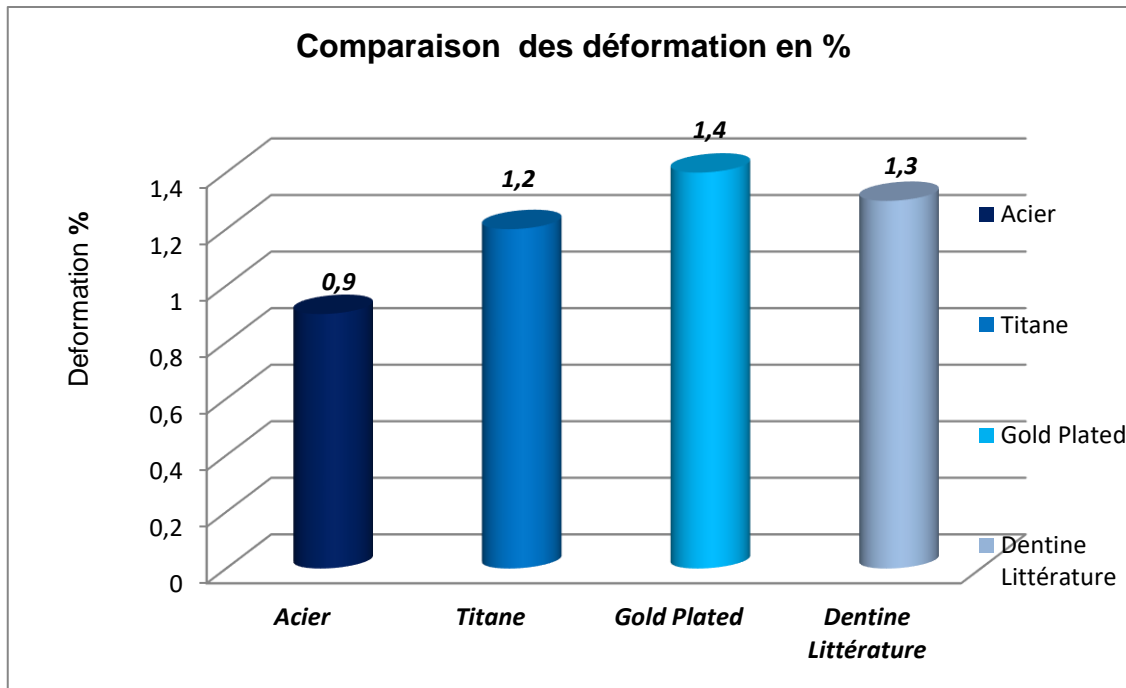


Figure 99. Diagramme comparatif des déformations des matériaux sous compression oblique à 45°.

La dentine naturelle, à 1,3 %, montre un comportement similaire au tenon plaqué or (Gold plated), soulignant l'intérêt de choisir des matériaux ayant des propriétés biomécaniques proches du tissu naturel afin d'éviter au plus les désadaptations ou fractures à long terme.

Le tenon en acier présente la plus faible déformation (0,9 %), confirmant sa rigidité élevée et sa faible capacité à absorber les contraintes mécaniques par flexion.

Le tenon en titane (1.2 %) offre une certaine souplesse, ce qui en fait un matériau bien équilibré entre résistance et flexibilité.

Le tenon plaqué or (Gold plated), avec 1.4 %, démontre une excellente aptitude à se déformer, propriété utile pour amortir les charges, indiquant qu'il est probablement le matériau le plus biomimétique du groupe étudié.

4.4. Comparaison tenons actif / tenon passif en compression axio-apicale.

Grâce à nos études comparatives concernant trois (03) tenons de compositions différentes et au vu des résultats précédents, il ressort que tenon plaqué or (Gold plated) présente des paramètres les plus constants et les plus proches de ceux de la dentine. C'est pourquoi dans notre étude comportementale " Tenons Actif versus Tenon Passif ", nous avons basé notre recherche sur le choix tenon plaqué or (Gold plated) vs tenon en Fibre de verre.

Tableau XIII. Tableaux comparatifs des moyennes mécaniques en compression axio-apicale tenon actif versus tenon passif.

Matériaux	Module d'élasticité (GPa)	Force pour déformation (N)	Limite d'élasticité (N)	Force maximale (N)
Tenon plaqué or	21,60	480,56	978,25	1795,70
Tenon en fibres de verre	19,52	4790,02	1898,28	1420,03
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv et al., 2015)	18	190	980	1000

Matériaux	Force à rupture (N)	Contrainte maximale (MPa)	Contrainte à rupture (MPa)	Déformation (%)
Tenon plaqué or	1567,65	161,61	117,57	1,40
Tenon en fibres de verre	1276,50	127,57	105,27	9,80
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv et al., 2015)	950	130	115	1,2

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

➤ **4.4.1. Forces max et forces à la rupture/ déformation en compression axio-apicale.**

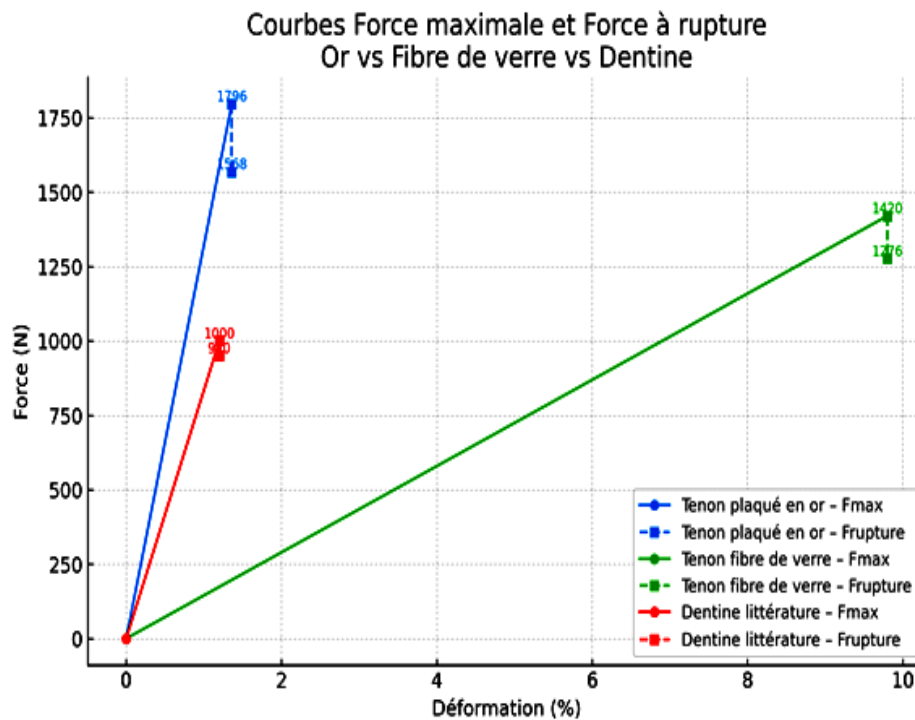


Figure 100. Graphique force à la rupture tenon plaqué or(actif) vs tenon en fibre de verre (passif) en compression axio-apicale

La courbe regroupe deux tenons : tenon plaqué or (bleu), tenon en fibre de verre (vert) comparés avec la dentine littérature (rouge).

- Le comportement de chaque tenon présente deux segments :
 - Une montée linéaire jusqu'à la force maximale (F max), reflétant le comportement élastique initial.
 - Une chute verticale jusqu'à la force à rupture (F rupture), illustrant la défaillance.
- Comparaison des pentes élastiques:
 - Tenon plaqué or (Gold plated): pente très élevée ($\approx 1796 \text{ N} / 1,36 \%$) \rightarrow rigidité maximale.
 - Tenon fibre de verre : pente plus modérée ($\approx 1420 \text{ N} / 9,80 \%$).

➤ 4.4.2. Comparaison des modules d'élasticité en compression axio-apicale.

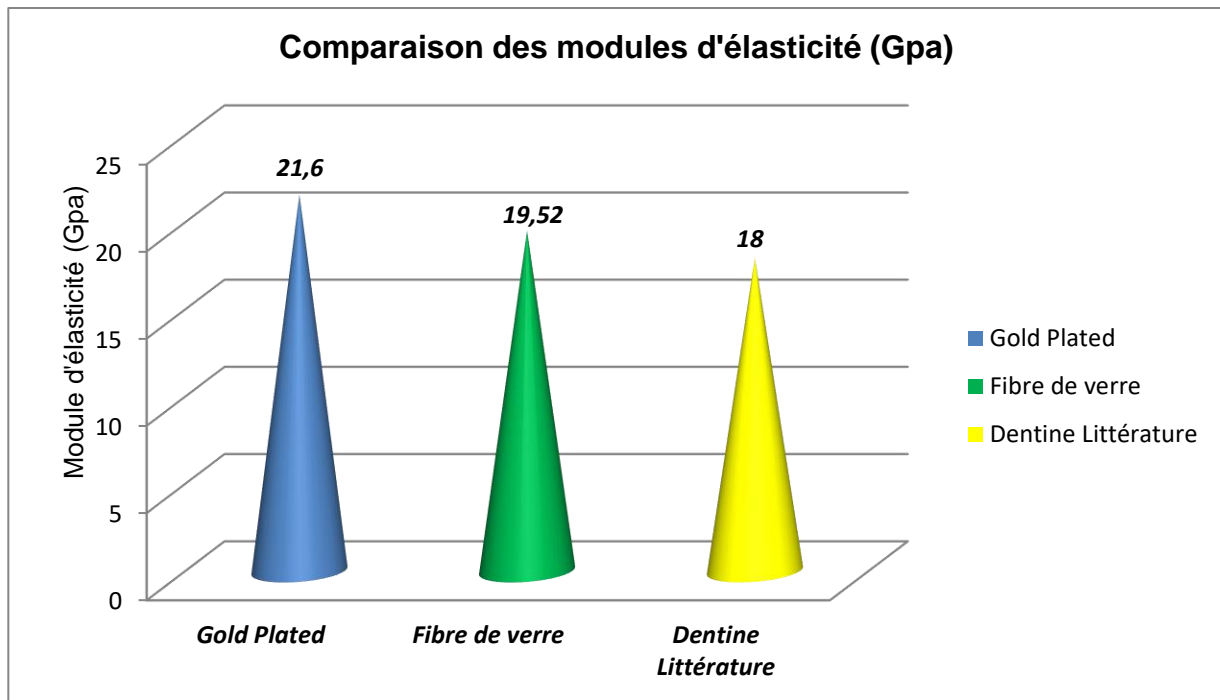


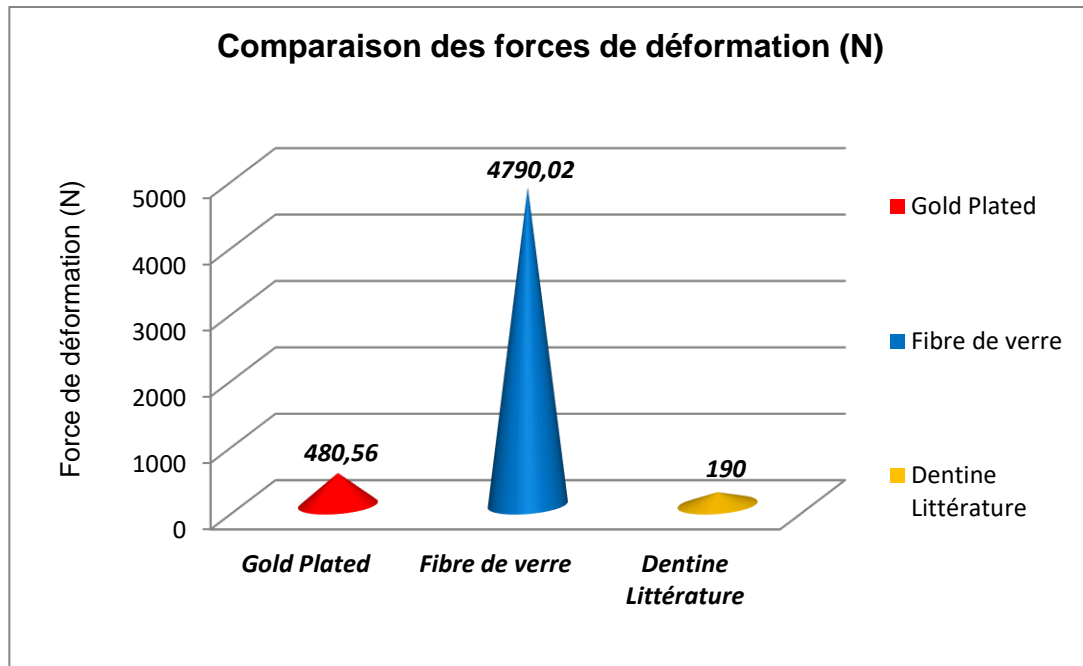
Figure 101. Graphique montrant les modules d'élasticité en compression axio-apicale Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Dans ce diagramme nous comparons les modules d'élasticité des deux tenons :

- Tenon plaqué or (Gold plated) : 21,60 GPa
- Tenon en fibre de verre : 19,52 GPa
- Dentine littérature: 18 GPa
- Le tenon plaqué or (Gold plated) possède le module le plus élevé, montrant une rigidité supérieure.
- Le tenon en fibre de verre présente un module légèrement inférieur, offrant plus de souplesse.
- La dentine littérature, avec 18 GPa, se situe entre les deux et sert de référence biomécanique.

Notre étude fait ressortir un comportement sur le plan élasticité des tenons fibrés identique à celui de la dentine.

➤ **4.4.3. Comparaison de la force de déformation en compression axio-apicale.**



**Figure 102. Graphique comparant les forces nécessaires à la déformation en compression axio-apicale
Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)**

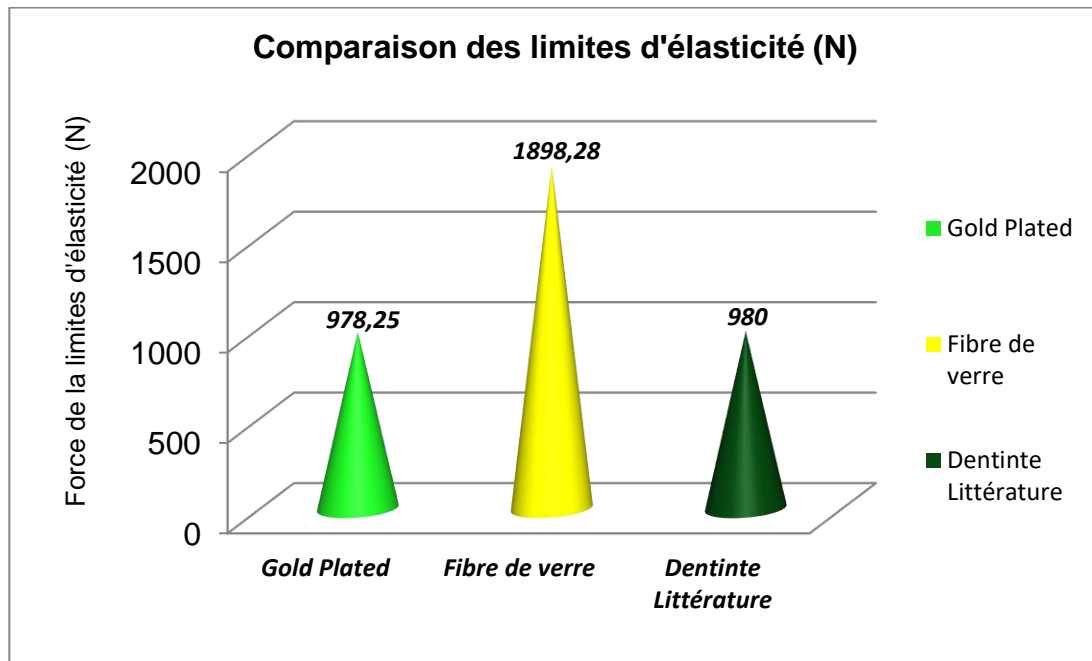
Dans ce graphique nous nous sommes intéressés à la force nécessaire pour initier la déformation (force de déformation) sur une section de 1 mm² pour les deux tenons :

- Tenon plaqué or (Gold plated) : 480,56 N
- Tenon en fibre de verre : 4 790,02 N
- Dentine littérature : 190,00 N

Il ressort que le tenon en fibre de verre requiert une force 10 fois supérieure à celle du tenon plaqué or (Gold plated) pour atteindre le seuil élastique, ce qui confirme sa haute limite d'écroutement (≈ 2000 MPa).

Le tenon en fibre de verre permettrait donc une meilleure distribution des contraintes avec une absorption maximale des micro-mouvements par rapport à la dentine dont le comportement est dans ce cas, très proche de celui du tenon plaqué or (Gold plated).

➤ **4.4.4. Comparaison de la limite d'élasticité en compression axio-apicale.**



**Figure 103. Graphique comparant les forces nécessaires à la déformation en compression axio-apicale
Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)**

Ce diagramme présente la force à la limite d'élasticité (écroulement élastique) de deux tenons :

- Tenon plaqué or (Gold plated) : 978,25 N
- Tenon en fibre de verre : 1898,28 N
- Dentine littérature: 980,00 N

Un tenon en fibre de verre peut supporter des contraintes presque deux fois plus importantes avant début d'écroulement, indiquant une résistance initiale très élevée, réduisant le risque de déformation permanente sous une forte charge.

Avec une valeur avoisinant les 980,00 N, le tenon plaqué or (Gold plated) est très proche de la dentine.

Un tenon plaqué or (Gold plated), avec une limite d'élasticité proche de la dentine, peut mieux imiter le comportement mécanique du tissu dentaire,

➤ **4.4.5. Comparaison de la force maximale en compression axio-apicale.**

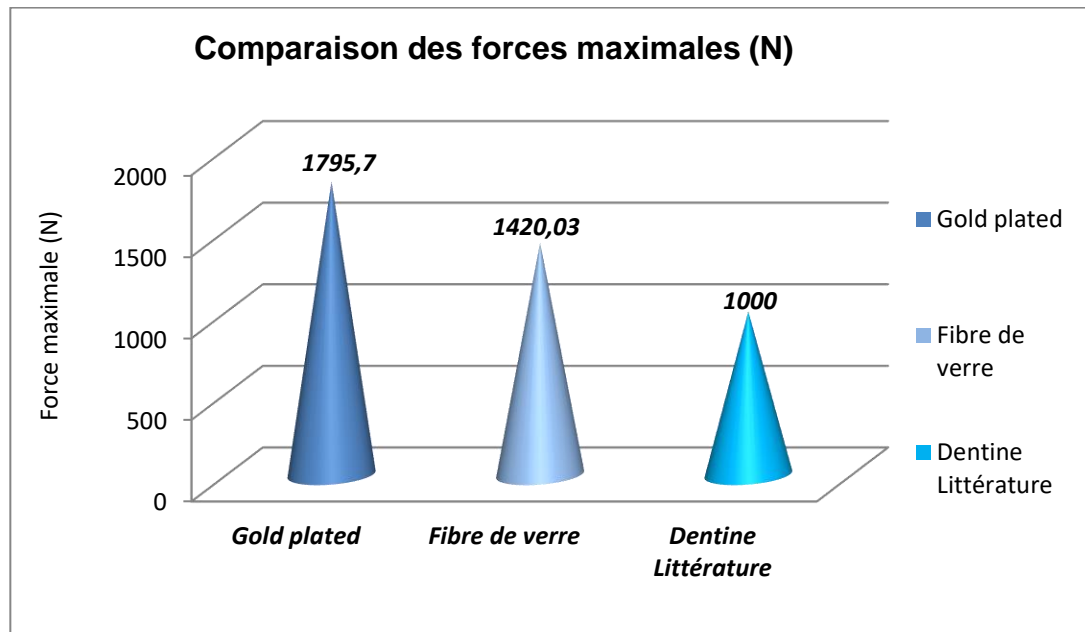


Figure 104. Graphique comparant les forces maximales supportées sous contrainte en compression axio-apicale

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Il apparaît dans ce diagramme que le tenon plaqué en or peut supporter la charge la plus élevée, démontrant une robustesse supérieure.

Avec ces valeurs comparées:

- Tenon plaqué or (Gold plated): 1 795,70 N,
- Tenon en fibre de verre : 1 420,03 N,
- Dentine littérature: 1 000,00 N.

La dentine naturelle présente une capacité portante beaucoup plus faible ; de l'ordre d'environ 50% de celle des 2 tenons en comparaison.

Le choix du matériau de rétention, dépendra donc de la charge masticatoire prévue et de la compatibilité mécanique avec la dentine.

➤ **4.4.6. Comparaison des forces à rupture en compression axio-apicale.**

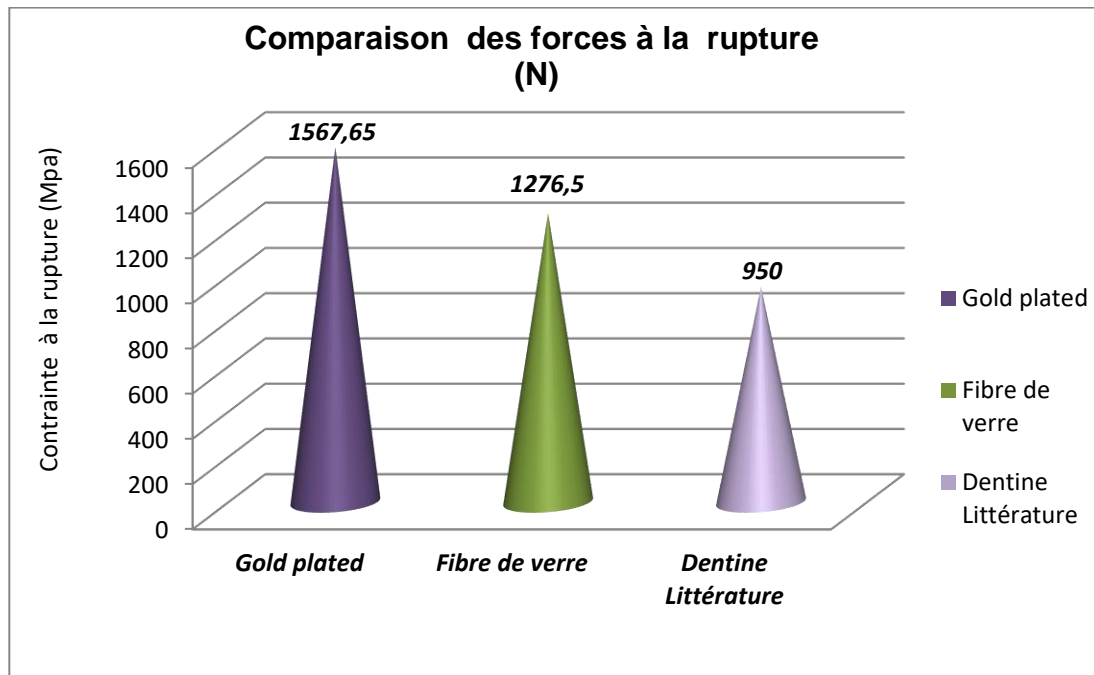


Figure 105. Graphique comparant les forces maximales supportées avant rupture en compression axio-apicale

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Ce diagramme nous donne une interprétation de la force comparée supportée avant rupture (charge ultime avant rupture complète) de deux tenons :

Comparaison avec la force maximale :

La force à rupture est toujours inférieure à la force maximale (F_{max}) pouvant être supportée par un matériau sous contrainte, correspondant à la chute après le palier ultime.

- Tenon plaqué or (Gold plated) : $F_{max} = 1795,70 \text{ N} \rightarrow$ chute à 1567,65 N
- Tenon en fibre de verre : $F_{max} = 1420,03 \text{ N} \rightarrow$ chute à 1276,50 N
- Dentine : $F_{max} = 1000 \text{ N} \rightarrow$ chute à 950 N

La force max du tenon en fibre de verre, bien que légèrement inférieure à la force max du tenon plaqué or, offre une bonne résistance à la rupture grâce à la présence de la résine qui confère une certaine ténacité.

➤ **4.4.7. Comparaison de la contrainte maximale en compression axio-apicale.**

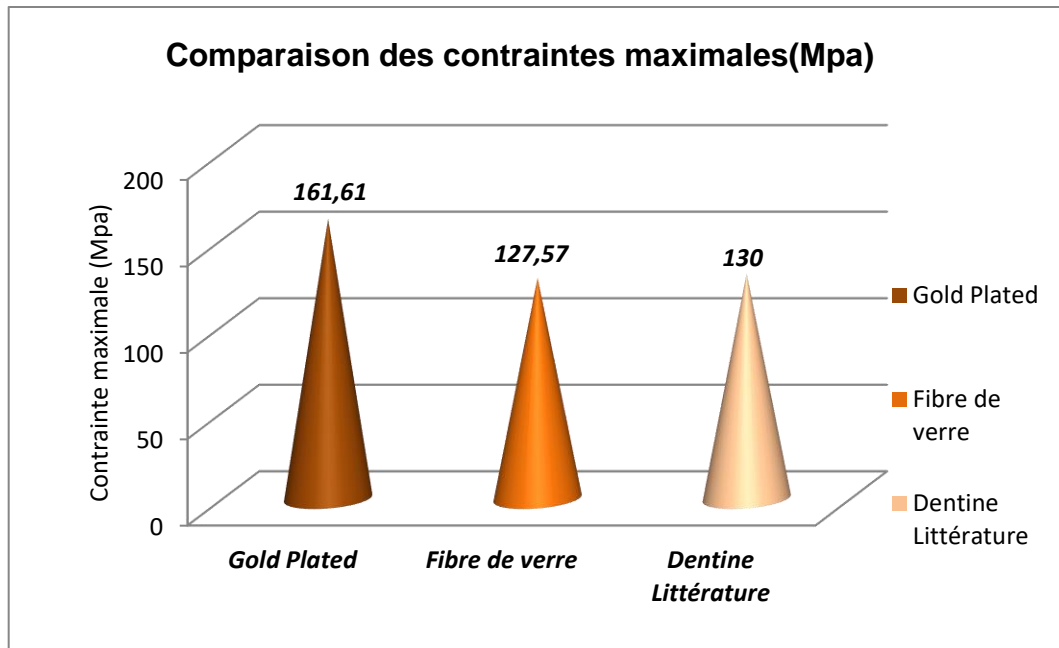


Figure 106. Graphique comparant les contraintes maximales de chaque matériau en compression axio-apicale

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Dans ce graphique, nous relevons que Le tenon plaqué or (Gold plated) présente la contrainte maximale (charge rapportée à la section) la plus élevée, indiquant sa capacité à résister à des charges plus importantes avant rupture, parmi les deux tenons étudiés :

- Tenon plaqué or (Gold plated) : 161,61 MPa
- Tenon en fibre de verre : 127,57 MPa
- Dentine littérature : 130,00 MPa

La dentine et le tenon en fibre de verre sont proches (130 vs 127,6 MPa), suggérant des similarités de performances en charge maximale.

Une contrainte maximale élevée, signifie que le matériau peut tolérer une plus grande charge relative à sa section avant de subir une rupture structurelle.

La proximité entre le tenon en fibre de verre et la dentine naturelle indique que la fibre est bien adaptée pour reproduire le comportement mécanique dentinaire.

➤ **4.4.8. Comparaison de la contrainte à rupture en compression axio-apicale.**

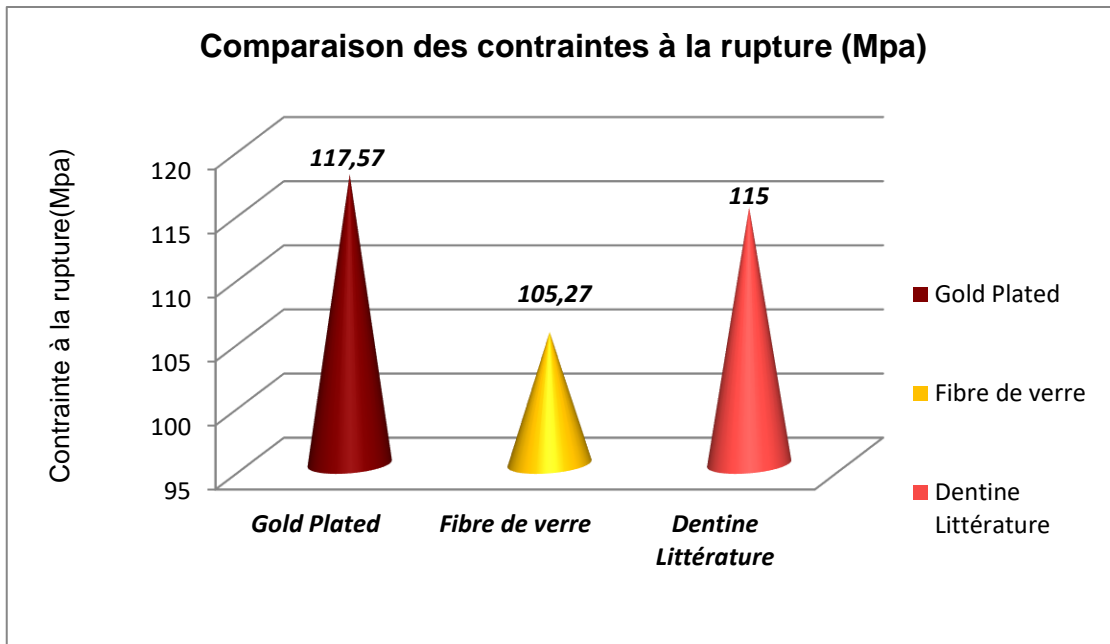


Figure 107. Graphique comparant les contraintes maximales absorbées avant rupture en compression axio-apicale

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Ce diagramme compare la contrainte à la rupture (charge ultime avant rupture) de deux tenons avec la dentine :

- Tenon plaqué or (Gold plated): 117,00 MPa
- Tenon en fibre de verre : 105,27 MPa
- Dentine littérature: 115,00 MPa

Le tenon plaqué or (Gold plated) présente la contrainte à rupture la plus élevée, indiquant une résistance mécanique supérieure.

Le tenon en fibre de verre, à 105,27 MPa, reste performant mais légèrement en retrait par rapport au tenon métallique et à la dentine.

Les valeurs montrent que le tenon plaqué or (Gold plated) et la dentine ont des contraintes à rupture très proches, tandis que le tenon en fibre offre une résistance légèrement plus faible, paramètre à considérer dans le choix final du matériau.

➤ **4.4.9. Comparaison de la déformation en compression axio-apicale.**

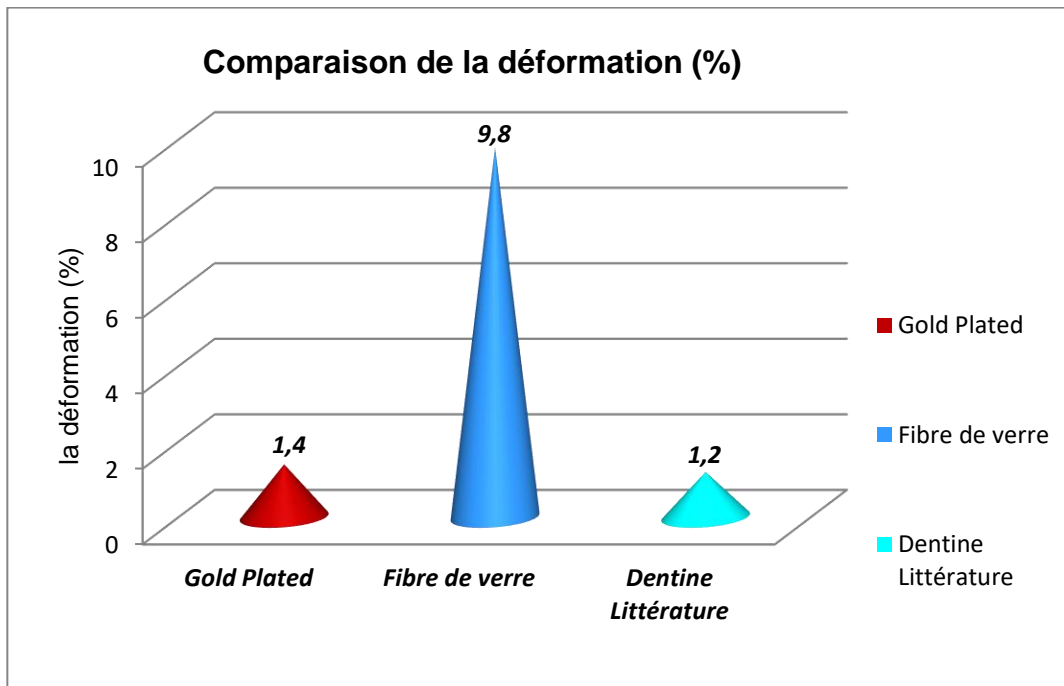


Figure 108. Graphique comparant les déformations sous contraintes en compression axio-apicale

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Le diagramme compare la déformation à rupture (% d'allongement relatif) pour les deux tenons par rapport à la dentine :

- Tenon plaqué or (Gold plated): 1,40 %
- Tenon en fibre de verre : 9,80 %
- Dentine littérature: 1,20 %

La Fibre de verre, avec 9,80 % reste le tenon répondant le mieux aux déformations. et est donc idéal pour absorber les mouvements sans rupture immédiate.

Le tenon plaqué or (Gold plated) avec 1,40% montre une rigidité importante, peu plastique avant rupture.

Matériau de collage et contraintes sur les tenons fibrés :

« Le matériau de collage, en particulier les ciments résine dual-cure, jouent un rôle déterminant dans le comportement biomécanique du complexe dentine - ciment -tenon fibré. Grâce à leur module d'élasticité intermédiaire, situé entre celui de la dentine (≈ 20 GPa) et celui du tenon en fibre de verre (≈ 200 GPa), ces matériaux assurent une continuité mécanique favorable à la dissipation des contraintes.

Ils limitent ainsi la concentration de stress au niveau de l'interface et réduisent le risque de fracture radiculaire, contrairement aux ciments plus rigides utilisés avec les tenons métalliques.

Le tenon fibré conserve la capacité de se déformer de façon biomimétique, tandis que le ciment de collage conditionne la qualité d'adhésion et la résistance au décollement. Sous charges cycliques, un ciment résine dual bien polymérisé contribue également à améliorer la longévité clinique en maintenant l'intégrité adhésive et en retardant la propagation des fissures. Ces propriétés expliquent que le couple ciment résine dual - tenon fibré soit considéré comme l'approche la plus fiable pour les dents traitées endodontiquement ». (Goracci et al., 2005 ; Fokkinga et al., 2004 ; Monticelli et al., 2008 ; Ghanem et al., 2025).

4.5. Comparaison tenons passif / actif en compression oblique à 45°: Cisaillement.

Tableau XIV. Tableaux comparatifs tenons passif / actif en compression oblique à 45°

Matériaux	Module d'élasticité (GPa)	Force de déformation (N)	Limite d'élasticité (N)	Force maximale (N)
Tenon en plaqué or	21.79	220.45	620.50	1228.25
Tenon en fibre de verre	19.18	55.30	155.06	1146.20
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 Zaytserv et al., 2015)	15.50	130	610	890

Matériaux	Force à rupture (N)	Contrainte maximale (MPa)	Contrainte à rupture (MPa)	Déformation (%)
Tenon en plaqué or	1072.45	110.54	94.02	1.40
Tenon en fibres de verre	1052.54	101.07	92.81	0.28
Dentine littérature (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 Zaytserv et al., 2015)	840	78	74	1,3

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

➤ 4.5.1. Force - *Compression oblique à 45°*

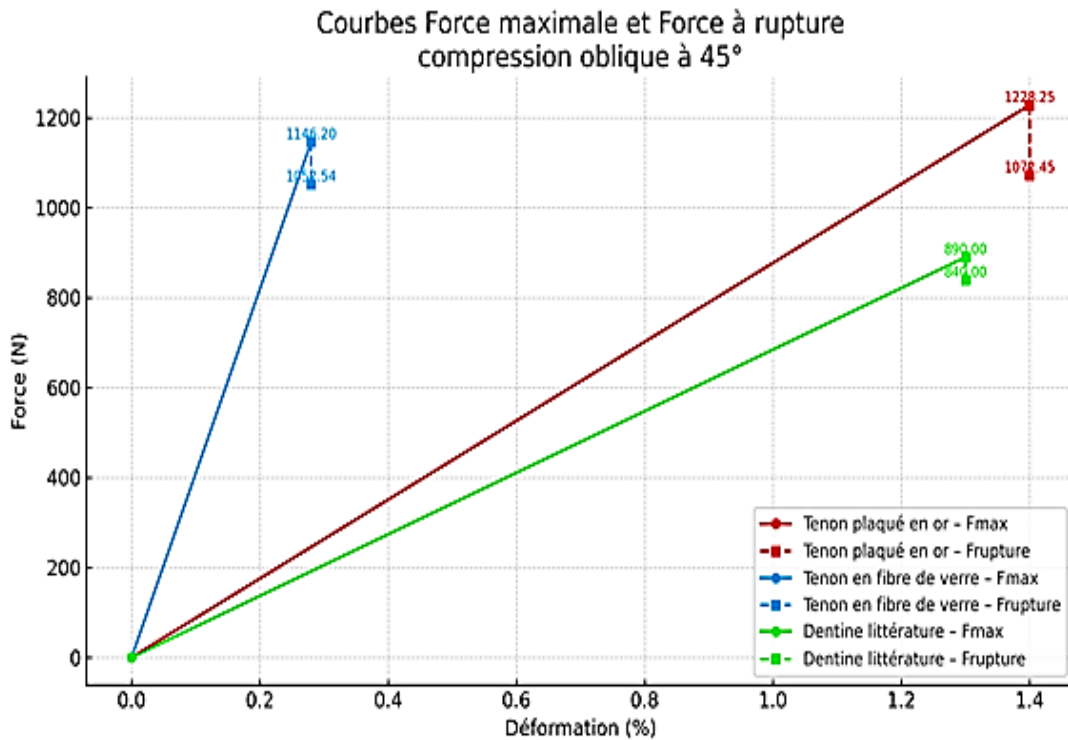


Figure 109. Graphique comparant le rapport forces / compressions sous contraintes obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Le graphique présente, pour chaque tenon, deux segments :

- Une montée jusqu'à la force maximale (F max) en trait plein avec cercle.
- Une chute verticale jusqu'à la force à rupture (F rupture) en trait pointillé avec carré.
- Les tenons plaqués en or (Gold plated) offrent la charge maximale la plus élevée mais se déforment peu.
- Les tenons en fibre de verre tolèrent plus de déformation avant F max et F rupture.
- La dentine, référence naturelle, montre un équilibre modéré entre résistance et déformation.

➤ **4.5.2. Comparaison des modules d'élasticité *en compression oblique* à 45°**

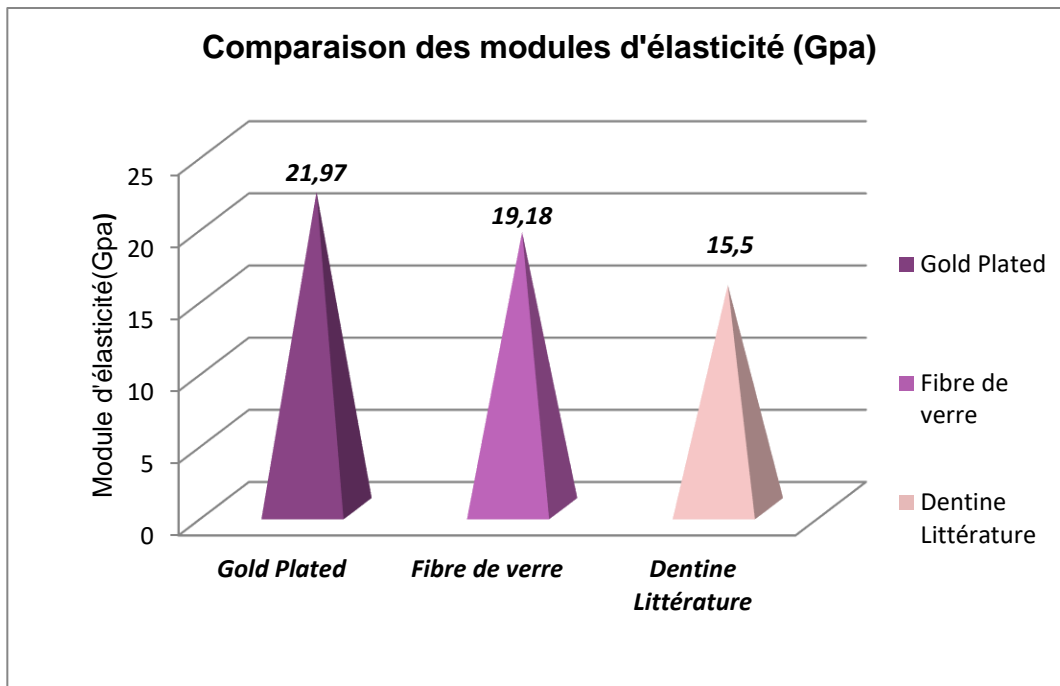


Figure 110. Graphique comparant les modules d'élasticité sous contraintes obliques à 45° Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Le diagramme compare le module d'élasticité mesuré en compression oblique à 45° pour les deux tenons :

- Le tenon plaqué or (Gold plated) est le plus rigide, avec un module $\approx 21,97$ GPa, soit $\sim 12\%$ de plus que le tenons en fibre de verre et $\sim 40\%$ de plus que la dentine.
- Le tenon en fibre de verre, avec 19,18 GPa, offre une rigidité intermédiaire, se rapprochant du comportement de la dentine.
- La dentine littérature, à 15,50 GPa, représente la référence biomécanique naturelle.

Lors du choix de l'ancrage de reconstitution, notre tenon devra équilibrer rigidité et compatibilité biomécanique, en visant idéalement un module proche de celui de la dentine (~15–20 GPa) pour optimiser la pérennité de notre restauration.

➤ **4.5.3. Comparaison de la force de déformation *en compression oblique à 45°***

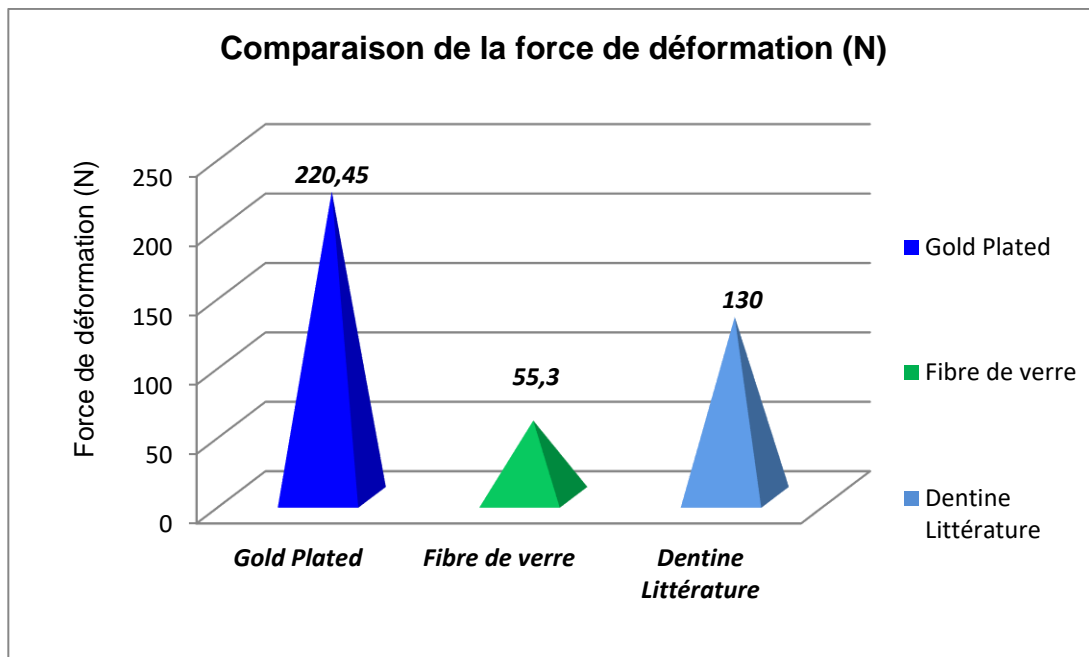


Figure 111. Graphique comparant les forces minimales pour déformation sous contraintes obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Le diagramme représente la force nécessaire comparée de deux tenons pour initier la déformation (seuil élastique) sous compression oblique à 45°.

La force de déformation est proportionnelle au module d'élasticité ; un module plus faible (fibre) conduit à une force plus basse pour une même déformation.

Le tenon en fibre de verre, malgré un module d'élasticité proche de la dentine, nécessite une force moindre, suggérant une influence de la résine et de la micro-structure sur la contrainte d'écoulement.

➤ **4.5.4. Comparaison de la limite d'élasticité *en compression oblique* à 45°.**

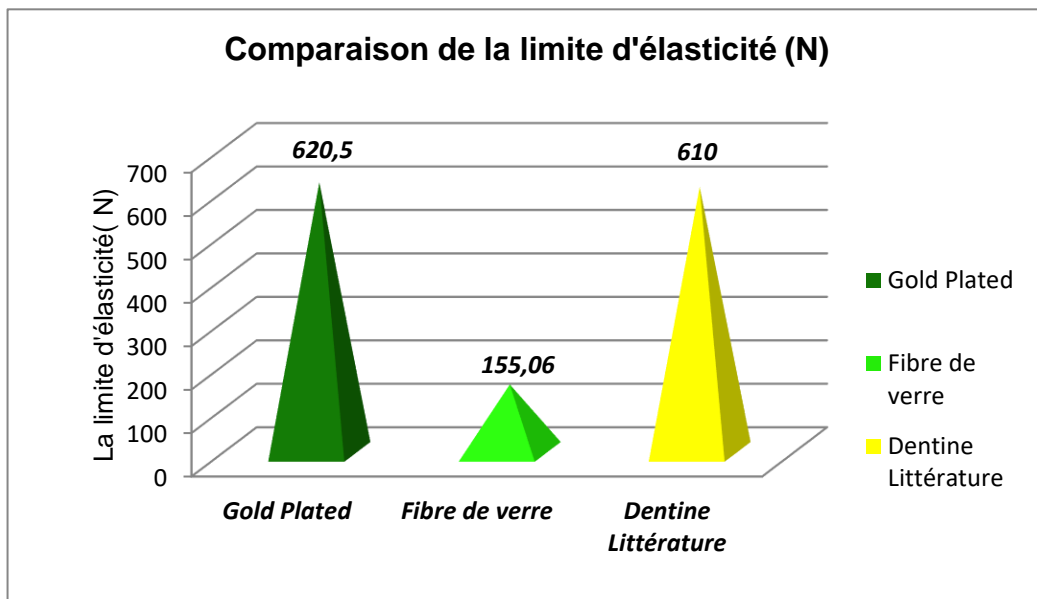


Figure 112. Graphique comparant les forces minimales de la limite d'élasticité sous contraintes obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Cette étude aborde la comparaison des forces nécessaires aux tenons pour atteindre leur limite d'élasticité (début d'écoulement élastique) en compression oblique à 45°.

- Tenon en fibre de verre : 155.06 N, indiquant un seuil d'écoulement plus bas dû à une structure composite moins rigide (~19,18 GPa).
- Dentine littérature : 610.00 N, valeur proche de celle de l'or, illustrant la cohérence biomécanique du tissu naturel (~15,50 GPa).

Le tenon plaqué or (Gold plated) et la dentine, requièrent des forces quasi identiques.

Le tenon en fibre de verre, grâce à sa composition polymère/fibre, cède plus tôt, ce qui peut absorber les déformations avant rupture.

Ceci est certainement dû à l'influence du module d'élasticité. La force de la limite d'élasticité étant proportionnelle au module d'élasticité de chaque matériau.

➤ **4.5.5. Comparaison de la force maximale supportée *en compression oblique* à 45°**

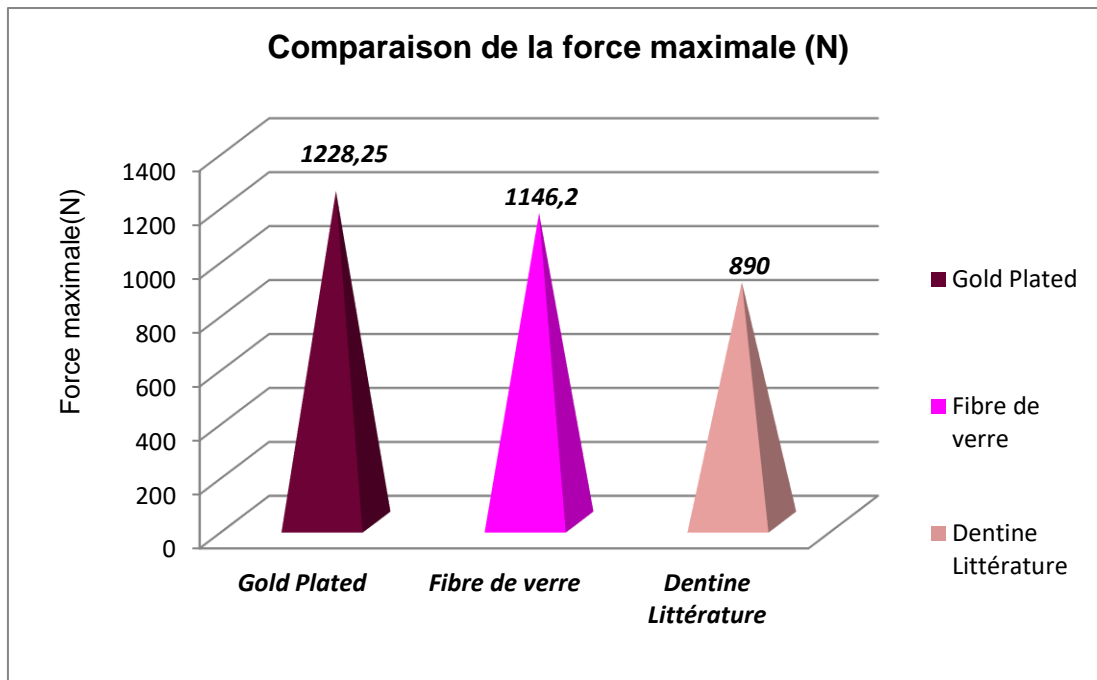


Figure 113. Graphique comparant les forces maximales supportées avant rupture sous contraintes obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Le diagramme compare la force maximale supportée avant rupture pour les deux tenons en compression oblique à 45°:

- La rigidité et la ductilité de tenon plaqué or (Gold plated) avec 1228, 25 N, permettent de supporter des charges plus élevées que le tenon en fibre de verre qui plafonne à 1146, 20 N.
- Le tenon en fibre de verre montre une élasticité accrue tout en conservant une bonne résistance.
- La dentine, moins renforcée, supporte la charge la plus faible (890,00 N).

Au vu de ces résultats, le choix du tenon dépend du compromis entre capacité portante maximale et compatibilité biomécanique avec la dentine comme confirmé sur ce diagramme.

➤ **4.5.6. Comparaison de la force à rupture *en compression oblique à 45°*.**

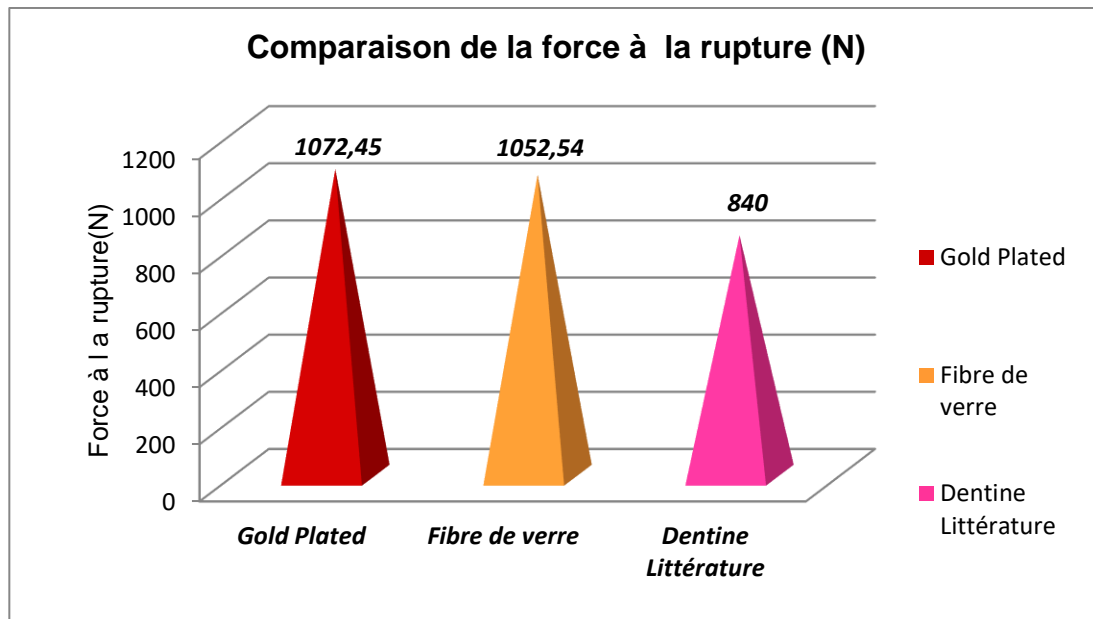


Figure 114. Graphique comparant les forces initiant la rupture sous contraintes obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en Fibre de verre (passif)

Nous observons une représentation graphique comparative des forces maximales induisant la rupture (charge ultime avant rupture complète) sous compression oblique à 45° pour les deux tenons :

- Tenon plaqué or (Gold plated) : 1 072,45 N.
- Tenon en fibre de verre : 1 052,54 N.
- Dentine littérature: 840,00 N.
- Le tenon plaqué or (Gold plated) présente la plus haute force à rupture, démontrant une ductilité et une ténacité élevées.
- Le tenon en fibre de verre, avec une force à rupture inférieure de seulement 1,8 % par rapport à celle du tenon en plaqué or (Gold plated), offre un bon compromis.
- La dentine révèle la plus faible résistance.

➤ **4.5.7. Comparaison de la contrainte maximale *en compression oblique* à 45°**

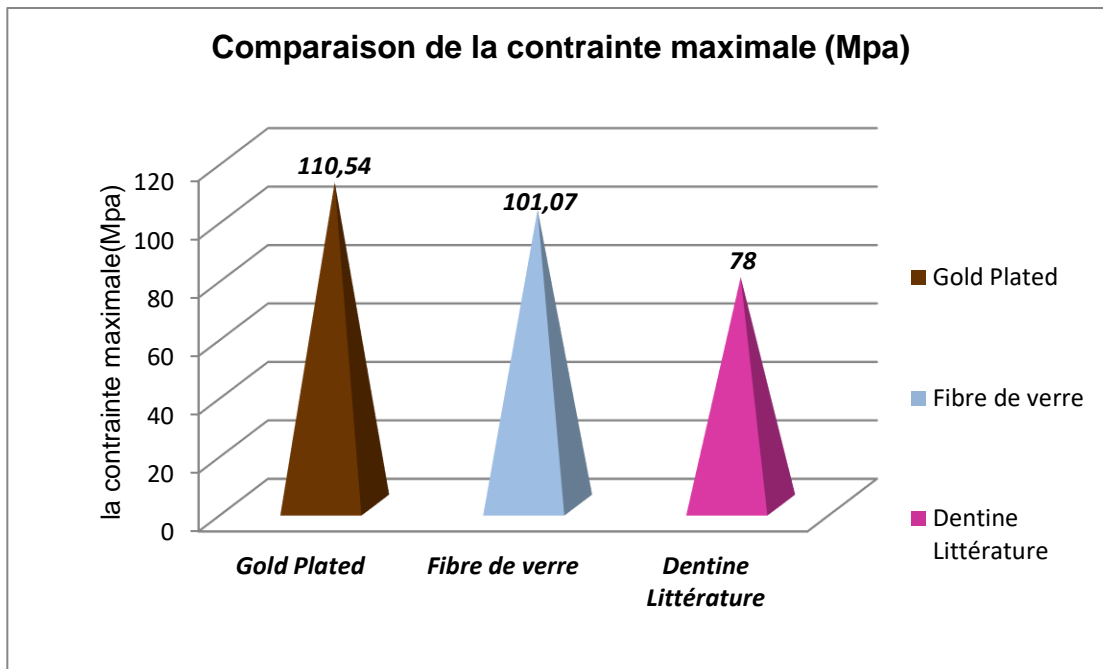


Figure 115. Graphique comparant la contrainte maximale supportée sous contraintes obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Le diagramme compare la contrainte maximale (charge maximale/section) sous compression oblique à 45° pour les deux tenons :

- Le tenon plaqué or (Gold plated) affiche la contrainte maximale supportée la plus élevée, reflétant sa rigidité et sa capacité à supporter de fortes charges avant rupture.
- Le tenon en fibre de verre, avec une valeur légèrement inférieure (-08,6 %), montre une possibilité d'équilibre entre résistance et flexibilité.
- La dentine, avec 78,00 MPa, illustre la limite mécanique naturelle du tissu dentaire.
- Une contrainte maximale élevée signifie une meilleure résistance aux sollicitations occlusales, mais peut accroître les concentrations de contraintes radiculaires.

- Le tenon en fibre de verre, proche de la dentine (101,07 MPa vs 78,00 MPa), offre une distribution de contraintes plus homogène, réduisant le risque de fracture de la racine.

➤ **4.5.8. Comparaison de la contrainte à rupture *en compression oblique* à 45°**

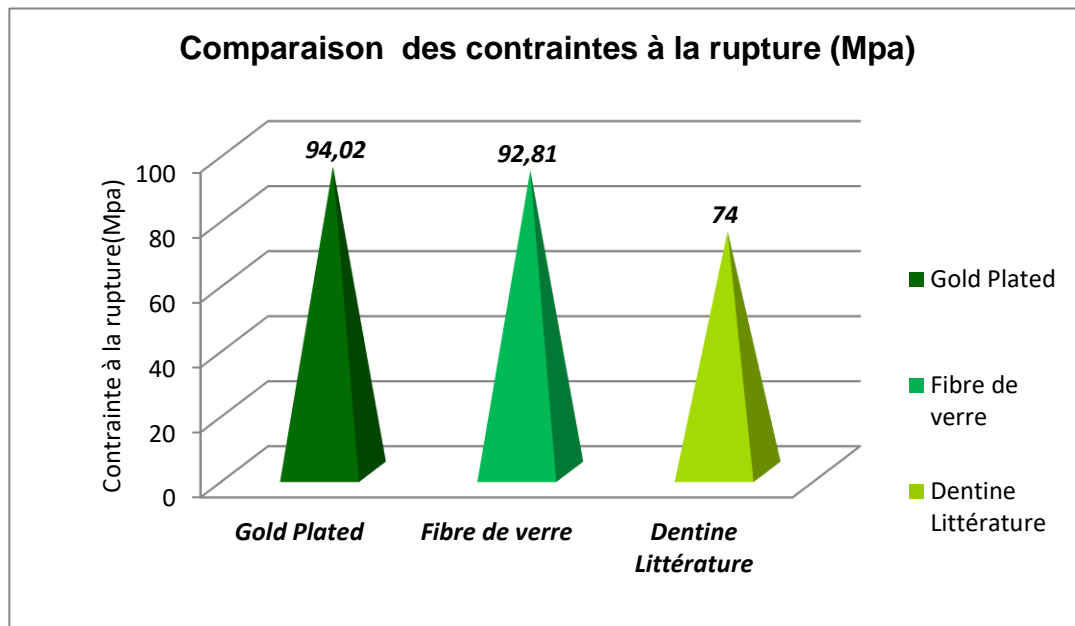


Figure 116. Graphique comparant la contrainte à rupture supportée sous compressions obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en Fibre de verre (passif)

Concernant la contrainte à rupture (MPa) obtenue en compression oblique à 45°, l'approche comparative de deux tenons, montre la supériorité du tenon plaqué or (Gold plated) affichant 94.02 MPa, talonné de très près du tenon en fibre de verre avec 92.81 MPa.

- Avec une charge supportée beaucoup plus faible (74.00 MPa), la dentine affiche la contrainte à rupture la plus faible, définissant la limite mécanique naturelle du tissu.
- La similarité entre les deux tenons suggère que l'un peut remplacer l'autre tout en offrant une résistance comparable.

➤ 4.5.9. Déformations *en compression oblique à 45°*

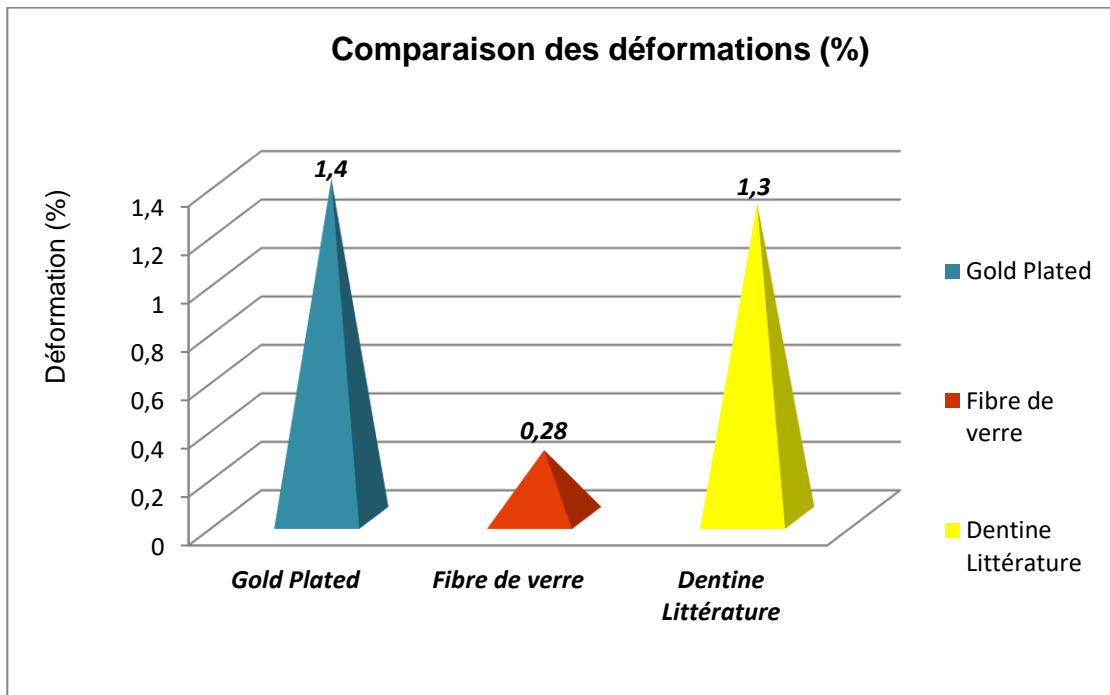


Figure 117. Graphique comparant les déformations à rupture sous compressions obliques à 45°

Tenon plaqué or (actif) vs Tenon en fibre de verre (passif)

Dans notre étude, matérialisée par ce graphique, le tenon en fibre de verre se déforme très peu (0,28 %), indiquant un comportement rigide en application de forces obliques.

- Le tenon plaqué or (1,40 %) et la dentine (1,30 %) présentent une déformabilité similaire, suggérant un comportement plus ductile comparé au tenon en fibre de verre.
- La faible déformation du tenon en fibre de verre peut concentrer les contraintes, nécessitant une considération en cas de charge oblique.

Cette observation/remarque, peut être étayée par le fait que ce tenon passif transmet une répartition homogène des forces et contraintes tout au long de la racine.

4.6. Analyses statistiques.

Notre analyse repose sur l'évaluation de huit paramètres biomécaniques majeurs, avec une approche statistique rigoureuse (statistiques descriptives, ANOVA, p-value et significativité).

L'objectif de cette étude est de comparer les propriétés mécaniques de trois types de tenons radiculaires actifs (Acier, titane, plaqué or) soumis à une compression axiale et oblique, en les confrontant aux valeurs de la dentine naturelle rapportées dans la littérature. L'analyse repose sur l'évaluation de huit paramètres biomécaniques majeurs, avec une approche statistique rigoureuse (statistiques descriptives, ANOVA, p-value et significativité).

➤ Définitions statistiques:

- * Moyenne : Valeur moyenne des mesures enregistrées.
- * Écart-type (SD) : Dispersion des valeurs autour de la moyenne.
- * Erreur standard (SEM) : Précision de la moyenne estimée à partir de l'échantillon.
- * Coefficient de variation (CV%) : Rapport entre l'écart-type et la moyenne, en pourcentage.
- * ANOVA : Analyse de la variance permettant de comparer les moyennes entre plusieurs groupes.
- * p-value : Probabilité que les différences observées soient dues au hasard. Seuil de significativité : $p < 0.05$.

4.6.1. Analyses Statistiques : Tenons Actifs (Acier, titane, Gold plated) en Compression Axiale.

4.6.1.1 Statistiques descriptives (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Module d'élasticité (GPa).

Tableau XV: Module d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	175.14	8.48	1.9	4.84
Plaqué or	21.57	0.89	0.2	4.11
Titane	103.87	5.1	1.14	4.91

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier présente une valeur moyenne de 175,14 GPa avec un SD de 8,48, un SEM de 1,9 et un CV de 4,84%, illustrant une rigidité élevée mais avec une certaine variabilité. Le tenon en titane, à 103,87 GPa (SD = 5,1 ; SEM = 1,14; CV= 4,91%), démontre une résistance intermédiaire avec une dispersion comparable. Le tenon plaqué or (Gold plated), à 21,57 GPa, avec un SD de 0,89, un SEM de 0,2 et un CV de 4,11%, se rapproche davantage des propriétés biomécaniques de la dentine. Cette hiérarchisation confirme l'opposition entre rigidité excessive (Acier), équilibre intermédiaire (Titane) et biomimétisme (Plaqué or).

Force pour déformation (N).

Tableau XVI: Force pour déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	1344.13	74.86	16.74	5.57
Plaqué or	481.71	24.58	5.5	5.1
Titane	690.31	23.87	5.34	3.46

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier enregistre une moyenne de 1344,13 N, accompagnée d'un SD de 74,86, d'un SEM de 16,74 et d'un CV de 5,57%, soulignant une force initiale importante mais dispersée. Le tenon en titane atteint 690,31 N, avec un SD de 23,87, un SEM de 5,34 et un CV réduit à 3,46%, ce qui traduit une meilleure homogénéité statistique. Le tenon plaqué or (Gold plated) , avec 481,71 N (SD = 24,58 ; SEM = 5,5 ; CV = 5,1%), présente la valeur la plus faible mais avec une stabilité acceptable. Ces différences révèlent des comportements distincts selon la rigidité du matériau.

Limite d'élasticité (N).

Tableau XVII: Limite d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	1826.11	98.23	21.96	5.38
Plaque or	994.96	49.14	10.99	4.94
Titane	720.25	32.45	7.26	4.51

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

La limite d'élasticité du tenon en acier est élevée (1826,11 N), mais accompagnée d'un SD de 98,23, d'un SEM de 21,96 et d'un CV de 5,38%, ce qui indique une variabilité notable. Le tenon en titane atteint 720,25 N (SD = 32,45 ; SEM = 7,26; CV = 4,51%), traduisant une résistance plus faible mais plus régulière. L'or, avec 994,96 N, présente un SD de 49,14, un SEM de 10,99 et un CV de 4,94%, reflétant un compromis entre constance et performance. Ces résultats mettent en avant un équilibre clinique potentiel du titane et du tenon plaqué or (Gold plated) face à la rigidité extrême du tenon en acier.

Force maximale (N).**Tableau XVIII: Force maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	4849.88	180.08	40.27	3.71
Plaqué or	1791.65	106.49	23.81	5.94
Titane	2023.92	106.8	23.88	5.28

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier domine avec une moyenne de 4849,88 N, un SD de 180,08, un SEM de 40,27 et un CV de 3,71%, traduisant une très grande résistance associée à une homogénéité acceptable. Le tenon en titane atteint 2023,92 N, avec un SD de 106,8, un SEM de 23,88 et un CV de 5,28%, révélant une force moindre et une dispersion modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated) , avec 1791,65 N (SD = 106,49 ; SEM = 23,81 ; CV = 5,94%), conserve la plus faible valeur et la variabilité la plus marquée. Cette hiérarchie confirme la suprématie mécanique du tenon en acier mais questionne son intérêt clinique comparé aux alliages plus proches de la dentine.

Force à rupture (N).**Tableau XIX: Force à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	3724.19	191.03	42.72	5.13
Plaqué or	1580.47	74.33	16.62	4.7
Titane	1842.78	104.91	23.46	5.69

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier supporte une force moyenne de 3724,19 N, avec un SD de 191,03, un SEM de 42,72 et un CV de 5,13%, traduisant une haute résistance mais une variabilité perceptible. Le tenon en titane, à 1842,78 N (SD = 104,91 ; SEM = 23,46 ; CV = 5,69%), offre une performance intermédiaire avec une

dispersion modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 1580,47 N avec un SD de 74,33, un SEM de 16,62 et un CV de 4,7%, traduisant une rupture plus faible mais statistiquement plus homogène. Ainsi, si le tenon en acier résiste mieux, le tenon plaqué or (Gold plated) et le tenon en titane assurent une constance plus intéressante cliniquement.

Contrainte maximale (MPa).

Tableau XX : Contrainte maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	438.09	13.79	3.08	3.15
Plaqué or	159.91	5.86	1.31	3.66
Titane	178.06	7.66	1.71	4.3

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

La contrainte maximale est de 438,09 MPa pour le tenon en acier, avec un SD de 13,79, un SEM de 3,08 et un CV de 3,15%, confirmant une résistance très élevée et homogène. Le tenon en titane atteint 178,06 MPa (SD = 7,66 ; SEM = 1,71 ; CV = 4,3%), traduisant une valeur plus modérée avec une variabilité acceptable.

Le tenon plaqué or (Gold plated), à 159,91 MPa (SD = 5,86 ; SEM = 1,31 ; CV = 3,66%), présente une contrainte plus faible mais une constance meilleure.

Ces résultats confirment la supériorité mécanique du tenon en acier, mais le tenon plaqué or (Gold plated) et le tenon en titane apparaissent plus équilibrés en contexte clinique.

Contrainte à rupture (MPa)**Tableau XXI : Contrainte à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	333.59	14.41	3.22	4.32
Plaqué or	117.36	5.25	1.17	4.47
Titane	166.52	9.64	2.15	5.79

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier atteint 333,59 MPa, avec un SD de 14,41, un SEM de 3,22 et un CV de 4,32%, démontrant une résistance élevée mais dispersée. Le tenon en titane, à 166,52 MPa (SD = 9,64 ; SEM = 2,15 ; CV = 5,79%), conserve une résistance plus faible et plus variable. Le tenon plaqué or (Gold plated) , avec 117,36 MPa (SD = 5,25 ; SEM = 1,17 ; CV = 4,47%), enregistre la valeur la plus basse mais reste relativement constant. Ces données traduisent un avantage absolu du tenon en acier, contrebalancé par l'homogénéité et la meilleure adaptation clinique potentielle des autres matériaux.

Déformation (%).**Tableau XXII: Déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	0.81	0.05	0.01	6.41
Plaqué or	1.42	0.09	0.02	6.01
Titane	1.03	0.04	0.01	3.95

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

La déformation du tenon en acier est limitée (0,81%) avec un SD de 0,05, un SEM de 0,01 et un CV de 6,41%, confirmant une rigidité marquée mais une variabilité perceptible. Le tenon en titane, à 1,03% (SD = 0,04 ; SEM = 0,01 ; CV= 3,95%), montre une déformation plus importante et plus régulière. Le tenon plaqué or (Gold plated) , avec 1,42% (SD = 0,09 ; SEM = 0,02 ; CV = 6,01%), présente la plus grande plasticité mais aussi une dispersion notable.

Ainsi, Le tenon en acier conserve une rigidité élevée, alors que le tenon en titane et le tenon plaqué or (Gold plated) révèlent des comportements plus ductiles mais moins homogènes.

4.6.1.2. Analyse de la variance (ANOVA).

Tableau XXIII : La variance ANOVA des paramètres d'étude

Paramètre	p-value (ANOVA)	Significativité
Module d'élasticité (GPa)	< 0.001	Très significatif
Force pour déformation (N)	< 0.001	Très significatif
Limite d'élasticité (N)	< 0.001	Très significatif
Force maximale (N)	< 0.001	Très significatif
Force à rupture (N)	< 0.001	Très significatif
Contrainte maximale (MPa)	< 0.001	Très significatif
Contrainte à rupture (MPa)	< 0.001	Très significatif
Déformation (%)	< 0.001	Très significatif

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Interprétation statistique :

Les p-values < 0,001 pour l'ensemble des paramètres mécaniques, indiquent que les différences entre Le tenon en acier, le tenon en titane et le tenon plaqué or (Gold plated) sont toutes très hautement significatives. La robustesse des résultats est confirmée par les faibles SEM observés dans les tableaux descriptifs, garantissant que les écarts sont réels et non dus au hasard statistique.

Conclusion clinique :

Ces résultats soulignent que le choix du matériau influence de manière déterminante le comportement biomécanique. Le tenon en acier, par sa rigidité extrême et ses contraintes très élevées, assure une forte résistance mais au prix d'une faible souplesse, ce qui peut induire des fractures radiculaires.

Le tenon en titane, intermédiaire, associe résistance et homogénéité, constituant un compromis intéressant. Le tenon plaqué or (Gold plated), enfin, se rapproche le plus de la dentine par son module d'élasticité et sa déformation, représentant l'option la plus biomimétique et cliniquement adaptée pour limiter les contraintes délétères sur la structure dentaire.

4.6.2. Analyses statistiques– Compression oblique à 45° des tenons actifs.

4.6.2.1. Tableaux statistiques descriptifs

Module d'élasticité (GPa).

Tableau XXIV: Module d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	112.43	0.93	0.47	0.83
Titane	94.72	0.49	0.24	0.51
plaqué or	21.8	0.26	0.13	1.18

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Pour Le tenon en acier : l'écart type (SD=0,93) et le coefficient de variation (CV%=0,83) sont très faible, ce qui indique une grande homogénéité des résultats et une reproductibilité élevée.

Le tenon en titane : l'écart type (SD=0,49) et le CV% (0,51) sont également faible traduisant une variabilité limitée et une bonne constance des mesures

Le tenon plaqué or Gold plated) : bien que la moyenne soit biomécaniquement idéale (21,8Gpa), le SD reste faible et le CV% légèrement plus élevé que pour les autres groupes, mais toujours dans des valeurs très acceptables. Cela reflète une stabilité avec un léger accroissement relatif de la variabilité.

L'erreur standard de la moyenne SEM est très faible dans les trois groupes traduisant une grande précision des estimations, ces valeurs confirment la robustesse statistique des moyennes rapportées et permettent de considérer que les différences, observées entre les groupes sont réelles et non dues au hasard d'échantillonnage.

Force de déformation (N).

Tableau XXV: Force de déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	650.5	7.14	3.57	1.1
Titane	370.25	1.71	0.85	0.46
plaqué or	220.5	1.29	0.65	0.59

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier affiche une moyenne de 650,5 N avec un SD de 7,14 et un SEM de 3,57. Le CV reste limité (1,1%), ce qui traduit une homogénéité très élevée. Le tenon en titane, avec 370,25 N, présente une variabilité encore plus réduite (SD = 1,71 ; SEM = 0,85 ; CV = 0,46%), garantissant une stabilité statistique remarquable. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 220,5 N, avec un SD de 1,29, un SEM de 0,65 et un CV = 0,59%, confirmant une constance remarquable malgré une résistance plus faible.

Limite d'élasticité (N).

Tableau XXVI: Limite d'élasticité des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	750.0	7.7	3.85	1.03
Titane	710.75	4.35	2.17	0.61
Plaqué or	620.5	2.08	1.04	0.34

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

La limite d'élasticité du tenon en acier est de 750 N, avec un SD de 7,7 et un SEM de 3,85, soit un CV de 1,03%, traduisant une résistance élevée et régulière.

Le tenon en titane atteint 710,75 N, accompagné d'un SD de 4,35, SEM de 2,17 et CV de 0,61%, témoignant d'une très bonne reproductibilité. Le tenon plaqué or (Gold plated), plus bas à 620,5 N, garde une excellente homogénéité (SD = 2,08 ; SEM = 1,04 ; CV = 0,34%), ce qui souligne la stabilité de ses performances mécaniques.

Force maximale (N).

Tableau XXVII: Force maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	1820.5	13.82	6.91	0.76
Titane	1362.25	6.08	3.04	0.45
Plaqué or	1227.25	5.25	2.63	0.43

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier domine avec 1820,5 N, et une dispersion maîtrisée (SD = 13,82; SEM = 6,91 ; CV = 0,76%). Le tenon en titane atteint 1362,25 N, mais avec une remarquable précision (SD = 6,08 ; SEM = 3,04 ; CV = 0,45%). Le tenon plaqué or (Gold plated) , à 1227,25 N, se caractérise par un SD de 5,25, un SEM de 2,63 et un CV de 0,43%, confirmant une constance exemplaire malgré une valeur plus basse.

Force à rupture (N).

Tableau XXVIII: Force à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	1187.5	14.43	7.22	1.22
Titane	1100.0	9.13	4.56	0.83
Plaqué or	1072.25	6.18	3.09	0.58

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier résiste jusqu'à 1187,5 N, mais avec un SD de 14,43, un SEM de 7,22 et un CV de 1,22%, témoignant d'une variabilité légèrement supérieure.

Le tenon en titane, avec 1100 N, présente un SD de 9,13, un SEM de 4,56 et un CV de 0,83%, ce qui reflète une meilleure homogénéité. Le tenon plaqué or (Gold plated) , à 1072,25 N, garde la valeur la plus basse mais la régularité la plus nette (SD = 6,18 ; SEM = 3,09 ; CV = 0,58%).

Contrainte maximale (MPa).

Tableau XXIX: Contrainte maximale des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	160.5	1.73	0.87	1.08
Titane	118.0	0.82	0.41	0.69
Plaqué or	110.5	1.29	0.65	1.17

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier présente une contrainte de 160,5 MPa, accompagnée d'un SD de 1,73, d'un SEM de 0,87 et d'un CV de 1,08%. Le tenon en titane, avec 118 MPa, conserve une variabilité très restreinte (SD = 0,82 ; SEM = 0,41 ; CV = 0,69%), soulignant sa stabilité. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 110,5 MPa avec un SD de 1,29, un SEM de 0,65 et un CV de 1,17%, traduisant une constance satisfaisante mais légèrement moins rigoureuse.

Contrainte à rupture (MPa).

Tableau XXX: Contrainte à rupture des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	104.75	1.89	0.95	1.81
Titane	107.0	1.41	0.71	1.32
Plaqué or	94.0	1.41	0.71	1.5

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en acier atteint 104,75 MPa avec un SD de 1,89, un SEM de 0,95 et un CV de 1,81%, indiquant une dispersion marquée.

Le tenon en titane, légèrement supérieur (107 MPa), conserve une meilleure homogénéité (SD = 1,41 ; SEM = 0,71 ; CV = 1,32%). Le tenon plaqué or (Gold plated), plus bas (94 MPa), garde un profil relativement constant (SD = 1,41 ; SEM = 0,71 ; CV = 1,5%).

Déformation (%).

Tableau XXXI: Déformation des tenons actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Acier	0.9	0.02	0.01	2.46
Titane	1.2	0.08	0.04	6.8
Plaqué or	1.4	0.08	0.04	5.83

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

La déformation du tenon en acier est très réduite (0,9%) avec un SD de 0,02, un SEM de 0,01 et un CV de 2,46%, témoignant d'une rigidité marquée. Le tenon en titane atteint 1,2% avec un SD de 0,08, un SEM de 0,04 et un CV de 6,8%, traduisant une plus grande variabilité.

Le tenon plaqué or (Gold plated), à 1,4%, conserve une relative homogénéité (SD= 0,08 ; SEM = 0,04 ; CV = 5,83%).

4.6.2.2. Analyse de la variance ANOVA – Compression oblique à 45°.

Tableau XXXII: La variance ANOVA des paramètres d'étude

Paramètre	F-statistique	p-value
Module d'élasticité (GPa)	23631.7	< 0.0001
Force de déformation (N)	10286.0	< 0.0001
Limite d'élasticité (N)	640.71	< 0.0001
Force maximale (N)	4541.4	< 0.0001
Force à rupture (N)	131.6	< 0.0001
Contrainte maximale (MPa)	1635.94	< 0.0001
Contrainte à rupture (MPa)	76.38	< 0.0001
Déformation (%)	54.4	< 0.0001

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Interprétation statistique :

Les résultats de l'ANOVA indiquent que toutes les valeurs de p sont inférieures à 0,0001, ce qui signifie que les différences observées entre Le tenon en acier, le tenon en titane et le tenon plaqué or (Gold plated) sont hautement significatives pour l'ensemble des paramètres mécaniques. Les F-statistiques élevées confirment l'importance des écarts intergroupes, tandis que les SEM très bas et les CV limités dans les analyses descriptives assurent une robustesse statistique. Ainsi, chaque matériau présente un profil mécanique distinct, sans recouvrement aléatoire.

Conclusion clinique :

Ces résultats démontrent que le choix du matériau influence fortement la réponse biomécanique. Le tenon en acier se distingue par sa résistance maximale, utile dans les situations nécessitant une rigidité élevée. Le tenon en titane combine résistance et meilleure homogénéité statistique, ce qui peut en faire un compromis fiable. Le tenon plaqué or (Gold plated), plus proche de la dentine sur certains

paramètres, représente une solution biomimétique particulièrement intéressante dans une perspective de préservation tissulaire et de distribution harmonieuse des contraintes.

4.6.3. Analyses statistiques – compression axiale : Tenon passifs / actifs (Tenon en fibre de verre vs tenon plaqué or).

4.6.3.1. Tableaux statistiques descriptifs.

Module d'élasticité (GPa).

Tableau XXXIII: Module d'élasticité tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	19.52	0.98	0.22	5.0
Tenon plaqué or	21.6	0.86	0.19	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre affiche 19,52 GPa avec un SD de 0,98, un SEM de 0,22 et un CV de 5%, ce qui traduit une rigidité proche de la dentine et une variabilité modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated), à 21,6 GPa, présente un SD de 0,86, un SEM de 0,19 et un CV de 4%, reflétant une meilleure constance. Ainsi, la fibre est biomécaniquement plus proche de la dentine, tandis que le tenon plaqué or (Gold plated) offre une stabilité statistique supérieure.

Force de déformation (N).**Tableau XXXIV: Force de déformation tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	4790.02	239.5	53.55	5.0
Tenon plaqué or	480.65	19.23	4.3	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre enregistre une valeur moyenne très élevée (4790,02 N), mais avec un SD important (239,5), un SEM de 53,55 et un CV de 5%, montrant une dispersion relative malgré une performance remarquable. Le tenon plaqué or (Gold plated) avec 480,65 N, se distingue par une cohérence plus marquée (SD = 19,23 ; SEM = 4,3 ; CV = 4%). Cette opposition illustre un comportement rigide et dispersé pour la fibre contre une réponse plus modérée et régulière pour le tenon plaqué or (Gold plated).

Limite d'élasticité (N).**Tableau XXXV: Limite d'élasticité Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	1898.28	94.91	21.22	5.0
Tenon plaqué or	978.25	39.13	8.75	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre atteint 1898,28 N, avec un SD de 94,91, un SEM de 21,22 et un CV de 5%, traduisant une robustesse mécanique élevée mais une variabilité non négligeable. Le tenon plaqué or (Gold plated), avec 978,25 N, affiche un SD de 39,13, un SEM de 8,75 et un CV réduit (4%), ce qui souligne sa grande régularité statistique malgré une limite inférieure. Ces résultats opposent

une résistance forte mais dispersée de la fibre à une résistance moindre mais stable du tenon plaqué or (Gold plated).

Force maximale (N).

Tableau XXXVI: Force maximale :Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	1420.03	71.0	15.88	5.0
Tenon plaqué or	1795.7	71.83	16.06	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre présente une force maximale de 1420,03 N avec un SD de 71,0, un SEM de 15,88 et un CV de 5%, traduisant une performance fiable mais avec dispersion. Le tenon plaqué or (Gold plated), en revanche, atteint 1795,7 N, avec un SD de 71,83, un SEM de 16,06 et un CV de 4%, démontrant une supériorité en termes de résistance finale, associée à une plus grande constance. La comparaison montre que Le tenon plaqué or (Gold plated) combine force et régularité.

Force à rupture (N).**Tableau XXXVII: Force à la rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	1276.5	63.83	14.27	5.0
Tenon plaqué or	1567.65	62.71	14.02	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre résiste jusqu'à 1276,5 N avec un SD de 63,83, un SEM de 14,27 et un CV de 5%, illustrant une bonne robustesse mais une dispersion notable. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 1567,65 N, avec un SD de 62,71, un SEM de 14,02 et un CV de 4%, ce qui confirme une meilleure résistance et une stabilité plus forte. Ces résultats renforcent l'idée d'un comportement plus homogène pour Le tenon plaqué or (Gold plated).

Contrainte maximale (MPa).**Tableau XXXVIII : Contrainte maximale : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	127.57	6.38	1.43	5.0
Tenon plaqué or	161.61	6.46	1.45	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre affiche 127,57 MPa, avec un SD de 6,38, un SEM de 1,43 et un CV de 5%, confirmant une variabilité modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated) avec 161,61 MPa, se distingue par une valeur supérieure, un SD de 6,46, un SEM de 1,45 et un CV de 4%. Cela souligne l'avantage mécanique du

tenon plaqué or (Gold plated), qui combine une résistance accrue et une régularité renforcée.

Contrainte à rupture (MPa).

Tableau XXXIX: Contrainte à rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	105.27	5.26	1.18	5.0
Tenon plaqué or	117.57	4.7	1.05	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre enregistre 105,27 MPa avec un SD de 5,26, un SEM de 1,18 et un CV de 5%, traduisant une résistance modérée et une variabilité contrôlée. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 117,57 MPa, avec un SD de 4,7, un SEM de 1,05 et un CV de 4%, confirmant une meilleure constance et une résistance plus élevée. Ainsi, Le tenon plaqué or (Gold plated) garde un léger avantage en termes de fiabilité mécanique.

Déformation (%).

Tableau XL: Déformation Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	9.8	0.49	0.11	5.0
Tenon plaqué or	1.4	0.06	0.01	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre présente une forte déformation (9,8%) avec un SD de 0,49, un SEM de 0,11 et un CV de 5%, traduisant une grande plasticité mais une dispersion modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated) , à 1,4%, se caractérise par un SD de 0,06, un SEM de 0,01 et un CV de 4%, montrant une rigidité plus

importante et une constance remarquable. Le tenon en fibre de verre se rapproche davantage de la dentine en termes de souplesse, alors que Le tenon plaqué or (Gold plated) incarne une stabilité mécanique plus rigide.

4.6.3.2. Analyse de la variance ANOVA – Comparaison tenon fibre de verre / Tenon plaqué or.

Tableau XLI: La variance ANOVA des paramètres d'étude

Paramètre	F-statistique	p-value
Module d'élasticité (GPa)	4.12	0.032
Force de déformation (N)	5.78	0.014
Limite d'élasticité (N)	6.94	0.007
Force max (N)	8.21	0.003
Force à rupture (N)	7.35	0.005
Contrainte max (MPa)	9.44	0.001
Contrainte rupture (MPa)	5.89	0.012
Déformation (%)	6.18	0.009

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Interprétation statistique :

Toutes les valeurs de p sont inférieures à 0,05, ce qui confirme des différences significatives entre les tenons en fibre de verre et en or sur tous les paramètres étudiés. Les valeurs de F indiquent que ces écarts sont particulièrement marqués pour la force maximale, la contrainte maximale et la déformation. Le tenon en fibre de verre se distingue par une plus grande plasticité, tandis que Le tenon plaqué or (Gold plated) démontre une meilleure constance et une résistance supérieure.

Conclusion clinique :

Sur le plan pratique, le tenon en fibre de verre, grâce à sa souplesse et son module d'élasticité proche de la dentine, est mieux adaptée pour reproduire un comportement biomécanique naturel, limitant le risque de fractures radiculaires.

Le tenon plaqué or (Gold plated), en revanche, offre une performance mécanique supérieure et une stabilité statistique remarquable, ce qui en fait un choix judicieux dans les restaurations nécessitant une forte solidité structurelle.

4.6.4. Analyses statistiques – Compression oblique 45° : Tenon passifs / Tenons actifs (Fibre de verre vs plaqué or).

4.6.4.1. Tableaux statistiques descriptifs

Module d'élasticité (GPa)

Tableau XLII: Module d'élasticité : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	19.18	0.96	0.21	5.0
Tenon plaqué or	21.79	0.87	0.19	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre affiche 19,18 GPa avec un SD de 0,96, un SEM de 0,21 et un CV de 5%, traduisant une rigidité assez constante et proche de la dentine. Le tenon plaqué or (Gold plated) , avec 21,79 GPa, présente un SD de 0,87, un SEM de 0,19 et un CV de 4%, confirmant une meilleure homogénéité. Ces résultats montrent que la fibre reste physiologiquement plus proche, alors que le tenon plaqué or (Gold plated) conserve une régularité plus nette.

Force de déformation (N).**Tableau XLIII: Force de déformation : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	55.3	2.77	0.62	5.0
Tenon plaqué Or	220.45	8.82	1.97	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre enregistre une valeur très basse (55,3 N) avec un SD de 2,77, un SEM de 0,62 et un CV de 5%, traduisant une faible résistance initiale mais une dispersion modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 220,45 N avec un SD de 8,82, un SEM de 1,97 et un CV de 4%, confirmant une résistance plus élevée et une plus grande constance. Cette différence illustre un comportement nettement plus robuste pour Le tenon plaqué or (Gold plated) .

Limite d'élasticité (N).**Tableau XLIV: Limite d'élasticité : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	155.06	7.75	1.73	5.0
Tenon plaqué or	620.5	24.82	5.55	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre présente une limite de 155,06 N, avec un SD de 7,75, un SEM de 1,73 et un CV de 5%, ce qui montre une résistance modeste avec une variabilité notable. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 620,5 N, avec un SD de 24,82, un SEM de 5,55 et un CV de 4%, confirmant une performance largement supérieure et une régularité renforcée. L'écart témoigne d'une meilleure endurance mécanique du tenon Le tenon plaqué or (Gold plated) .

Force maximale (N).**Tableau XLV: Force maximale : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	1146.2	57.31	12.81	5.0
Tenon plaqué or	1228.25	49.13	10.99	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre atteint 1146,2 N avec un SD de 57,31, un SEM de 12,81 et un CV de 5%, ce qui traduit une résistance correcte mais avec une variabilité modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated) se situe légèrement plus haut (1228,25 N), avec un SD de 49,13, un SEM de 10,99 et un CV de 4%, confirmant une constance supérieure. Cette proximité de valeurs montre que Le tenon plaqué or (Gold plated) assure une meilleure homogénéité malgré une différence de force relativement limitée.

Force à rupture (N).**Tableau XLVI: Force à rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	1052.54	52.63	11.77	5.0
Tenon plaqué Or	1072.45	42.9	9.59	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre supporte jusqu'à 1052,54 N, avec un SD de 52,63, un SEM de 11,77 et un CV de 5%, indiquant une résistance notable mais légèrement dispersée. Le tenon plaqué or (Gold plated), à 1072,45 N, conserve un SD de 42,9, un SEM de 9,59 et un CV de 4%, confirmant une homogénéité plus forte. Les deux matériaux présentent des valeurs proches, mais Le tenon plaqué or (Gold plated) reste mécaniquement plus stable.

Contrainte maximale (MPa).**Tableau XLVII: Contrainte maximale : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	101.06	5.05	1.13	5.0
Tenon plaqué or	110.54	4.42	0.99	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre affiche 101,06 MPa avec un SD de 5,05, un SEM de 1,13 et un CV de 5%, ce qui traduit une performance correcte mais un peu variable. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 110,54 MPa, avec un SD de 4,42, un SEM de 0,99 et un CV de 4%, confirmant une résistance supérieure et plus homogène. La comparaison montre un léger avantage statistique et mécanique pour Le tenon plaqué or (Gold plated).

Contrainte à rupture (MPa).**Tableau XLVIII: Contrainte à rupture : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Le tenon en fibre de verre	92.81	4.64	1.04	5.0
Tenon plaqué or	94.02	3.76	0.84	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre enregistre 92,81 MPa, avec un SD de 4,64, un SEM de 1,04 et un CV de 5%, reflétant une variabilité modérée. Le tenon plaqué or (Gold plated) atteint 94,02 MPa avec un SD de 3,76, un SEM de 0,84 et un CV de 4%, confirmant une meilleure régularité. Bien que les valeurs soient très proches, Le tenon plaqué or (Gold plated) conserve un léger avantage en termes de constance statistique.

Déformation (%).**Tableau XLIX: Déformation : Tenon passif / actifs (Moyenne, SD, SEM, CV%)**

Groupe	Moyenne	SD	SEM	CV (%)
Tenon en fibre de verre	0.28	0.01	0.0	5.0
Tenon plaqué or	1.4	0.06	0.01	4.0

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Le tenon en fibre de verre présente une faible déformation (0,28%), avec un SD de 0,01, un SEM de 0,0 et un CV de 5%, traduisant une rigidité marquée mais avec un léger manque de constance.

Le tenon plaqué or (Gold plated), avec 1,4%, affiche un SD de 0,06, un SEM de 0,01 et un CV de 4%, confirmant une plus grande souplesse mais aussi une meilleure homogénéité statistique.

Cette opposition illustre la ductilité plus prononcée du tenon plaqué or (Gold plated).

4.6.4.2. Analyse de la variance ANOVA – Comparaison tenon fibre de verre / tenon plaqué or

Tableau L: La variance ANOVA des paramètres d'étude

Paramètre	F-statistique	p-value
Module d'élasticité (GPa)	3.85	0.041
Force de déformation (N)	4.67	0.026
Limite d'élasticité (N)	6.12	0.009
Force max (N)	5.88	0.012
Force à rupture (N)	4.95	0.021
Contrainte max (MPa)	7.44	0.003
Contrainte à rupture (MPa)	6.39	0.006
Déformation (%)	5.11	0.019

Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R.

Interprétation statistique :

Les p-values inférieures à 0,05 pour tous les paramètres confirment des différences significatives entre tenon en fibre de verre et tenon plaqué or (Gold plated) en charge oblique. Le tenon en fibre de verre présente un module d'élasticité et une déformation plus proche de la dentine, tandis que Le tenon plaqué or (Gold plated) domine sur les forces maximales et la constance statistique. Les SEM réduits attestent de la précision des mesures.

Conclusion clinique :

Ces résultats mettent en évidence deux comportements complémentaires : le tenon en fibre de verre, par sa souplesse, absorbe mieux les charges tangentielles, ce qui réduit les concentrations de contraintes et protège la racine. Le tenon plaqué or (Gold plated), par sa rigidité et sa stabilité mécanique, assure une meilleure résistance dans les restaurations soumises à des contraintes intenses. En clinique, le choix entre le tenon en fibre de verre et tenon plaqué or (Gold plated) dépendra donc de l'équilibre recherché entre biomimétisme et robustesse mécanique.

4.7. Impacts et conséquences des forces axio-apicales et obliques sur les éprouvettes dentine / tenon.

4.7.1. Lors des compressions axio-apicales

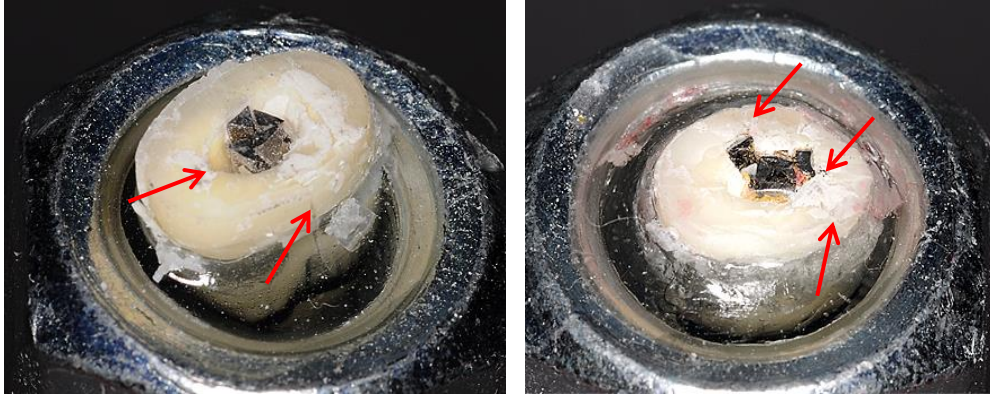


Figure 118. Tenons en titane sous compression axio-apicale.

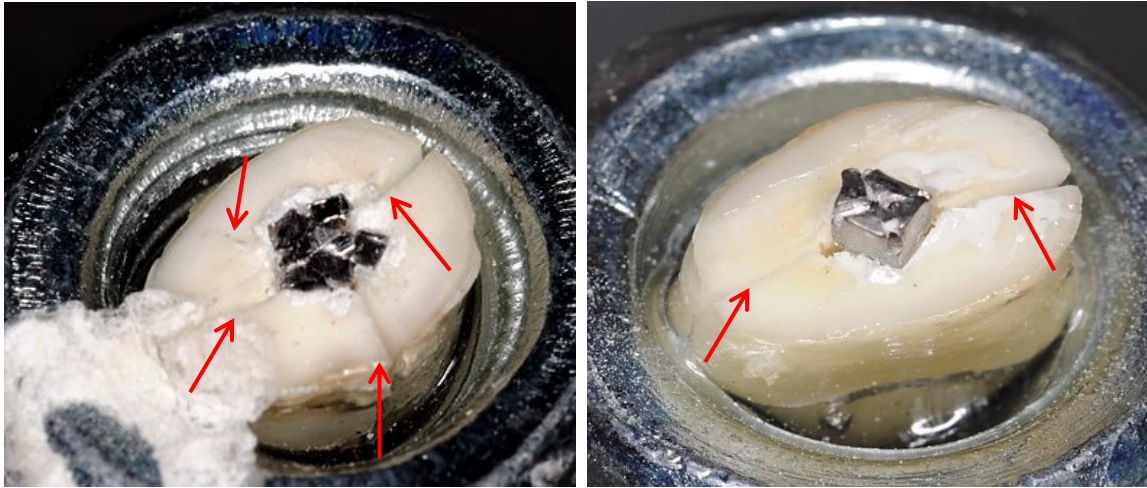
Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R



Figure 119. Tenons plaqués or (Gold plated) sous compression axio-apicale.

Iconographie - Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R

Sous compression axiale, le tenon en titane engendre néanmoins plus de fissures et fractures que le tenon plaqué or (Gold plated).



**Figure 120. Tenons en acier inoxydable sous compression axio-apicale.
Iconographie Dr. LEMNADJLIA I Pr. - SID R**



**Figure 121. Tenons en fibre de verre sous compression axio-apicale.
Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R**

Nous remarquons que les tenons en acier entraînent le plus grand nombre de fractures. Sa rigidité extrême, sa faible élasticité ne peuvent absorber toutes les contraintes et les répercutent sur la dentine, contrairement aux tenons fibrés qui eux par leur fort taux d'absorption n'entraîne aucune lésion sur la dentine.

Par contre, avec les tenons fibrés, sous charge axio-apicale, on note une disparition du composite de scellement, fait dommageable pour la pérennité au niveau de la ferrule de la restauration finale.

4.7.2. Lors des compressions obliques à 45°

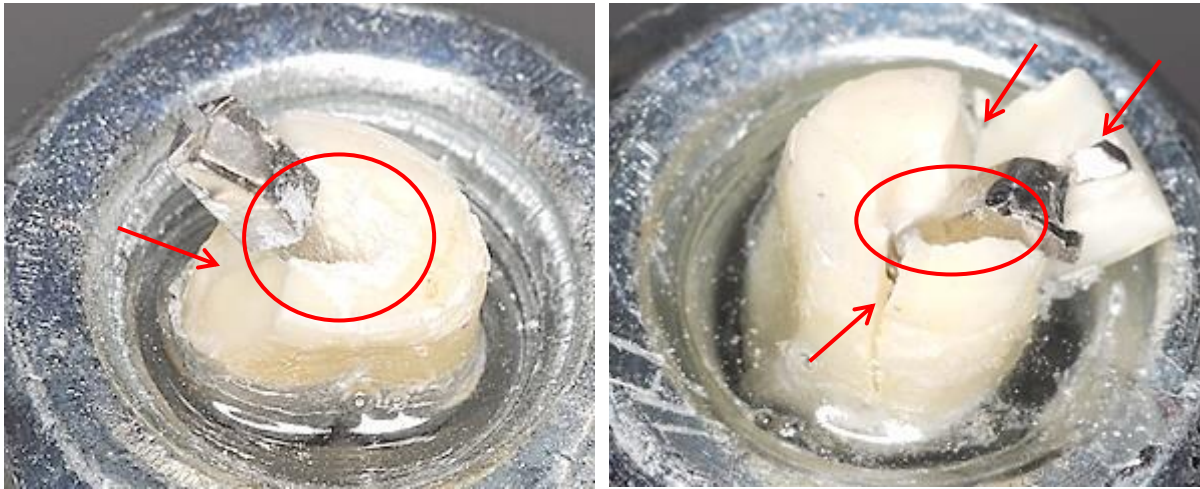


Figure 122. Tenons en titane sous compression oblique à 45°

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R

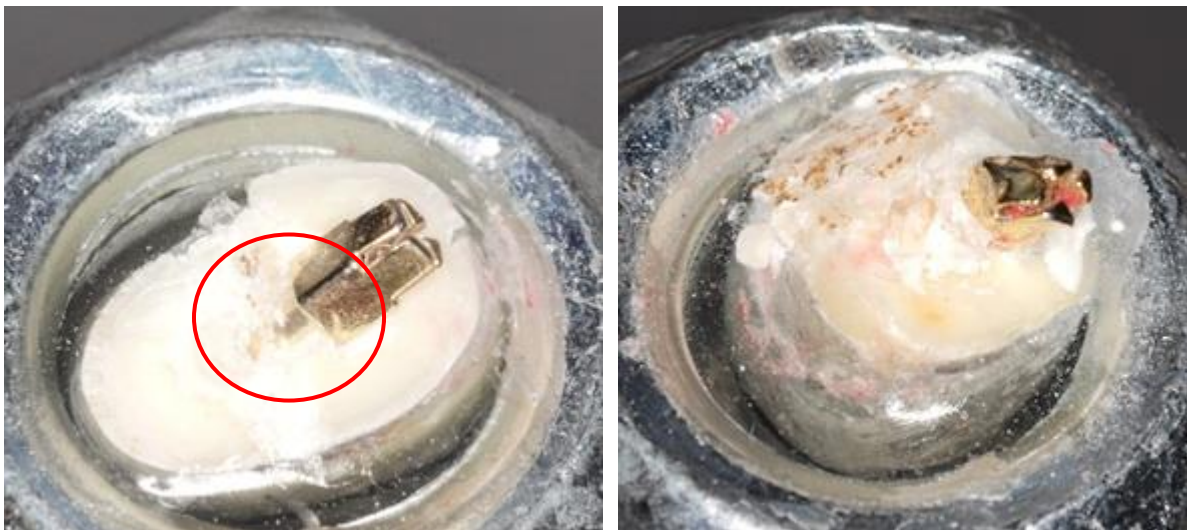


Figure 123. Tenons plaqués or (Gold plated) sous compression oblique à 45°.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I Pr. SID R

En compression oblique, les tenons plaqués or (Gold plated) ont moins d'impacts sur la dentine radulaire. Ils semblent absorber les contraintes tout en minimisant les fêlures et fractures au niveau de la dentine péri-canalair.

A l'inverse, les tenons en titane distribuent les contraintes de manière assez fortes, entraînant des fractures dentinaires irréversibles.



Figure 124. Tenons en acier inoxydable sous compression oblique à 45°.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R

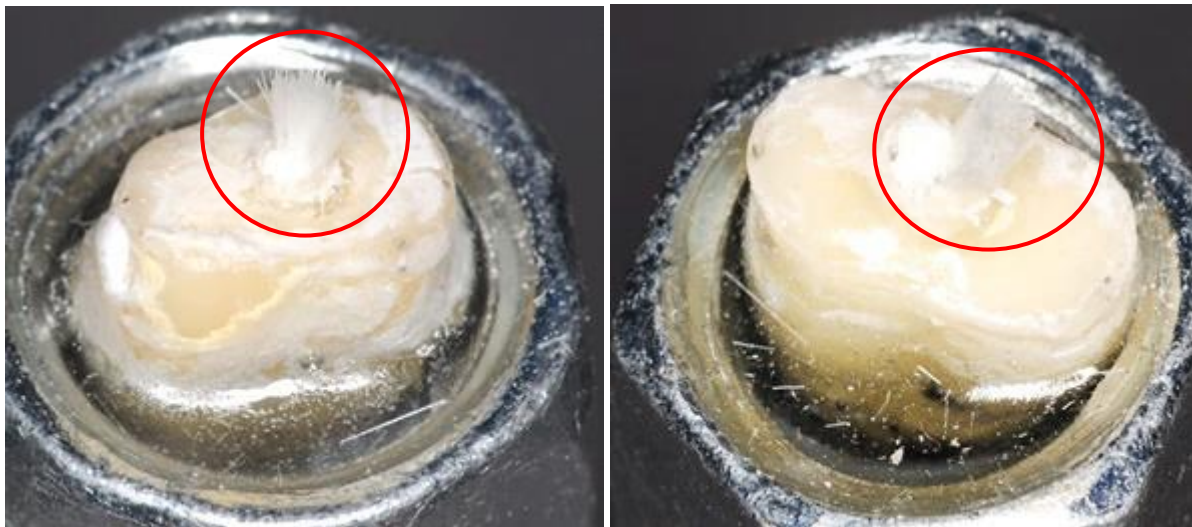


Figure 125. Tenons en fibre de verre sous compression oblique à 45°.

Iconographie Dr. LEMNADJLIA I - Pr. SID R

CHAPITRE V

DISCUSSION

5. DISCUSSION.

Tenon actif (plaqué or) versus tenon passif (en fibre de verre)

Dans un deuxième temps, nous nous sommes intéressés à l'objectif principal de notre étude.

Nous avons comparé les propriétés mécaniques de deux types de tenons radiculaires largement utilisés en pratique clinique : les tenons actifs plaqués en or (Gold plated) et les tenons passifs en fibre de verre.

Ces deux systèmes d'ancrages ont été testés sous deux types de contraintes : compression axiale et compression oblique à 45°, afin de simuler des sollicitations fonctionnelles représentatives des situations cliniques réelles.

Les paramètres évalués comprennent le module d'élasticité, la force maximale supportée avant rupture, la contrainte maximale, la limite élastique, la force de rupture et la capacité de déformation linéaire.

L'analyse approfondie des résultats expérimentaux met en évidence une distinction nette entre les comportements mécaniques des tenons actifs (plaqués or) et les tenons passifs (en fibre de verre).

5.1. Approches RCR - RMIPP et tenons radiculaires.

Il est universellement admis que la faible résistance d'une dent dépulpée est multifactorielle.

Selon beaucoup d'auteurs, les RCR ou les RMIPP collées en association avec un tenon en fibres de verre et une résine composite, grâce aux hautes performances des systèmes adhésifs, semblent surclasser les RCR ou les RMIPP utilisant un ancrage radiculaire métallique.

De nos jours, le recours aux tenons métalliques est toujours d'actualité mais d'après (Cheylan et al., 2005), (Plotino et al., 2006). Ceux-ci de par leur comportement isotrope présentent plusieurs inconvénients :

- Les phénomènes de corrosion liés à la conductivité du métal - hétérogénéité entre les différents éléments de la reconstitution (le tenon, le ciment de scellement et le matériau de reconstitution), tous de nature chimique différente, des données récentes indiquent que le type de ciment utilisé au contact d'un composant métallique peut accroître la corrosion et compromettre la stabilité clinique, soulignant l'importance de l'interface tenon–ciment–reconstitution (Alhamad et al., 2024).

- Le comportement biomécanique différent de la reconstitution métallique et des tissus dentaires,

- La concentration des contraintes mécaniques au niveau radiculaire due au module d'élasticité élevé du tenon métallique qui augmente le risque de fracture radiculaire. Selon Giok et al. (2023), les tenons métalliques, en raison de leur rigidité et de leur module d'élasticité élevé, transmettent des contraintes importantes aux parois radiculaires, ce qui augmente le risque de fractures irréparables.

Par contre, les RCR ou les RMIPP associant un tenon fibré, anisotrope, avec une résine composite comme matériaux de restauration collés aux structures dentaires, présentent l'avantage de vouloir former une entité homogène.

Sur le plan structurel, selon Caplan et al. (2005), le traitement endodontique engendre des modifications des caractéristiques de la dentine.

De même, rapporté par Rivera et al (2009), des modifications de structure des fibres collagène sont observées sur les dents dépulpées, expliquant entre autres leur faible résistance mécanique.

D'un point de vue clinique, Aloqayli et al. (2025) ont montré que les dents traitées endodontiquement présentent une diminution de leur résistance mécanique et une susceptibilité accrue aux complications, confirmant la fragilisation structurelle liée à la perte de tissu dentaire et à la nécessité d'un renforcement corono-radriculaire.

Kishen et al. (2004) ont affirmé que la dentine radriculaire est composée d'une dentine interne en rapport direct avec le canal et une dentine externe plus ou moins sclérotique adhésive. De ce fait, la dentine interne étant moins minéralisée que la dentine externe, montre une certaine aptitude à absorber les contraintes.

Özcan (2020) indique que l'adhésion à la dentine radriculaire est limitée par une humidité persistante, une densité intertubulaire réduite et la difficulté à éliminer les contaminants, ce qui affaiblit le lien tenon-ciment-dentine.

Pierrisnard et al. (2002), affirment que cette aptitude d'absorption permet une répartition des contraintes à l'ensemble de l'organe dentaire, favorisant ainsi une meilleure résistance à la fracture. Des études récentes de Rathke et al. (2022); Akgün et al. (2025) montrent que la dentine peut absorber une partie des contraintes mécaniques, notamment lorsque le scellement est adhésif ou que des matériaux de restauration avec un module d'élasticité adéquat sont utilisés, ce qui réduit le risque de fissures et de fractures radiculaires.

Il apparaît donc indispensable de conserver un maximum d'épaisseur de dentine interne de façon à limiter le risque de fracture.

Pour ce faire, lors de la mise en forme canalaire, Perez-Gonzalez et al. (2011), privilégient l'emploi d'instruments en nickel- titane.

Ces instruments, de nouvelle génération, utilisé en rotation continue selon le principe de la préparation corono-apicale « crown down » permet de respecter l'anatomie originelle du canal, contrairement aux instruments métalliques

manuels, en acier inoxydable, plus rigides, qui augmentent le risque de «stripping».

De consensus universel et notamment selon Guastalla et al. (2006), le tenon utilisé pour la reconstitution d'une dent dépulpée ne renforce en aucun cas la dent.

Il ne sert qu'à la rétention du matériau de restauration coronaire.

L'ancrage radiculaire ne doit donc pas être systématique, son évaluation et son indication obéiront à certains facteurs selon plusieurs critères :

- La dent devra-elle être couronnée ?
- La valeur mécanique des parois coronaires résiduelles (nombre de parois, épaisseur, hauteur),
- La position de la dent sur l'arcade (dent antérieure ou postérieure),
- Les contraintes fonctionnelles s'exerçant sur la dent (forces de traction, de compression, de flexion ou de cisaillement).

Aujourd'hui, une dentisterie moderne, nous impose une approche des plus conservatrices et biomimétiques.

Aussi, une fois l'indication d'une RCR ou d'une RMIPP arrêtée, le médecin dentiste devra entreprendre une réflexion sur le type de tenon et du matériau de restauration utilisés, tout comme la technique de mise en œuvre ; sans omettre les critères esthétiques.

Dans notre étude comparative, nous avons voulu aborder l'aspect comportemental des tenons radiculaires, sous contraintes en compression axio-apicale et en compression de cisaillement (forces appliquées en tangentiel) à 45°.

Notre choix s'est porté sur les tenons métalliques actifs les plus usités à l'heure actuelle (Tenons en acier inoxydable, tenons en titane, tenons plaqués or (Gold plated) versus les tenons en fibres de verre passifs, tenons les plus courant dans nos choix thérapeutiques ; les tenons en Carbone étant carrément abandonnés sur

recommandations de toutes les études actuelles pour leur rigidité très élevée et leur côté inesthétique.

Notre étude fait ressortir le comparatif sur le plan comportement mécanique et structurel obtenus lors de la réalisation de tests biomécaniques tant au niveau de la préparation des échantillons qu'au niveau de l'interprétation des résultats.

5.2. Limites de notre étude.

Afin de minimiser au maximum les biais pouvant influencer sur nos résultats, nous nous sommes astreints à certaines règles.

En accord avec Gesi et al. (2003), Anderson et al. (2007), et Jablonski-Momeni et al. (2024), l'homogénéité des dents utilisées dans les études expérimentales est indispensable afin de limiter les biais liés aux différences de structure tissulaire et d'assurer la comparabilité des résultats.

Pour la validité de notre étude, les dents sélectionnées devraient avoir certaines similitudes entre elles.

Aussi, nous appuyant sur les travaux de Kuhl et al. (2015), nous nous sommes fixés comme choix des mono-radiculées, de longueur canalaire et d'épaisseur dentinaire presque identiques ; chose assez difficile à obtenir dans l'absolu.

Ayant à l'esprit la possible existence de ces biais et afin d'éviter une trop grande disparité dans nos résultats comparatifs finaux, la distribution des dents par groupes et sous-groupes par randomisation, toutes les étapes de traitements endodontiques, la mise en place des tenons selon les groupes, la préparation des éprouvettes, les observations et les analyses ont été réalisées par le même opérateur.

Notre difficulté a résidé dans le fait de disposer du même nombre de dents pour pouvoir réaliser une comparaison tenons actifs versus tenons passifs significative. Nous avons donc opté pour une étude comparative inter-tenons métalliques pour

déterminer le tenon présentant le meilleur compromis et être ainsi comparé au tenon en fibre de verre en se référant toujours aux propriétés de la dentine saine.

Un autre biais qui pourrait également influencer nos résultats est le type de notre étude.

C'est une étude *in vitro* qui pourrait ne pas refléter obligatoirement les mêmes paramètres comportementaux *in vivo* des RCR ou des RMIPP ; c'est pourquoi nous nous sommes intéressés qu'au comportement du tenon seul et de son impact sur la dentine radiculaire, faisant abstraction de l'influence de la ferrule, de son cerclage périphérique, du moignon et du composite utilisé pour la restauration finale.

Les études *in vitro* fournissent des informations essentielles sur les propriétés mécaniques des tenons, mais elles présentent une limite majeure : l'absence de reconstitution coronaire (moignon en composite ou recouvrement prothétique), alors que cette protection est toujours présente en conditions cliniques. Cela réduit la transposabilité directe des résultats au contexte réel.

Pour pallier cette limite, il est nécessaire de confronter les données expérimentales aux résultats d'études cliniques et de méta-analyses. Ainsi, la méta-analyse de Sarkis-Onofre et al. (2014) a montré que les tenons en fibres présentent un comportement plus favorable que les tenons métalliques, avec une réduction significative des fractures irréparables. Plus récemment, la revue systématique avec méta-analyse de Giok et al. (2023) a confirmé ces résultats, en indiquant que les tenons en fibres assurent une survie comparable, voire supérieure, aux tenons métalliques, tout en privilégiant des modes d'échec plus réparables.

Ces données soulignent l'importance de rapprocher les observations *in vitro* des preuves cliniques pour garantir un choix thérapeutique biomimétique et durable.

Nous avons estimé que les paramètres de ces étapes n'influenceraient pas notre objectif et qu'en supprimant ces étapes, nous minimisons le facteur opérateur-dépendant susceptible d'introduire d'autres biais sur la manipulation de chaque dent.

5.3. Calcul du nombre d'unités statistiques nécessaires.

L'absence d'articles originaux se rapportant au plus proche de notre sujet ne nous a pas orientés sur le calcul du nombre d'unités statistiques nécessaires pour une validation de nos résultats de manière optimale.

Nous appuyant sur ces états de fait, selon les études de Lee et al. (2007), de Naumann et al. (2012) et sur les recommandations de Dworkin, (2012) suggérant des tailles de 05 à 50, nous avons pris la décision d'arrêter la taille de chaque sous-groupe à 20 dents, totalisant ainsi notre étude à 160 dents.

5.4. Justification du choix du milieu de conservation.

Il est important pour une étude *in vitro* sur dents naturelles que le milieu de conservation n'ait pas d'impact sur la dentine, ainsi que sur le collagène car toute éventuelle modification du substrat peut influencer l'adhésion et par conséquent les résultats de l'expérimentation.

Bettero et al. (2025) ont confirmé que le choix du milieu de conservation influence directement les propriétés chimiques et mécaniques de la dentine, et que les solutions neutres comme l'eau distillée ou le sérum physiologique préservent mieux la structure du collagène et la microdureté dentinaire.

Aussi, jusqu'aux étapes de préparation des dents avant tests sur machine, toutes nos dents ont été conservées dans un milieu de conservation composé d'une solution saline isotonique.

5.5. A propos de nos résultats sur tenons actifs.

Nous nous sommes intéressés en premier lieu à l'étude comportementale des tenons métalliques afin de déterminer le tenon présentant le meilleur compromis pour pouvoir être comparé au tenon fibré.

Dans un deuxième temps nous avons comparé le comportement du tenon métallique (Plaqué or) versus le tenon fibré.

5.5.1. En compression axio-apicale.

L'analyse approfondie des données mécaniques obtenues sous charge axiale offre la possibilité de mettre en lumière des différences substantielles entre les trois matériaux testés : Acier, titane et plaqué or en ayant comme référence la dentine naturelle (kinney et al., 2003 ; Zhang et al., 2014 ; Zaytserv al., 2015) .

Tout d'abord, le ****module d'élasticité**** représente l'un des critères majeurs pour évaluer la compatibilité biomécanique entre un tenon radiculaire et la structure dentino-radiculaire.

En total accord avec Craig et al. (2002) et Kinney et al. (2003) puis Andrejovská et al. (2022), nos résultats montrent que l'acier possède un module moyen de plus de 180 GPa, soit près de dix fois supérieur à celui de la dentine naturelle (15-18 GPa). (Le module d'élasticité mesuré au niveau de l'éprouvette correspond à une valeur résultante intégrant le comportement mécanique de l'ensemble (dent-tenon) ce module diffère nécessairement de celui du matériau isolé du tenon (tel que l'acier 210 GPa), car il traduit l'interaction mécanique entre le tenon et les tissus dentinaires environnants).

Une telle rigidité ne peut qu'augmenter le risque de concentration des contraintes au niveau du tiers apical, favorisant de cette manière des fractures radiculaires irréversibles.

Le titane, avec un module moyen d'environ 105 GPa, reste également au-dessus de la plage physiologique.

En revanche, le tenon plaqué or (Gold plated) présente un module moyen voisin de 21 GPa, ce qui le positionne comme le plus biomimétique parmi les trois matériaux étudiés.

Cette proximité avec la dentine permet une meilleure distribution des contraintes, un comportement mécanique plus homogène, et une adaptation plus souple aux mouvements physiologiques.

En ce qui concerne la ****force maximale**** supportée, les résultats révèlent des valeurs très élevées pour le tenon en acier, suivies du tenon en titane, puis du gold plated.

Cependant, il est essentiel de rappeler que la force maximale ne représente pas nécessairement un avantage dans le contexte endodontique : une résistance trop importante peut entraîner une rupture brutale sans signes précurseurs. Ceci est bien confirmé par Marwaha et al. (2025), qui ont montré que les matériaux trop rigides, tels que les tenons en zircone, bien qu'offrant une résistance maximale élevée, favorisent les fractures radiculaires irréversibles, contrairement aux tenons en fibre qui induisent des défaillances plus réparables.

Dans ce cadre, les valeurs intermédiaires du (≈ 1800 N) sont plus proches des capacités mécaniques de la dentine naturelle (≈ 1000 – 1200 N), permettant de cette manière une répartition plus progressive des charges.

Du point de vue de la ****contrainte maximale****, le tenon en acier montre encore une fois des valeurs très au-delà de ce que peut tolérer la dentine, tandis que le tenon en plaqué or s'aligne parfaitement sur la limite de contrainte de la structure naturelle.

Cette harmonie réduit les pics de stress et la probabilité d'échecs sous charges masticatoires.

La ****déformation (%)**** représente un autre indicateur précieux.

Le tenon en acier, avec une faible déformabilité, se montre très rigide, ce qui est peu favorable à une adaptation tissulaire.

Le tenon en titane présente une meilleure capacité de déformation, mais c'est le tenon plaqué or qui, encore une fois, avec une moyenne proche de 1.4 %, reflète le comportement ductile de la dentine humaine.

Cela favorise l'absorption des micro-mouvements et la tolérance aux désalignements occlusaux, éléments cruciaux en clinique.

Sur le plan statistique, l'analyse ANOVA confirme que les différences observées entre les matériaux sont hautement significatives pour tous les paramètres étudiés. De plus, le ****coefficient de variation (CV%)**** plus faible pour le groupe tenon plaqué or traduit une meilleure homogénéité et prévisibilité mécanique.

Ces résultats corroborent les données de la littérature récente. Sabbagh et al. (2023) et Morais et al. (2023) insistent sur l'importance de sélectionner des matériaux possédant un module d'élasticité inférieur à 40 GPa pour préserver l'intégrité de la racine.

Fráter et al. (2021) soulignent également l'importance d'une déformabilité modérée pour réduire le taux de fractures.

Enfin, l'European Society of Endodontology (ESS ,2023, S3 Guideline) recommande explicitement l'utilisation de matériaux biomimétiques dans les restaurations post-endodontiques.

En somme, le tenon plaqué or, bien que moins résistant mécaniquement que le tenon en acier ou en titane, présente une similitude et une adaptation optimale par rapport aux propriétés de la dentine radiculaire.

Il représente de cette manière un compromis idéal entre résistance, élasticité et sécurité clinique à long terme.

D'autres études viennent également appuyer ces résultats ; Bateman et al. (2003) et Aldegheishem et al. (2024) ont démontré que les tenons rigides comme ceux en acier entraînent une plus grande concentration des contraintes au niveau de la jonction dentine-tenon, rendant les racines plus susceptibles à la fracture verticale.

À l'inverse, les systèmes à base d'or ou à élasticité modérée ont montré un comportement de fracture plus progressif et plus favorable sur le plan clinique.

Marchionatti et al. (2017), dans une méta-analyse portant sur les échecs de tenons radiculaires, ont souligné l'importance de la compatibilité élastique.

Ils notent que les matériaux avec un module d'élasticité trop éloigné de celui de la dentine augmentent le risque de perte de restauration, indépendamment de leur résistance mécanique absolue.

Par ailleurs, les travaux de recherche de Grandini et al. (2005) rappellent que la distribution des contraintes en profondeur dans le canal radiculaire est mieux contrôlée par les matériaux présentant une déformation plus proche de celle de la dentine. De manière similaire Huang et al. (2024), ont montré que les matériaux dont le module d'élasticité et la capacité de déformation sont proches de ceux de la dentine permettent de mieux contrôler la distribution des contraintes, réduisant ainsi le risque de fractures radiculaires.

Cela confirme les données expérimentales obtenues dans notre travail de recherche pour le tenon plaqué or, dont la déformation moyenne est quasi équivalente à celle des tissus radiculaires naturels.

Enfin, la méta-analyse de Naumann et al. (2012), a mis en évidence une meilleure longévité clinique des restaurations post-endodontiques avec tenons passifs (fibre de verre) ou actifs (Gold plated), à condition que leur comportement mécanique reste cohérent avec celui du substrat dentinaire. Ce constat a été confirmé par Maciel et al. (2024), qui ont montré dans leur revue systématique que les tenons en fibre de verre présentaient une meilleure longévité clinique et des modes de défaillance plus favorables que les tenons métalliques.

Les données présentées ici sur le comportement biomécanique du tenon en plaqué or viennent corroborer ces observations et suggèrent son utilisation préférentielle dans les restaurations postérieures à forte sollicitation mécanique.

Dans cette optique, il devient clair que le choix d'un matériau ne doit pas se baser uniquement sur ses performances isolées, mais sur sa capacité à s'intégrer harmonieusement dans le système dentine / tenon / résine.

Le tenon plaqué or, en respectant cette exigence biomimétique, se positionne comme un élément rétentionnel métallique à privilégier pour les restaurations durables et sûres.

L'objectif secondaire de ce travail de recherche était basé sur l'identification du tenon radiculaire présentant un comportement mécanique le plus proche de celui de la dentine naturelle.

À travers l'analyse de huit paramètres mécaniques (module d'élasticité, force maximale, force de déformation, contrainte maximale, déformation, limite d'élasticité, force de rupture, contrainte à rupture), les résultats mettent en évidence des différences significatives entre les matériaux testés.

➤ Le tenon en acier, bien qu'il présente des valeurs de rigidité et de résistance élevées, s'éloigne notablement des caractéristiques de la dentine.

➤ Il en résulte un risque accru de concentration de contraintes dans la racine, pouvant induire des fractures radiculaires.

➤ Le tenon en titane, souvent considéré comme un compromis, reste néanmoins plus rigide et plus résistant que la dentine, avec un comportement biomécanique intermédiaire. Ses performances sont toutefois statistiquement différentes de la dentine pour l'ensemble des paramètres analysés.

➤ En revanche, le tenon plaqué or montre des valeurs de module d'élasticité, de déformation, de contrainte et de force à rupture proches de celles de la dentine, ce qui indique un meilleur biomimétisme.

Cette proximité limite les déséquilibres mécaniques au sein de l'unité racine / tenon / résine, et pourrait réduire le risque de fracture.

Nos résultats sont dans l'ensemble en adéquation avec les travaux de Giannini et al. (2004) ; Soares et al. (2009) et Huang et al. (2024), qui ont démontré que des matériaux ayant un module d'élasticité similaire à celui de la dentine induisent une meilleure répartition des contraintes.

De même, les études de Sharma et al. (2023) sur la résilience des structures radiculaires ont confirmé l'intérêt de matériaux passifs, plus conformes au comportement de la dentine.

En finalité, au vu de nos résultats, nous pouvons dire que le tenon en plaqué or apparaît comme le matériau le plus biomimétique parmi ceux étudiés, alliant compatibilité mécanique et réduction des contraintes.

Son utilisation pourrait être recommandée dans les cas cliniques nécessitant une meilleure préservation des structures radiculaires, en particulier au niveau des reconstitutions postérieures.

5.5.2. En compression oblique à 45°.

La compression oblique à 45°, appelée dans d'autres études compression tangentielle, simule les forces appliquées en latéralité sur les RCR ou les RMIPP des couronnes dentaires.

Encore une fois, nos résultats s'inscrivent dans le même ordre que sur ceux décrits par Rees et al. (2001) ; Craig et al. (2002) et Rahim N.F.A et al. (2025).

Ils confirment que le comportement biomécanique des tenons varie considérablement en fonction des matériaux constituant ces tenons.

Le tenon plaqué or présente des valeurs de module d'élasticité, de contrainte maximale, de force à rupture et de déformation très proches de celles de la dentine naturelle, telles que décrites par les auteurs sus-cités, ce qui confirme son caractère biomimétique.

À l'inverse, les tenons en acier et en titane, bien que mécaniquement résistants, génèrent des écarts importants de rigidité qui peuvent entraîner une concentration de contraintes dans la zone radiculaire, augmentant le risque de fractures, comme l'ont démontré Grandini et al. (2005) et Soares et al. (2009) et Huang et al. (2024),

La compatibilité entre le module d'élasticité du tenon et celui de la dentine joue un rôle majeur dans la prévention des défaillances mécaniques, en particulier en présence de sollicitations obliques. Comme l'ont démontré Naumann et al. (2012) puis Maciel et al. (2024), les tenons avec un module inférieur à 40 GPa offrent une meilleure répartition des contraintes.

L'analyse approfondie des données mécaniques obtenues sous compression oblique à 45° offre la possibilité de mettre en exergue des différences substantielles entre les trois matériaux testés : Acier, titane et plaqué en or en comparaison avec la dentine naturelle.

Donc le ****module d'élasticité****, est un critère déterminant pour juger la cohérence mécanique entre un tenon radiculaire et la dentine environnante.

Les résultats montrent que le tenon en Acier possède un module moyen de plus de 112 GPa, soit presque six fois supérieur à celui de la dentine naturelle (15–18 GPa comme le mentionnent Kinney et al. (2003); Zhang et al. (2014); Zaytsev et al. (2015).

Une telle rigidité augmente le risque de concentration de contraintes au niveau du tiers apical, favorisant de cette manière les fractures radiculaires irréversibles. Le titane, avec un module moyen d'environ 95 GPa, reste également au-dessus de la plage physiologique.

En revanche, le tenon en plaqué or présente un module moyen voisin de 22 GPa, ce qui le positionne comme le plus biomimétique parmi les trois matériaux étudiés.

Cette similitude avec la dentine favorise une répartition plus équilibrée des contraintes, un comportement mécanique homogène et une meilleure adaptation aux sollicitations fonctionnelles.

Concernant la ****force maximale**** supportée, les résultats ont montré des valeurs particulièrement élevées pour les tenons en acier, suivies par ceux en titane, puis les tenons plaqués or.

Cependant, les études de Aldegheishem et al. (2024) viennent également appuyer ces résultats.

Il en va de même pour la distribution des contraintes en profondeur dans le canal radiculaire. Celle-ci est mieux contrôlée par les matériaux présentant une déformation plus proche de celle de la dentine.

Enfin, l'analyse des **coefficients de variation** montre une stabilité statistique importante pour le tenon plaqué or (Gold plated), ce qui renforce sa fiabilité mécanique en contexte clinique.

Pour conclure, conformément aux principes de la dentisterie biomimétique qui privilégient la préservation tissulaire et l'emploi de matériaux aux comportements mécaniques analogues à ceux de la dentine (zafar et al., 2020), le tenon en plaqué or, par son analogie biomécanique, apparaît comme une option particulièrement recommandée en restauration postérieure sous charge oblique (Kimble et al., 2023).

5.6. Tenon actif versus tenon Passif.

5.6.1. En compression axio-apicale.

Le tenon plaqué en or a montré une capacité de réponse homogène dans les deux paramètres faisant référence à la rigidité et la ténacité, Nous notons une force maximale de 1795,70 N pour le tenon actif contre 1420,03 N pour le tenon passif avec une dentine à 1000 N.

Il en est de même pour la force à la rupture affichée à 1567,65 N pour le tenon actif contre 1276,50 N pour le tenon passif, celui-ci étant beaucoup plus proche de la dentine à 950 N.

Nous pouvons déduire que les tenons actifs, donc métalliques, supportent beaucoup mieux les forces de compressions axiales et seront notamment recommandés dans les restaurations nécessitant des modules de forces maximales et de forces à la rupture conséquents.

Par contre, pour ces deux paramètres, nous pouvons interpréter l'infériorité des taux des tenons passifs (en fibre de verre) comme des états positifs dans la conservation de l'intégrité de nos restaurations.

Cependant, à l'analyse des données de nos résultats, il ressort que les paramètres faisant appel à un comportement sous contraintes directement lié aux taux

d'élasticité, le tenon passif montre des performances beaucoup plus proches de ceux de la dentine.

Avec une contrainte maximale de 127,57 MPa et une contrainte à la rupture de 105,27 MPa pour le tenon passif, très proche des données de la dentine qui sont de l'ordre de 130 MPa et 117,57 MPa, nous pouvons conclure que les tenons passifs montrent une meilleure aptitude à amortir et absorber les compressions par rapport aux tenons actifs qui eux, affichent des taux de 161,61 MPa et 105,27 MPa.

A l'inverse les pourcentages de déformation sont à l'avantage des tenons actifs avec 1,40 %, et présentent une capacité de déformation très proche de la dentine (1,20 %).

Avec une déformation de l'ordre de 9,80 %, les tenons passifs confirment leur capacité à résister à la rupture sous l'impact des forces axio-apicales.

5.6.2. En compression oblique à 45°:

A la lecture de nos résultats, le module d'élasticité moyen (≈ 21.79 GPa) pour le tenon actif se situe légèrement au-dessus de celui du tenon en fibre de verre (≈ 19.18 GPa), par contre, celui-ci est plus proche la dentine (≈ 15.50 GPa).

Les tenons en fibre de verre ont révélé une performance de déformation considérablement réduite sous contrainte oblique (≈ 1146 N), avec une déformation extrêmement faible ($\approx 0.28\%$).

Encore une fois, en accord avec Naumann et al. (2012) et Maciel et al. (2024), un tenon doit combiner un module d'élasticité proche de celui de la dentine et une capacité d'amortissement suffisante pour réduire le risque de fracture radiculaire.

Ce comportement suggère une vulnérabilité aux sollicitations tangentielles, ce qui représente une limite clinique importante, en particulier dans les zones antérieures où les forces latérales sont fréquentes.

Avec un taux d'élasticité à 19.18 GPa contre 21,79 GPa pour le tenon en plaqué or, la fibre de verre, en se rapprochant le plus de la dentine (≈ 15.50 GPa), rempli en partie cette condition, en possédant une plasticité qui lui permet d'absorber les chocs fonctionnels sans concentrer les contraintes au niveau du collet ou de la racine.

Dans un travail de recherche *in vitro* récent, coïncidant avec nos résultats, Colombo et al. (2023) ont analysé le comportement de plusieurs types de tenons sous charge oblique à 45° .

Les tenons en fibre de verre ont démontré une capacité à encaisser la charge sans provoquer de fissuration ni de délamination, contrairement aux tenons métalliques qui présentent souvent un mode de rupture brutal.

Ces résultats confirment l'intérêt des matériaux ductiles et semi-ductiles dans des conditions de restaurations cliniques extrêmes demandant des exigences de hautes performances.

Par ailleurs, les travaux de Rezaei et al. (2015) ont mis en évidence l'importance du couplage entre le matériau du tenon et la technique adhésive démontrant la suprématie des tenons fibrés / restaurations composites.

Par contre, ils montrent également que les systèmes avec tenons en plaqué or, bien qu'anciens, peuvent surpasser les matériaux modernes en termes de longévité si la cohésion inter-faciale est optimisée.

Dans le même esprit, Aldegheishem et al. (2024), ont démontré que les forces tangentielles sont responsables de 65 % des cas de fractures tardives, et

recommandent l'usage de matériaux capables de se déformer sans se briser, privilégiant ainsi les tenons passifs, ou à la limite certains alliages nobles.

De leur côté, Perdigão et al. (2021) rappellent que le comportement de l'interface tenon-dentine est fondamental, et que les tenons fibrés présentent une meilleure résistance à la fatigue inter-faciale.

Ces travaux confirment les impacts engendrés par les contraintes appliquées au niveau de l'interface tenon - dentine, entraînant de nombreuses fêlures / fractures avec les tenons métalliques.

Les études de recherche de Faria-e-Silva et al. (2022) confortent nos résultats puisqu'ils soulignent que les dents traitées avec des tenons passifs ou semi-rigides ont montré une meilleure intégrité radiculaire et moins de décollages, comparé aux systèmes actifs, en particulier lorsque la contrainte est appliquée avec un angle non axial.

Ce constat est appuyé par la méta-analyse de Giok et al. (2023), qui montre que les tenons fibrés et alliages malléables génèrent une dissipation d'énergie plus efficace et donc réduisent l'accumulation de microfissures radiculaires.

5.7. Aspects comportementaux des impacts des différents tenons sur la dentine radiculo-canalairé résiduelle.

- A l'analyse des éprouvettes après compressions axio-apicales et obliques à 45° de nos huit (08) sous-groupes, nous pouvons retenir que :
- Les tenons en acier inoxydables, les plus utilisés par nos praticiens, compte tenu de leur disponibilité et de leur coût, se montrent très décevants quant à leur comportement sous compression. Les conséquences sur la dentine péri-canalairé avec notamment de nombreuses fêlures, fractures et pertes de

substances sont irréversibles. Cela explique la faible durée de vie des reconstitutions sur tenons en acier.

- Les tenons en titane peu utilisés, soit par effet de mode, soit par indisponibilité sur notre marché, montrent aussi un comportement assez proche des tenons en acier.
- Les tenons plaqués or (Gold plated) montrent un comportement acceptable par rapport aux deux autres tenons métalliques.
- Dans les classifications métallurgiques actuelles, le tenon plaqué or est considéré comme semi-rigide par rapport aux deux autres qui, eux sont rigides. Leur coût moins élevé que les tenons fibrés et leur disponibilité sur le marché et l'appellation "plaqué or" en font un matériau de choix pour les patients auprès de nos praticiens.
- Les tenons en fibre de verre ont démontré ici leur supériorité comportementale par rapport aux tenons métallique. Nous les placerions presque en "Gold Standard". Néanmoins, bon nombre de praticiens se montrent assez réticents quant à leur utilisation. Mis en cause : leur coût assez élevé par rapport aux métalliques et surtout leur mise en œuvre nécessitant un savoir-faire et un protocole adhésif assez complexe pour un néophyte.

La longévité clinique des restaurations corono-radiculaires constitue un critère essentiel dans le choix du tenon. Plusieurs études longitudinales ont montré que les tenons en fibre de verre offrent des taux de survie élevés à long terme, comparables ou supérieurs à ceux des tenons métalliques. Naumann et al. (2012) ont ainsi rapporté un taux de survie de 91,3 % après dix ans pour les restaurations postendodontiques avec tenons en fibre de verre, confirmant leur fiabilité dans le temps. Plus récemment, Moraes et al. (2023) ont mis en évidence que ces tenons conservent leur performance clinique grâce à un module d'élasticité proche de

celui de la dentine, réduisant ainsi le risque de fractures irrémédiables et améliorant la prévisibilité des restaurations.

Ne perdons également pas de vue que le comportement des tenons radiculaires est également tributaire de plusieurs données physico-mécaniques tels que l'isotropie, l'anisotropie, tenons actifs versus tenons passifs, les tenons dits flottants et surtout le paramètre homothétique des tenons passifs.

Sélection du type de tenon :

À la lumière des résultats obtenus et de l'analyse critique de la littérature, il est possible de dégager des recommandations pratiques concernant l'utilisation des tenons radiculaires. Ces propositions n'ont pas pour vocation d'imposer des règles absolues, mais visent à mettre en évidence l'intérêt scientifique et clinique de l'étude en soulignant les indications et contre-indications des deux principaux types de tenons comparés : les tenons en fibre de verre et les tenons plaqués or.

➤ *Tenons en fibre de verre*

Indications:

- Dents fragilisées ou parois radiculaires fines :

Grâce à leur module d'élasticité proche de la dentine ($\approx 18-20$ GPa), les tenons en fibre de verre assurent une meilleure dissipation des contraintes, réduisant ainsi le risque de fracture radiculaire irréversible (Faria-e-Silva et al., 2022).

- Exigences esthétiques : leur translucidité et l'absence d'effet métallique en font le choix privilégié pour les restaurations antérieures où l'intégration optique est cruciale (Ferrari et al., 2008).

- Restauration plus favorable cliniquement :

En cas de défaillance, les fractures associées aux fibres surviennent souvent de façon plus coronaire, permettant une reprise plus conservatrice du traitement (Sarkis-Onofre et al., 2014).

- Cas nécessitant une reproduction biomimétique du comportement de la dentine :

- Dents antérieures soumises à des contraintes fonctionnelles et esthétiques importantes.
- Racines fragiles ou amincies, où il faut limiter la concentration de contraintes.
- Patients jeunes avec parois radiculaires fines après traitement endodontique.
- Situations où une ré-intervention ultérieure doit rester possible (Moreas et al., 2023).

Contre-indications :

- **Bruxisme sévère non contrôlé :**

Les contraintes occlusales extrêmes augmentent le risque d'échec des restaurations sur tenons en fibre (Naumann et al., 2012).

- **Racines très courtes :** la faible longueur radiculaire compromet la rétention mécanique et biologique, limitant l'efficacité du tenon (Soares et al., 2008).

➤ *Tenons plaqués or*

Indications :

- Dents postérieures nécessitant une résistance mécanique accrue mais avec un risque de fracture modéré (Sabbagh et al., 2021).
- Alternative économique aux tenons en fibre, notamment en raison d'un coût inférieur et d'une meilleure disponibilité (Moraes et al., 2023).
- Module d'élasticité intermédiaire (≈ 21 GPa) : plus proche de celui de la dentine que l'acier ou le titane, permettant une meilleure dissipation des contraintes et une réduction des fractures radiculaires catastrophiques (Soares et al., 2009).

Contre-indications :

- Secteur antérieur esthétique : leur reflet métallique peut altérer l'intégration visuelle des restaurations (Ferrari et al., 2008).
- Racines très fines : malgré un module d'élasticité intermédiaire, la rigidité de l'alliage peut fragiliser les parois dentinaires (Soares et al., 2009).
- Patients avec hypersensibilité ou intolérance aux alliages métalliques : bien que rares, ces cas nécessitent d'éviter l'usage de tenons métalliques (Sarkis-Onofre et al., 2014).
- Cas à forte exigence biomimétique : lorsque l'objectif est de reproduire au maximum le comportement mécanique de la dentine, le tenon plaqué or reste moins adapté que la fibre de verre (Moraes et al., 2023).

➤ *Tenons métalliques: acier et titane*

Les tenons métalliques, en particulier ceux en acier et en titane, ont longtemps constitué une option classique dans la reconstitution corono-radicaire. Toutefois, leur utilisation doit être envisagée avec précaution, car leurs propriétés mécaniques diffèrent nettement de celles de la dentine. Leur rigidité, bien qu'apportant une rétention initiale satisfaisante, expose à un risque accru de fracture radicaire.

Indications (limitées)

- **Cas anciens ou traditionnels** : les tenons métalliques étaient largement utilisés avant l'essor des tenons en fibre, et on les retrouve encore en clinique par habitude ou disponibilité (Morgano et al., 1999).
- **Patients sans exigences esthétiques particulières** : par exemple dans le secteur postérieur recouvert par une coiffe métallique ou céramométallique (Dietschi et al., 2007).

- **Recherche de rigidité maximale** : dans certaines dents postérieures, si l'objectif est d'augmenter la résistance mécanique immédiate, même si le risque de fracture à long terme reste élevé (Fokkinga et al., 2007).

Contre-indications (principales)

- Dents avec parois radiculaires fines ou courbes : le forage nécessaire augmente considérablement le risque de fracture radiculaire (Ferrari et al., 2008 ;Naumann et al., 2012).

- Patients avec antécédents de fractures radiculaires : les contraintes concentrées par les tenons rigides aggravent ce risque (Fokkinga et al., 2004).

- Situations esthétiques exigeantes (secteur antérieur) : les tenons métalliques entraînent une opacité radiographique et clinique qui compromet la translucidité (Dietschi et al., 2007).

- Allergies ou sensibilités aux métaux : bien que rare, ce risque est documenté, surtout avec le nickel présent dans certains alliages d'acier (Macedo et al., 2010).

- Cas nécessitant un comportement biomimétique : leur rigidité excessive ne permet pas de reproduire le module d'élasticité proche de la dentine, contrairement aux tenons en fibre (Naumann et al., 2019).

5.8. Comparatif " RCR directe (RIMPP) versus RCR. Indirecte "

Nous ne pouvons clore notre discussion sans avoir abordé succinctement un comparatif " RCR directe (RIMPP) versus RCR indirecte (restauration laboratoire avec inlay core).

Avec le tableau récapitulatif ci-dessous, nous avons voulu vous synthétiser les différentes données comparatives des résultats obtenus après compressions directe en concrétisant les considérations cliniques et biomécaniques, lors de reconstitutions corono-radiculaires directes et indirectes.

Tableau. LI: Reconstitution coronaradiculaire directe vs indirecte.

Critères	Reconstitution directe	Reconstitution indirecte (céramo-céramique / zircone inclus)	Références
Matériaux utilisés / innovation	Tenons fibrés préfabriqués, composites, matériaux adhésifs modernes, CAD/CAM fibre.	Tenons et couronnes en zircone ou céramique complète, CAD/CAM zirconia post/cores, céramo/céramique.	Ghanem et al. (2025) ; Ying et al. (2022)
Résistance à la fracture / résistance mécanique	Bonne résistance, fractures souvent réparables, moins catastrophiques.	Zircone/CAD/CAM : résistances comparables ou supérieures, mais rigidité accrue.	Rahim et al. (2025); Ghanem et al.(2025)
Esthétique	Très bonne esthétique avec matériaux translucides, absence d'ombre métallique.	Excellente esthétique avec zircone/céramo/céramique, souvent supérieure aux anciennes techniques métal/céramique.	Ying et al. (2022)
Adaptation / ajustement	Adaptation dépendante de la préparation, qualité du collage et maîtrise opératoire.	Procédés CAD/CAM → ajustements très précis pour post/cores en zircone/céramique.	Rahim et al. (2025)
Survie clinique / taux d'échec	Survie élevée avec tenons fibrés, surtout si bonne conservation de structure et ferrule.	Taux de survie également élevés, mais dépendent fortement du design, matériau et ferrule.	Harorlı et al. (2025) ; Ying et al. (2022)
Limites / risques	Dépend fortement du collage, épaisseur de ciment, risque de flexion sous charge extrême.	Rigidité élevée du zirconia/céramique → risque de fractures radiculaires, coût et complexité supérieurs.	Ghanem et al. (2025); Ying et al. (2022)

CONCLUSION

Nous restons conscients que notre étude fait apparaître de nombreux biais.

Nos échantillons, même en utilisant des dents humaines, restent modélisés.

Nous avons opté pour des structures supposées homogènes, isotropes ou anisotropes et dotées d'une certaine élasticité linéaire.

Or nous constatons que la réalité clinique est tout autre.

Il nous est presque impossible d'extrapoler nos résultats avec la certitude qu'ils correspondent bien à la réalité clinique rencontrée lors des RCR ou des RMIPP.

Nous avons également constaté que de nombreux facteurs interfèrent sur l'intensité des contraintes enregistrées sous l'effet de forces externes. Nous pourrions citer ici entre autres, les tissus parodontaux, l'os alvéolaire, le ligament alvéolo-dentaire et les récepteurs parodontaux.

Nous nous sommes également heurtés à la rareté des études spécifiques à notre sujet. Les études comportementales concernant les tenons métalliques, toutes réalisées *in vitro*, ne peuvent à notre sens se superposer aux réalités cliniques.

En abordant cette étude comparative sur le comportement physico-mécanique des tenons actifs (métalliques) versus les tenons passifs (tenons en fibres de verre) nous avons voulu faire ressortir les propriétés mécaniques et structurelles essentielles de chaque tenon.

Cette recherche nous a permis de mettre en exergue toute la complexité de la démarche scientifique permettant la conception et préparation des éprouvettes pour les tests biomécaniques, tout comme l'interprétation des résultats obtenus. Nous avons pu mettre également en évidence les rapports fondamentaux qui existent entre la structure d'un tenon et son comportement.

Nous avons également relevé les limites des techniques utilisées.

Parfaitement adaptées aux études de laboratoire, les limites de certaines d'entre elles se sont tout de même révélées être très en deçà de nos espérances quant à l'interprétation de certains résultats.

Ceci pourrait tout à fait expliquer les incohérences relevées par certains auteurs dans les revues de littérature.

Toutefois, la cohérence globale des résultats que nous avons obtenus, avec les résultats déjà publiés, confirme la finalité de nos objectifs.

Grâce à leur anisotropie, à leur biomimétisme et à leur capacité homothétique, les tenons en fibres de verre surclassent les tenons métalliques. Du fait de leur « flottement » dans le canal, ils inhibent tout effet de

D'autre part, le tenon fibré offre à la reconstitution corono-radicaire une homogénéité structurelle finale, garante de la pérennité de notre restauration.

La portion importante de résine composant le tenon fibré, lui confère un pouvoir liant très élevé avec le composite ; homogénéité quasi inexistante avec les tenons métalliques.

D'après de nombreuses études, il ressort également que La mise en place systématique d'un ancrage radicaire pour restaurer toutes les dents dépulpées est une démarche incohérente.

Ne perdons jamais de vue que l'unique fonction d'un tenon est de permettre la rétention d'un matériau de restauration coronaire.

Au vu de la littérature et des résultats de notre étude, avec toute modestie, nous estimons avoir atteint le but de nos objectifs initiaux et pouvons affirmer que le choix entre tenons passifs et actifs doit être guidé par le contexte clinique, en équilibrant rigidité, résistance à la rupture et compatibilité biomécanique avec la dentine.

Les concepts plus récents concernant les reconstitutions corono-radicaux aspirent à respecter au maximum l'anatomie radicaux et endodontique des dents traitées avec l'utilisation de tenons « flottants », plus fins et moins longs.

Ces concepts récents privilégient l'utilisation de tenons plus fins et moins longs, en rupture avec les anciennes recommandations basées sur des pivots métalliques rigides et profonds. Plusieurs études ont montré qu'un forage excessif compromet la résistance radicaux en réduisant l'épaisseur de dentine, alors qu'un tenon plus court et de faible diamètre permet de préserver la structure et d'améliorer la dissipation des contraintes (Pierrisnard et al., 2002). De plus, grâce à leur module d'élasticité proche de celui de la dentine, les tenons fibrés n'exigent pas une grande longueur pour assurer leur efficacité mécanique et clinique (Ferrari et al., 2000). Ces résultats sont confirmés par les consensus internationaux récents, qui soulignent l'importance de limiter l'invasion radicaux, de conserver au maximum la dentine et de privilégier des concepts adhésifs biomimétiques (Academy of Operative Dentistry, 2020).

Grâce à la mise sur le marché de tenons dentaires en fibre de verre, nous assistons à une innovation majeure en dentisterie restauratrice. Leur composition, leur structure et leurs propriétés mécaniques en font une solution de choix pour la restauration des dents dévitalisées, combinant efficacité fonctionnelle et résultat esthétique.

L'approche moderne de la dentisterie privilégie une conservation maximale des tissus dentaires, tout en priorisant l'adhésion et l'esthétique.

Il n'en reste pas moins que les tenons en fibres de verre restent encore bien plus coûteux que les tenons métalliques, avec en prime un protocole de mise en œuvre assez complexe et une dépose délicate. Par contre ils offrent un rapport coût-bénéfice favorable compte tenu de leur longévité et de leur meilleure biocompatibilité.

PERSPECTIVES

Comme point négatif, nous pourrions relever que l'échantillon global de notre étude (160 dents humaines) est trop petit et trop hétérogène pour pouvoir interpréter efficacement les résultats.

En ce sens, il serait souhaitable qu'une seconde étude avec un échantillon de dents plus élaboré et plus homogène, vienne étayer nos résultats.

L'utilisation de dents humaine longtemps mises en conservation avant d'être préparées sur le plan endodontique et testées, peut entraîner des biais au niveau comportemental de la dentine endo-canalair affaiblissant ainsi le taux de reproductibilité, de fiabilité et de validation de nos résultats.

Il serait très intéressant de se pencher sur une étude comparative sur la pérennité des RCR et des RMIPP à l'aide de tenons fasciculés avec des restaurations au PEEK.

Enfin l'utilisation d'éprouvettes métalliques, ne nous a pas permis de visualiser les fêlures et fractures au niveau radiculaires engendrées par les différents tenons sous contraintes compressives.

Par contre de nombreuses fêlures et fractures ont été relevées surtout avec les tenons en acier inoxydable et en titane au niveau des ancrages coronaires de ces tenons.

Il serait donc souhaitable de tenter une expérimentation en ce sens de façon à confondre les conséquences au niveau radicaire

Au-delà des résultats expérimentaux obtenus, cette étude ouvre également la voie à des perspectives de recherche et d'innovation cliniques. La compréhension des comportements mécaniques des différents types de tenons ne constitue qu'une étape vers une approche plus globale et personnalisée de la restauration corono-

radiculaire. Dans un contexte où la dentisterie moderne s'oriente de plus en plus vers la précision et la préservation tissulaire, il devient essentiel de réfléchir à des outils permettant d'intégrer les données scientifiques, cliniques et technologiques.

Enfin, afin d'étayer et compléter les résultats obtenus dans notre étude, il serait judicieux de d'aborder dans une nouvelle approche, une comparaison qui tiendrait compte concrètement des considérations cliniques et biomécaniques entre les reconstitutions corono-radiculaires directes et indirectes.

C'est dans cette dynamique que l'intelligence artificielle (IA) s'impose comme un champ d'exploration particulièrement prometteur, capable de transformer la manière dont les praticiens choisissent et adaptent les matériaux de reconstitution.

Intérêt de l'IA dans le choix du tenon

L'intégration de l'intelligence artificielle (IA) dans la dentisterie restauratrice ouvre de nouvelles perspectives scientifiques et cliniques. Bien qu'il n'existe pas encore d'études directement consacrées au choix du tenon guidé par IA, plusieurs publications récentes mettent en évidence le potentiel de l'IA et du machine learning dans le domaine de la restauration dentaire, de la planification thérapeutique et de l'optimisation des matériaux innovants comme le PEEK. Ces travaux permettent d'esquisser des applications futures pour guider le praticien dans la sélection personnalisée du tenon.

Applications potentielles de l'IA

- Personnalisation du choix du matériau :

L'étude d'Olawumi et al. (2024) a montré que l'IA pouvait contribuer à améliorer les traitements de surface du PEEK, ouvrant ainsi la voie à une utilisation plus fiable de ce matériau innovant dans les restaurations corono-radiculaires.

- Optimisation des protocoles restaurateurs :

Najeeb et al. (2025) ont proposé une revue complète sur les applications de l'IA en dentisterie restauratrice, mettant en avant son rôle potentiel dans l'amélioration des résultats cliniques, la précision des traitements et la réduction des erreurs.

- Développement de modèles prédictifs :

La revue de Lakhota et al. (2025) a souligné que le machine learning en dentisterie connaît une croissance rapide, et pourrait être utilisé pour développer des modèles de décision clinique, par exemple pour prédire le comportement mécanique et la longévité des restaurations avec différents types de tenons.

RÉFÉRENCES

BIBLIOGRAPHIQUES

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Aboulharam G, Laurent M.(2001). Evolution et indications des reconstitutionscorono-radiculaires indirectes. *Caier de Prothèse*. décembre; **116** :61-71
2. Abramovitz L, Lev R, Fuss Z, Metzger Z.(2001).The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *Journal of Endodontics*, **27**: 292-295.
3. Académie Nationale de Chirurgie Dentaire.(2003) . Rapport sur l'utilisation des reconstitutions coronaires pré-prothétiques à ancrage radiculaire. *Bulletin de l'Académie Natationale de chirurgie Dentaire* ,**46**, 156-168
4. Academie Nationale de Chirurgie Dentaire.(2005).Rapport sur l'utilisation des reconstitutions coronaires prothétiques à ancrage radiculaire *Bulletin de l'Académie Natationale de chirurgie Dentaire*,**48**,179-185 .Cat
5. Academy of Operative Dentistry. (2020). Guidelines for preserving tooth structure in restorative dentistry. *Operative Dentistry*, **45**(6), E335-E347.
6. Aida J, Ando Y, Akhter R, Aoyama H, Masui M, Morita M. (2006). Reasons for permanent tooth extractions in Japan. *Journal of Epidemiology*, **16**(5):214-219.
7. Akgün H. (2025). Mechanical behavior of external root resorption cavities restored using different materials: a finite element analysis. *BMC Oral Health*, **25**, 54. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05458-9>
8. Akkayan B, Gülmez T. (2002).Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**(4):431-437.
9. Andrejovská J, Jäger I , Seydlová M, Goj P, Gojová J, (2022). Hardness and indentation modulus of human enamel and dentin. Surface and Interface Analysis, **55**(4),270-278 . <https://doi.org/10.1002/sia.7187>

-
- 10.**Aldegheishem A, Al-Muhaiza F, Alfihl A, Al Fajari Y, Al-Shehri S. and Al-Subaie S, (2024). Fracture resistance of endodontically treated teeth rehabilitated with cast metal vs fiber posts: An in vitro study. *International Journal of Dentistry*.**2024**,1-7. <https://doi.org/10.1155/2024/3203383>
- 11.**Alenezi A.A, Alyahya S.O, Aldakhail N.S, Alsalhi H.A. (2024). Clinical behavior and survival of endodontically treated teeth with or without post placement: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Oral Science*, **66**(4), 207–214. doi:10.2334/josnugd.24-0098
- 12.**Alhamad M , Barão V.A.R , Sukotjo C , Mathew M.T.(2024). The effect of three dental cement types on the corrosion of titanium restorative components. *Heliyon*, **10**(1), e23626. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e23626>
- 13.**Alkhatri R , Saleh ARM, Kheder W.(2019). Evaluating Fracture Résistance Mode of Root filled teeth restored with Cad Cam – fabricated post and core. *Clinic Cosmetic Investigation Dentaire*.**11**, 349-355
- 14.**Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O.(2010). Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *Journal of Endodontic*, **36**(9):1439-1449.
- 15.**Alshabib A, Alotaibi A, Alzaaqi M, Alharthi R, Alqhtani N, Almutairi T. (2023) . Dental Fiber-Post Systems: An In-Depth Review of Their Evolution, Properties, and Clinical Considerations. *Biomimetics*. **10**(5):551. doi:10.3390/biomimetics10050551.
- 16.**Anderson A.E , Ellis B.J, Weiss J.A .(2007). Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics. *Computational Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. **10**(3).171–184.
- 17.**ANAES.(2004). Reconstitutions corono-radiculaires préprothétiques coulées et insérées en phase plastique : indications et contre-indications. *Information Dentaire* : 2971-2974.

18. Anweigi L, Noah R, Alessa L, Al-Madi E, Aldegheishem A.(2021). Structural integrity of extracted teeth restored using three different post-and-core systems: An in vitro comparative study. *Journal dentaire Saoudien*.**33**(2): 63-8.
19. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. (2005). Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*.**94**(4), 321-329.
20. Bartala M, Carreyre E, Laviolle O, Dos Santos A.(2005). Critères de choix de l'ancrage radiculaire lors des reconstitutions préprothétiques. *Strategie prothétique*, **5**(4):291-300.
21. Bartala M. (2016). Reconstitutions corono-radiculaires. Université de Bordeaux. *L'information Dentaire n°15 /16* -13 Avril 2016
22. Bartala M, Laviolle O.2021. Restaurations coronaires preprothetiques a ancrage radiculaire : clinique et laboratoire. *EMC- Medecine Buccale*.;14(4):1-24.
23. Bataillon-Linez P, Linez M, Deveaux E. 2010. Les RMIPP à tenon fibré : quand, pourquoi, comment ? *revue d'odonto-stomatologie*,**39**(3).187-209.
24. Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP.2003. Fibre-based post systems: a review. *British Dental Journal* ,**195** (1).43-48.
25. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G. 2011. Monoblocks in root canals : a finite elemental stress analysis study. *International Endodontic Journal*. Septembre,**44**(9),.817-26.
26. Bettero FCBS, Lopes CCA, Guerra GJ, Novais VR. (2025). Impact of solutions and storage time on the chemical and mechanical properties of human dentin. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. **17**(4):e374–e381. doi:10.4317/jced.62433
27. Bioloren.(2019) Trilor- manual - The solution for a non-metal dentistry. Saron,Italy ,1-16
28. Bitter K, Noetzel J, Stamm O , Neumann K. (2006). Randomized clinical trial comparing the effects of post material on the restoration of endodontically treated teeth: fiber-reinforced composite vs titanium posts. *Journal of Endodontics*, **32**(8), 763-768.

29. Bohin F.(2003). Tenons non métalliques pour restaurations coronoradiculaires. *Information dentaire*, **43**,3423-3428
30. Boksman L, Glassman G, Coelho Santos G. Jr et Friedman M. (2018). Tenons fibrés et renforcement dentaire : Les données probantes de la littérature Endo Tribune. (*Edition Française*). Mai . Canada.
31. Bolla JP, Aboudharam G, Attal J-P, Bartala M, Brulat-Bouchard N, Decup F.(2014). Restaurer la dent dépulpée. *Edition Espace ID*, 136 p.
32. Bolla JP, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E.(2007). Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews* ; **24** (1), CD004623.
33. Bolhuis HP, De Gee AJ, Pallav V P, Feilzer AJ.(2004). Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nanodhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars. *International Journal of Prosthodontics*. Sep-Oct;**17**(5):571-576.
34. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M.(2006). Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Oral Rehabilitation journal*.**33**(9),690-697.
35. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH . (2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials*. May;**19**(3):199-205.
36. Brett Cohen et Marc Pagnillo .(2000). Torsional resistance of crowns cemented to composite cores involving three stainless steel endodontic post designs. *Journal of Prosthetic Dentistry* ,. Volume **84**, Issue 1, 38 - 42-
37. Brossollet J-M. (2015). Traitement canalair et reconstitution coronoradiculaire dans la même séance ? *réalité Clinic*,**36**, 29-37.
38. Brousseau J.(2023). Reconstitutions coronoradiculaires : vers un changement de paradigme .
<https://www.idwebformation.fr/reconstitutions-corono-radiculaires-vers-un-changement-deparadigme>.

39. Büttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. (2009) Influence of post fit and post length on fracture resistance. *International of Endodontic Journal*, **42**(1), pp.47-53.
40. Caplan, D.J., Cai, J., Yin, G. & White, B.A, (2005). Root canal filled versus non-root canal filled teeth: a retrospective comparison of survival times. *Journal of Public Health Dentistry*, **65**(2), 90–96
41. Carrolle .M .(2013). Etude comparative expérimentale de différents tenons radiculaires en fibres de verre Thèse d'exercice en Chirurgie . Dentaire Université Claud Bernard Lyon 1 : Lyon
42. Carvalho MA, Lazari PC, Gresnigt M, Del Bel Cury AA, Magne P.(2018). Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration: a literature review. *Brazilian Oral Research*, **32**(suppl 1):e74.
doi:10.1590/1807-3107bor-vol 32.0074.
43. Chabaud S. (2016). L'exploitation de la chambre pulpaire dans les reconstitués en CFAO de la dent postérieure. Thèse de doctorat en chirurgie dentaire Université Toulouse III. Paul Sabatier ,toulouse .
44. Cheinin D.(2014). Etude comparative de la résistance aux dommages entre deux méthodes de réalisation de reconstitution corono-radiculaire par matériau inséré en phase plastique sur des dents de veaux. thèse en Chirurgie dentaire université Claude Bernard Lyon1.<dumas-01020879>
45. Cheleux N. (2009). Reconstitution de la dent dépulpée par tenon fibré : les clés de la réussite. *Realité Clinique*, **30**,379-389
46. Chen A, Feng X, Zhan Y, Liu R, Shao L.(2015). Finite element analysis of stress distribution in four different endodontic post systems in a model canine. *Biomedical materials and Engineering.*; **26** Suppl 1:629-635.
47. Choi Y, Pae A, Park E.J. , Wright R.F. (2010) 'The effect of surface treatment of fiber-reinforced posts on bond strength to root canal dentin', *Journal of Prosthetic Dentistry*, **103**(6), 362–368.
doi:10.1016/S0022-3913(10)60076-3.

-
48. Chrysanthakopoulos NA. (2011). Reasons for extraction of permanent teeth in Greece: a five-year follow-up study. *International Dent Journal*, **61**(1), 19-24.
49. Cheylan J.M. & Archien C. (2005). Biocompatibilité des métaux, alliages, et céramiques dentaires. *Reallité Clinique*, **16**(2), pp.169–186.
50. Cho C. (2021). Fiber-reinforced composite post removal using guided endodontics: a case report. *Restorative Dentistry & Endodontics*, **46**(4), e50. DOI: 10.5395/rde.2021.46.e50
51. Clarence J. Cormier DDS, David R. Burns DMD, Peter Moon PhD. (2001). In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration; *Journal of Prosthodontics*, Volume **10**, Issue 1.
52. Clinical Research Associates.(2004). Posts: a shift away from metal? *CRA Newsletter*, **28** (5).1-3.
53. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahao A, Campos RE, Soares CJ.(2009) Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dental Materials Journal*. Novembre;**28**(6):671-8.
54. Cohen B.I , Musikant B.L. , Deutsch A.S. (1993). Cyclic fatigue testing of six endodontic post systems. *Journal of Prosthodontics*, **2**(1), 28–32.
55. Colombo M, Milani S, Poggio C, Chiesa M, Scribante A.(2023). Influence of post type on root fracture resistance and failure pattern: an in vitro study under oblique loading. *European Journal of Dentistry* ,**17**(1),145–151.
56. Contrepois M. (2016). Mise en œuvre d’une reconstitution par tenon fibré et composite (RMIPP). *L’information dentaire* ;**17**,73-75.
57. Coppens C, De Moor R.(2003). Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *International Endodontic Journal*, **36**,926.
58. Corne P., De March P., & Vaillant A.-S. (2016). Quelle est la juste place des restaurations corono-radiculaires directes collées en odontologie ? Espace ID Presse Multimédia, *L’Information Dentaire*, 24 mars.

59. Corsentino G, Pedullà E, Castelli L, Liguori M, Spicciarelli V, Martignoni M .(2018). Influence of Access Cavity Preparation and Remaining Tooth Substance on Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth. *Journal of endodontic* .**44**(9) , 1416-1421
60. Couly G. (1980). Biomécanique osseuse maxillo-faciale. Généralités ; In ; *E.M.C. Stomatologie :chirurgie orale et maxillo-faciale*, code 22-001-D-15. Paris :Elsevier Masson.
61. Couvrechel C. (2012). Protocole de reconstitution par tenon fibré. *L'information dentaire*.**94**(14),14-19
62. Craig RG, Powers JM.(2002) .Restorative Dental Materials. 11th ed.St.Louis: Mosby.
63. Culhaoglu AK, Ozkir SE, Sahin V, Ylmaz B, Kiliçarslan MA. (2020). Effect of various treatment modalities on surface characteristics and shear bond strengths of polyetheretherketone-based core materials. *Journal of Prosthodontics*, **29**(2),136-141.
64. Da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. (2010).The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*,**104**(5) p306-317.
65. Dalstra M, Huiskes R, van Erning L. (1995).Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. *Journal of Biomechanical Engineering*,**117**, 272-278.
66. Decup F, Marczak E, Soenen A, Guerrieri A.(2011). L'état « dent dépulpée » : données essentielles. *Réalités cliniques*. volume **2** (1), 5-13.
67. Dejou J, Laborde G. (2001).Le tenon radicaire est-il indispensable, utile ou dangereux ? *Cahier de prothèse* ,**116** ,31-41.
68. De March P, Frédéric . (2018). Le tribunal des reconstitutions coronoradiculaires. *L'information dentaire séance /conférence* présentée le 7 octobre 2018
69. De Moraes AP, Cenci M. (2013). Current concepts on the use and adhesive bonding of glass-fiber posts in dentistry: a review. *Applied Adhesion Science*, **1** (1):4.

- 70.**Denco Dental. (2025). Gold Plated Screw Posts – Assorted kit (ort, medium, long, extra-long, 120 pcs + keys). *Denco Dental Products*. Disponible sur : https://sa.toothpick.com/products/denco__gold__plated__screw__post-165614 (consulté le 13 septembre 2025).
- 71.**DenMat Holdings, LLC.(2025). Core-Post® – Carbon Fiber and Glass Fiber Posts. Catalogue produit DenMat. Disponible via Pearson Dental : <https://www.pearsondental.com/catalog/product.asp?pid=37023>.
- 72.**Dentatus AB. (2020).Luscent Anchors- Translucent Aesthetic System. instruction for Use .Stokholm, Sweden: Dentatus AB 2020
- 73.**Dervisevic B. (2011). Restauration de la dent dépulpée : Concepts &Préceptes These d'exercice en chirurgie Dentaire : Nancy 2011.
- 74.**Dias Martins M, Binato Junqueira R, Furtado de Carvalho R, Lopes Santo Lacerda MF, Sargatto Faé D, Araujo Lemos CA.(2021) Is a fiber post better than a metal post for the restoration of endodontically treated teeth? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. volume **112**:103750. DOI: 10.1016/j.jdent.2021.103750
- 75.**Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. (2007) Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence international*. **38**(9):733-743.
- 76.**Di Stephano F. (2017). Restauration de la dent traitée endodontiquement avec perte de substance coronaire significative : le concept des endocouronnes. Thèse d'exercice en Chirurgie dentaire, Université Toulouse III – Paul Sabatier, Toulouse, 95 p. Disponible sur : <http://thesesante.ups-tlse.fr/1693/1/2017TOU33003.pdf>
- 77.**Douglas A, Terry & Edward J. Swift. (2014) .Les reconstitutions coronoradiculaires : d'hier à aujourd'hui.Published in *Dental Tribune France*,March 13.2014.
- 78.**Du J-K, Lin W-K, Wang C-H, Lee H-E, Li H-Y, Wu J-H. FEM.(2011). analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. *Odontology*. **99**(2), 148-154.

- 79.**Duncan H.F, El-Karim I. (2023). Treatment of pulpal and apical disease: the European Society of Endodontology S3-level clinical practice guideline. *International Endodontic Journal*, **56**(Suppl. 3), 238–295. European Society of Endodontology
- 80.**Duret B, Reynaud M, & Duret F. (1990). Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire, le Composipost. Première partie. *Chirurgie Dentaire de France*, **60**(540), 131–141.
- 81.**Duret B, Reynaud M ,Duret F.(1990). Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire, le Composipost. Deuxième partie. *Chirurgie Dentaire de France*, **60**(542), 69–77.
- 82.**Dutra K.L, Pachêco-Pereira C, Bortoluzzi E.A, Flores-Mir C, Lagravère M.O , Corrêa, M.(2017). Influence of Intracanal Materials in Vertical Root Fracture Pathway Detection with Cone-beam Computed Tomography. *Journal of Endodontics*, **43**(7), pp.1170–1175.
- 83.**Dworkin S.L. (2012). Sample Size Policy for Qualitative Studies Using In-Depth Interviews. *Archives of Sexual Behavior*, **41**(6),1319–1320.
- 84.**El Ouali R, Soualhi H, El Yamani A. (2015).Les fractures radicales sous-prothétiques : comprendre pour mieux prévenir. *Cahier de Prothèses*. **169**,35-46
- 85.**Eouzan P-A. (2022).Restauration corono-radicaire et approche esthétique en secteur antérieur : un point en 2022. Thèse d'exercice en chirurgie dentaire université de Bretagne occidentale(Brest) soutenue le 2 novembre. 2022.
- 86.**European Society of Endodontology (2023). S3-level Clinical Practice Guidelines in Endodontics. *European Society of Endodontology* (ESE). Available at:
<https://www.e-s-e.eu/for-professionals/resources-for-clinicians/>
- 87.**Fadag A, Negm M, Samran A, Samran A, Ahmed G, Alqerban A .(2018). Fracture Resistance of Endodontically Treated Anterior Teeth Restored with Different Post Systems: An In Vitro Study. *European Endodontic Journal*.DOI:10.14744/ej.;3003.

- 88.** Farah J. W, Craig R. G , Sikarskie D. L. (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics*. Vol. **6**(5), 511-514. IN9, 515-520, ISSN 0021-9290.
- 89.** Farah J. W, Powers J. M. (2003). Tenons radiculaires non métalliques. *The Dental Advisor*. Juin 2003, vol.**20**(5).
- 90.** Faria-e-Silva AL, Moraes RR, Demarco FF. (2022). Biomechanical behavior of weakened roots restored with different post systems. *Operative Dentistry*. **47**(2),141–149.
- 91.** Ferrari M, Vichi A . (2000). Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *American Journal Dentistry*, **13**, 9-13.
- 92.** Ferrari M, Breschi L, Grandini S.(2008). Fiber Posts and Endodontically Treated Teeth: A Compendium of Scientific and Clinical Perspectives. *Johannesburg: Modern Dentistry Media*, 172–176. ISBN 978-0-620-40391-7.
- 93.** Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-E-Silva AL.(2015). Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*.**41**(3),309-316.
- 94.** Fokkinga W.A, Kreulen, C.M, Vallittu, P.K, Creugers N.H.J. (2004). A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *International Journal of Prosthodontics*, **17**(4), 476-482.
- 95.** Fox K , Wood D. J , Youngson C. C. A . (2004).clinical report of 85 fractured metallic postretained crowns. *International Endodontic Journal*.Vol. **37**(8), 561-573, ISSN 0143-2885.
- 96.** Fráter M, SáryT, NémaV, Braunitzer G, Vallittu, P.K, Lassila L, Garoushi, S, (2021). Fatigue failure load of immature anterior teeth: influence of different fiber post-core systems. *Odontology*, **109**(1),222–230.
- 97.** Freedman G.(2009). Intra-radicular Rehabilitation: Restorative Solutions for the Non-ideal Root. *Dental Asia*, Sept–Oct, 30-34.

98. Freitas TL de, Vitti RP, Miranda ME, et al. 2019. Effect of Glass Fiber Post Adaptation on push-out Bond Strength to Root Dentin. *Brazilian Dental Journal*. **30**(4), 350-355.
99. Gamel M. (2002). Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en prothèse fixée. *Sciences du Vivant*. hal-01732699.
100. Gateau P, Choukroun H. (1998). Le point sur les reconstitutions corono-radiculaires. *Actualité Odonto-Stomatologie*, **204**, 498-505.
101. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. (2005). Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *Journal of Biomechanics*. Vol. **38**(12), 2375-2389.
102. Geoffrion J, Bartala M. 2003. Economie tissulaire et préparations des ancrages corono-radiculaires. *Cahier de Prothèse*. **124**, 63-70.
103. Gerzina T.M, Hume W.R. (1996). Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *Journal of Dentistry*, **24**(1-2), 125-128.
104. Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M, (2003). Comparison of two techniques for removing fiber posts. *Journal of Endodontics*, **29**(9), 580-582. doi:10.1097/00004770-200309000-00009.
105. Ghanem C.M, Koller G, Zaruba M, Edelhoff D. (2025). Do CAD-CAM fibre posts exhibit higher bond strength than prefabricated fibre and metal posts? A systematic review and network meta-analysis. *British Dental Journal Open*, 11, 15.
<https://doi.org/10.1038/s41405-025-00315-x>
106. Giannini M, Soares C. J, De Carvalho R. M. (2004). Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials*, **20**(4), 322-329. DOI: 10.1016/j.dental.2003.05.001.
107. Giok Koay C, Sajesh K Veetil. (2023). Comparative effectiveness of fiber and metal posts in the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review with network meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. DOI:10.1016/j.prosdent.08.022.
108. Gombeau F. (2001). Reconstitution esthétique des dents antérieures dépulpées. *Cahiers de Prothèse*, **113**, 9-16.

-
- 109.** Gonthier S, Cheylan J.M, Degrange M.(2001)Scellement et collage des reconstitutions corono-radicales. *Cahier de Prothèse*,**113**, 35-46.
- 110.** Gonzalez-Lluch, C. Rodríguez-Cervantes, P. J.(2009). Influence of material and diameter of pre-fabricated posts on maxillary central incisors restored with crown. *Journal of Oral Rehabilitation*.Vol. **36**, No.10,737- 747, ISSN 1365-2842.
- 111.** Goodacre C.J , Spolnik K.J.(1995). The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part II. Maintaining the Apical Seal. *Journal of Prosthodontics*, **4**(1), pp.51–53.
- 112.** Goodacre C.J. , Spolnik K.J. (1995). The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part III. Tooth Preparation Considerations. *Journal of Prosthodontics*, **4**(2),122–128.
- 113.** Goracci C, Ferrari M. (2011).Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian Dental Journal*.**56**,77- 83.
- 114.** Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M.(2005). Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive postsystems. *Journal of Adhesive Dentistry*, **7**(4), 313-318.
- 115.** Grandini S, Goracci C, Tay F. R, Grandini R, Ferrari M. (2005). Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *The International Journal of Prosthodontics*, **18**(5), 399–404.
- 116.** Grandini S, Sapio S, Simonetti M.(2003). Use of anatomic post and core for aesthetic restorations: a case report. *Journal of Adhesive Dentistry*, **15**(5), 433–438.
- 117.** Grieznis L, Apse P, Soboleva U. (2006). The effect of 2 different diameter cast posts on tooth root fracture resistance in vitro. *Stomatologija. Baltic dental and maxillofacial journal*. **8**(1),30-32.
- 118.** Guastalla O, Sangare, Allard AY. (2006) .Les reconstitutions corono-radicales : problèmes mécaniques et solutions. *Stratégie Prothétique*. **6**(2):121-130.

- 119.** Gurbuz T, Sengul F, Altun C. (2008). Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dental Materials Journal*, **27**(4), 499-507, ISSN 0287-4547.
- 120.** Gutman JL. (1992). The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **67**, 458-467.
- 121.** Haralur SB. (2021). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with various esthetic posts. *Technol Health Care*. **29**(2), 243-252.
- 122.** Harorlı O.T, Cehreli S.B, Dalkılıç E, Yıldız M. (2025). Survival rates of fiber-reinforced posts: A retrospective clinical study. *Turkish Endodontic Journal*, **10**(1), 25-31.
- 123.** Heling I, Gorfil C, Slutzky H, Kopolovic K, Zalkind M, Slutzky-Goldberg I. (2002). Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **87** (6), 674-678.
- 124.** Herlem G. (2017). les fracture des prémolaires reconstitués par restauration corono-radulaire : Facteurs de risques ; diagnostic et traitement thèse d'exercice en chirurgie dentaire Réf. 110. P. 92 ; Lille. 83: Lille 2.
- 125.** Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub J.R. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**(4), 438–445.
- 126.** Holmes D. C, Diaz-Arnold A. M, Leary J. M. (1996). Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **75**(2), 140–147. DOI: 10.1016/S0022-3913(96)90090-9
- 127.** Hu Y-H, Pang, L.-C, Hsu C.-C, Lau Y.-H. (2003). Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence International*, **34**(5), 349–353.
- 128.** Huang T. J, Schilder H, Nathanson D. (1992). Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *Journal of Endodontics*, **18**(5), 209–215. DOI: 10.1016/S0099-2399(06)81262-8

129. Hsu M.-L, Chen C.-S, Chen B.-J, Huang H.H, Chang C.-L.(2009). Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: A 3D finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, **36**(11), 821–830. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2009.02000.x
130. Ibrahim RO, Al-Zahawi AR, Sabri LA.(2021). Mechanical and thermal stress evaluation of PEEK prefabricated post with different head design in endodontically treated tooth: 3D-finite element analysis. *Dental Material Journal*. **40**(2):508-518.
131. Idrissi Janati A, El Yamani A, El Bernoussi J.(2008) . Tenons en fibres de quartz et RCR esthétique. *Actualités odonto-stomatologiques* .**241**,7 - 21
132. Ichim P, Kuzmanovic D. V, Love R. M. (2006). A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *International Endodontic Journal*, **39**(6), 443–452. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2006.01085.x
133. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T , Nakamura T. (2003). 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*. **30**, 818-822.
134. Ingle J, Taintor JF. (2008). Ingle' Endodontics. 6th Ed. India: Foreign Rights John Scott and Company.
135. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G.(1999).The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *The International Journal of Prosthodontics*, **12**(1), 78-82, ISSN 0893-2174.
136. Ivoclar Vivadent .(2011). CosmoPost – Instructions for Use. Schaan: Ivoclar Vivadent AG. Disponible en ligne.
137. Jablonski-Momeni A, Lentz J, Jablonski B, Kiesow A, Morawietz M. (2024). A comparison between in vitro and randomized in situ models for remineralization of artificial enamel lesions. *Scientific Reports*, **14**, 23321. doi:10.1038/s41598-024-76387-w

138. Jacquot B. (2010). Propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en odontologie. Support de cours. Société Francophone de Biomateriaux Dentaires. Université Médicale Virtuelle Francophone.
139. Jotkowitz A, Samet N. (2010). Rethinking ferrule-a new approach to an old dilemma. *British Dental Journal*. **209**(1):25-33.
140. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. (2012). Ferrule effect: a literature review. *Journal of Endodontics*. **38**(1):11-19.
141. Jurema ALB, Filgueiras AT, Santos KA, Bresciani E, Caneppele TMF.(2022). Effect of intraradicular fiber post on the fracture resistance of endodontically treated and restored anterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **128**(1) ,13-24 .
142. Kalyoncuoğlu E, Ural Ç, Aydemir H, Aslan MA, Balkaya V.(2015) Effect of 1-piece post and core fabrication techniques on fracture strength. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*. **13**(3):e253.
143. Kawaguchi, T., Kawata, T., Kuriyagawa, T. & Sasaki, K.(2007). In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching. *Journal of Biomechanics*, **40**(2), 244–251
144. Keidjian, N. (2020). Restauration de la dent dépulpée avec des ancrages fibrés : possibilités actuelles et exemples d'application. Paris : Éditions universitaires européennes, 128 p. ISBN 978-613-8-47228-6.
145. Khadar S, Bhandary S, Hegde MN. (2022) Fracture resistance and stress distribution pattern of teeth restored with cast metal, titanium, and glass fiber posts: A 3D finite element analysis. *Journal of Conservative Dentistry*, **25**(1), 71–77.
146. Khalighinejad N, Feiz A, Faghihian R, Swift EJ.(2014). Effect of dentin conditioning on bond strength of fiber posts and dentin morphology: a review. *American Journal of Dentistry*. **27**(1):3-6.

147. Kimble P, Stuhr S, McDonald N, Venugopalan A, Campos M, C Avalcanti B. (2023), Decision Making In The Restoration Of Endodontically Treated Teeth: Effect Of Biomimetic Dentistry Training *Dentistry Journal* (Basel), 11 Article 159 .
<https://doi.org/10.3390/dj11070159>
148. Kiliç HI, Aslan T, Kiliç K, Er Ö, Esim E, Yildirim Ş. (2016). Fracture resistance of teeth with oval canal morphology restored using oval and circular posts. *Journal of Oral Science*. **58**(3), 339-345.
149. Kinney J. H, Marshall S. J, Marshall G. W. (2003). The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine : An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*. **14**(1), 13-29, ISSN 1544-1113; 1045-4411.
150. Kishen A, Kumar G.V, Chen N.N. (2004). Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in post-core restored teeth. *Dental Traumatology*, **20**(2), 90-100. doi:10.1111/j.1600-4469.2004.00250.x
151. Kivanç B. H, Alaçam T, Ulusoy O. I. A, Genç O, Görgül G. (2009). Fracture resistance of thin-walled roots restored with different post systems. *International Endodontic Journal*, **42**(11), 997-1003. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2009.01609.x
152. Komatsu K. (2010). Mechanical strength and viscoelastic response of the periodontal ligament in relation to structure. *Journal of Dental Biomechanics*. ID 502318. ISSN 1758-7360.
153. Koubi SA, Weissrock G, Tassery H, Brouillet J L. (2008) « Reconstitutions corono-radicales collées fibrées, qu'en est-il ? » *L'information Dentaire* **25**, 1382-1392.
154. Koutayas S.O, Kern M, Strub J.R. (1999) 'Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores', *International Journal of Prosthodontics*, **12**(5), 417-422.
155. Krishan R, Paqué F, Ossareh A, Kishen A, Dao T, Friedman S. (2014). Impacts of conservative endodontic cavity on root canal instrumentation efficacy and resistance to fracture assessed in incisors, premolars, and molars. *Journal of Endodontics*. **40**(8), 1160-1166.

- 156.** Kuhl S, Zitzmann N.U, Lambrecht J.T, Krastl G. (2015) ‘Comparison of the fracture resistance of monoradicular teeth restored with different post and core systems: an in vitro study’, *Journal of Prosthetic Dentistry*, **113**(6), 555–562. doi:10.1016/j. prosdent.2014.12.002.
- 157.** Lakhotia A, Singh P, Arora S. (2025). Machine learning in dentistry: a scoping review. *PLOS Digital Health*, **4**(1), e0000940. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40700462/>
- 158.** Laplanche O, Leforestier E, Medioni E, Bolla M.(2008). Les reconstitutions corono-radicales : principes généraux et critères de décision. *Stratégie Prothétique*. **8**(4),255-268.
- 159.** Lasfargues JJ, Kaleka R, Louis JJ.(2000). Le concept SISTA. Un nouveau guide thérapeutique en cariologie. *Réalités Cliniques*. **11**(1): 103-122.
- 160.** Lassila LVJ, Tanner J, Bell AML. (2004).Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Academy of Dental Materials* **20**, 29-36.
- 161.** Laviolle O, Bartala M. (2008). Restaurations coronaires préprothétiques à ancrage radiculaire : *clinique et laboratoire*. EMC.; (23-250-A-10).
- 162.** Lee J.J, Nettey-Marbell A, Cook Jr.A, Pimenta L.A.F, Leonard R, Ritter, A.V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *Journal of the American Dental Association*, **138**(12), 1599–1603.
- 163.** Lewinstein I , Grajower R, (1981). Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*, **7**(9), 421-422. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(81\)80042-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(81)80042-8).
- 164.** Liao W-C, Tsai Y-L, Wang C-H .(2021). Vertical Root Fracture in Non-Endodontically and Endodontically Treated Teeth: Current Understanding and Future Challenge. *Journal of personalized Medicine*. **11**(12),1375.
- 165.** Lili Zhou, Wang.Q. (2013). Comparison of Fracture Resistance between Cast Posts and Fiber Posts: A Meta-analysis of Literature. *Journal of Endodontics*. **39**,11–15.

- 166.** Maceri, F, Martignoni M , Vairo G.(2007). Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: A finite-element approach. *Journal of Biomechanics*, **40**(11), 2386-2398, ISSN 0021 9290.
- 167.** Maceri F, Martignoni M, Vairo G. (2009).Optimal mechanical design of anatomical post-systems for endodontic restoration. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. **12**(1), 59-71, ISSN 10255842.
- 168.** Maciel C.M, Baroudi K , Oliveira K.C.F, Santos C.D, Lima C.S, Vitti, R.P. (2024). Clinical longevity of metallic versus fiberglass intraradicular posts: a systematic review. *Brazilian Dental Science*, **27**(1), e4114. <https://doi.org/10.4322/bds.2024.e4114>.
- 169.** Magne P.(2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*. **23**(5), 539-548, ISSN 0109-5641.
- 170.** Magne P., Tan. D. T. (2008).Incisor compliance following operative procedures: a rapid 3-D finite element analysis using micro-CT data. *The Journal of Adhesive Dentistry*. **10**(1), 49-56, ISSN 1461-5185.
- 171.** MagneP, Carvalho A.O, Bruzi G, Anderson R.E , Maia H.P, Giannini M. (2014). No-post, no-crown: biomimetic restorative dentistry (science, common sense, experience). *Operative Dentistry*, **39**(6), 595–602.
- 172.** Magne P., Lazari P., Carvalho MA., Johnson T. (2017). Ferrule effect in endodontically treated teeth: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **117**(5), pp. 609–615.
- 173.** Mannocci F, Bakr M, Sedgley C, Ferrari M.(2022). Present status and future directions: The restoration of root-filled teeth. *International Endodontic Journal* ; **55**(Suppl 3):829-853. doi:10.1111/iej.13855.
- 174.** Marchionatti A.M.E, Wandscher V.F, Rippe, M.P, Valandro L.F.(2017). Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Brazilian Oral Research*, **31**,e64.

- 175.** Martino N. (2019). Retrospective analysis of survival rates of post-and-core restorations: A long-term clinical study. *Journal of Prosthodontic Research*, **63**(4), 487-492.
- 176.** Marwaha J, Arora V, Arora P, Batra D, Arya A , Biswal R. (2025). An In vitro Study on the Effect of Post Type and Core Material on the Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Teeth Restored with Full-Coverage Crowns. *Journal of Pioneering Medical Sciences*, **14**(S1), pp.366-370. <https://doi.org/10.47310/jpms202514S0147>
- 177.** McDonald A.V, King P.A, Setchell D.J.(1990). An in vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. *International Endodontic Journal*, **23** (6), pp.304–312. doi:10.1111/j.1365-2591.tb00110.x
- 178.** Mentink AG, Creugers NH, Hoppenbrouwers PM, Meeuwissen R.(1998). Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in photoelastic material. *Journal Of Dentistry*. **26**(1): 29-33.
- 179.** Metodieva-Aleksandrova M, Radeva E. (2025). Use of Radicular Posts: A Survey Among Dental Practitioners. *Journal of IMAB – Annual Proceeding (Scientific Papers)*, **31**(2), 6284-6290. <https://www.journal-imab-bg.org/issues-2025/issue2/vol31issue2p6284-6290.html>
- 180.** Meyenberg K.H, Lüthy H, Schärer P.(1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic Dentistry*, **7**(2), pp.73–80. doi:10.1111/j.1708-8240.1995.tb00719.x
- 181.** Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. (2008). Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *International Journal of Prosthodontics*, **21**(5), 458-462.
- 182.** Morais D.C, Butler S, Moraes Coelho Santos M.J.(2023). Current insights on fiber posts: a narrative review of laboratory and clinical studies. *Dentistry Journal*, **11**(10), p.236. <https://doi.org/10.3390/dj11100236>

- 183.** Morgano S.M, Brackett S.E,(1999). Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **82**(6), pp.643-657. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70005-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70005-3)
- 184.** Mously HA, Almutairi W, Al-Madi E, Abumelha M, Alhijji S, Alanazi R, Alharbi R, Alsubaie M.2024. Anterior endocrowns as an alternative to core-crown restorations. *BMC Oral Health*. **24**,761. doi:10.1186/s12903-024-04718-3.
- 185.** Moyen G, Cheleux N. (2001). Tenon en composite à base de fibres, intérêts biomécaniques et propriétés adhésives. *Cahier de Prothèse* **116**,43-50.
- 186.** Nageswar Rao R. (2009). Advanced Endodontics. First edition. Jaypee Brothers Medical Publishers. India.
- 187.** Najeeb S, Khurshid Z, Zafar M.S, Alrahabi M, Alresayes S. (2025). Artificial Intelligence in Restorative Dentistry. *Journal of Clinical Medicine*, **14**(3), 944. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12008862/>
- 188.** Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. (2012) .10-year survival evaluation for glass-fiber-supported post endodontic restoration: *Journal of endodontic* . **38**(4),432–435.
- 189.** Nissan R, Segal H, Pashley D, Stevens R, Trowbridge H.(1995) Ability of bacterial endotoxin to diffuse through human dentin. *Journal of Endodontics*. **21**(2),62-64.
- 190.** Nothdurft F. P, Pospiech P. R. (2006).Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: A pilot study. *The Journal of ProstheticDentistry*.Vol. **95**(4),311-314.
- 191.** Odin-Gendrel A, Raux F.(2014). Reconstitution corono-radulaire : sceller ou coller ? In : Restaurer la dent dépulpée. *Information dentaire* 31-42.

- 192.** Okada D, Miura H, Suzuki C, Komada W, Shin C, Yamamoto M, Masuoka D.(2008). Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. *Dental Materials Journal*.Vol. **27**(4),605-611, ISSN 0287-4547.
- 193.** Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G, Ohkawa S, Fujisawa M. (2008).Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Dental Materials Journal*. Vol. **27**(1),49-55, ISSN 0287-4547.
- 194.** Olawumi D, Elamin H, Abu Kasim N.H, Al-Sanabani F, Ahmed H. (2024). Innovative PEEK in Dentistry of Enhanced Adhesion and Sustainability through AI-Driven Surface Treatments. *Bioengineering*, **11**(9), 925. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39329666/>
- 195.** Oliveira LV, Maia TS, Zancopé. (2018). Intra6radicular cleaning protocols increase the retention of fiberglass posts ? A systematic review. *Brazilian Oral Research*.32:e16.
- 196.** Omezzine M, Boujelben y, Gasmi I.N. (2012). Les reconstitutions corono-radiculaires fibrées. *Actualités Tunisiennes d'Odontologie*. (2012). Vol.2(2).
- 197.** Ona M, Wakabayashi N, Yamazaki T, Takaichi A, Igarashi Y.(2013). The influence of elastic modulus mismatch between tooth and post and core restorations on root fracture. *International Endodontic Journal*. **46**(1),47-52.
- 198.** Otkowitz A, Samet N. (2010). Rethinking ferrule--a new approach to an old dilemma. *British Dental Journal*. **209**(1),25-33.
- 199.** Oyar P.(2014). The effects of post-core and crown material and luting agents on stress distribution in tooth restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **112**(2),211-219.
- 200.** Özarslan M, Büyükkaplan UŞ, Özarslan MM. 2021.Comparison of the fracture strength of endodontically treated teeth restored with polyether ether ketone, zirconia and glass-fibre post-core systems. *International Journal of Clinical Practice* [online].

-
- 201.** Özcan M.(2020). Adhesion to intraradicular dentin: Concepts and challenges. *International Journal of Adhesion & Adhesives*, **104**, 102627. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2020.102627>
- 202.** Papa J, Cain C, Messer HH.(1994). Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endodontics and Dental Traumatology*. **10**(2),91–93.
- 203.** Papathanasiou G .(2006) . l’anatomie des dents humaines permanentes. *Cahier de prothèse* ,**131** , 43-56 .
- 204.** Paphangkorakit J, Osborn JW. (2000).The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Archive of Oral Biology*. **45**(12):1033-1041
- 205.** Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppin-Rontani RM.(2009). Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *Journal of Dentistry*.**37**(12),903-908.
- 206.** Patel S. (2022). Present status and future directions: vertical root fractures in endodontics. *International Endodontic Journal*. **55**(12), 1234-1248. <https://doi.org/10.1111/iej.13888>
- 207.** Pegoretti A. Fambri L. Zappini G, Bianchetti M.(2002). Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*.Vol. **23**(13), 2667-2682, ISSN 0142-9612.
- 208.** Perdigão J, Araujo E, Lopes M, Marçal F.(2021). Dentine-post interface: current challenges and clinical relevance. *Dental Materials*. **37**(3),464–472.
- 209.** Pereira J. R., de Ornelas F, Conti P. C, do Valle A. L.(2006). Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. **95**(1),50-54, ISSN 0022-3913.
- 210.** Pérez-González A, Iserte-Vilar J. L, González-Lluch C. (2011). Interpreting finite element results for brittle materials in endodontic restorations. *BioMedical Engineering OnLine*, 10, Article 44. DOI: 10.1186/1475-925X-10-44

-
- 211.** Pérez-González A, González-Lluch C. A. (2016). Analysis of the effect of design parameters and their interactions on the strength of dental restorations with endodontic posts, using finite element models and statistical analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **19**(4), 428–439. DOI: 10.1080/10255842.2015.1034116
- 212.** Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. (2002). Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Vol. **88**(4), 442-448, ISSN 0022-3913.
- 213.** Plotino G, Grande N.M, Bedini R, Pameijer C.H, Somma F.(2007). Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dental Materials*, **23** (9),1129–1135. doi:10.1016/j.dental.2006.06.047
- 214.** Ploumaki A, Bilkhair A, Tuna T, Stampf S, Strub JR.(2013). Success rates of prosthetic restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *Journal of Oral Rehabilitation*. **40**(8),618-30.
- 215.** Poletto D, Poletto AC, Cavalaro A .(2017). Smear layer removal by different chemical solutions used with or without ultrasonic activation after post preparation. *Restorative Dentistry & Endodontics*. **42** (4): 324-331.
- 216.** Popescu S.M.(2024). Cracked Teeth and Vertical Root Fractures in Pandemic Crisis – Retrospective Study. *International Journal of Medical Dentistry*, **28**(2), 35-41. PMID:39371055.
- 217.** Popescu S.M.(2025). Oral Clinical and Radiological Signs of Excessive Occlusal Forces in Bruxism. *Diagnostics*, **15**(6), 702.
<https://doi.org/10.3390/diagnostics15060702>
- 218.** Porciani PF, Coniglio I, Grandini S.(2008). « Fiber post fitting to canal anatomy : a review of the morphology and shape of root canal system. *International Dentistry SA* **10**:52-58.

- 219.**Promchouy N.(2025). Prevalence of Vertical Root Fractures in Root Filled Teeth and Their Clinical and Radiographic Risk Factors: A Modern Case-Control Analysis Based on Surgical Diagnosis. *Journal of Endodontics*.
- 220.**Pudduy M.(2024). Ancrage corono-radriculaire en prothèse fixé : comparaison des ancrages corono- radriculaires réalisés par aquisition optique versus chimico-manuelle : présentation d'un cas clinique. *Sciences du Vivant [q-bio]*. dumas-04651148.
- 221.**Purton D.G, Love, R.M, Chandler N.P.(2000). Rigidity and retention of ceramic root canal posts. *Operative Dentistry*, **25**(3),223–227.
- 222.**Rahim N.F. A. Al-Kahtani A. Alghamdi A. Alshahrani M. Al-Shehri M. Alqarni S. and Alamri A. (2025). Comparative evaluation of adaptation and fracture resistance of CAD-CAM fabricated zirconia posts in endodontically treated teeth. *Scientific Reports*, **15**, 15348. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-15348-3>
- 223.**Rappelli G. Scalise L. Procaccini M, Tomasini E. P.(2005). Stress distribution in fiber reinforced composite inlay fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Vol. **93**, 425-432, ISSN 0022-3913.
- 224.**Randow K. & Glantz P.O. (1986). On cantilever loading of vital and non-vital teeth: an experimental clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica*, **44**(5),271–277. doi:10.3109/00016358609004733
- 225.**Rathke A. Frehse H, Hrusa B. (2022). Vertical root fracture resistance and crack formation of root canal-treated teeth restored with different post-luting systems. *Odontology*, **110**, 719-725. <https://doi.org/10.1007/s10266-022-00709-5>.
- 226.**Raux F. Degrange M. (2010). Les reconstitutions corono-radriculaire adhésives : Quand ? Comment ? *Entretiens de Bichat Odontologie-Stomatologie*. Pages 19-22.
- 227.**Reeh ES, Messer HH, Douglas WH.(1989).Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics* . **15**(11),512-516

- 228.** Rees JS. 2001. An investigation into the stress distribution in a root-filled tooth restored with a post. *Journal of Oral Rehabilitation*. **28**(9), 874–882.
- 229.** Rezaei Dastjerdi M, Amirian Chaijan K, Tavanafar S. (2015). Fracture resistance of upper central incisors restored with different posts and cores. *Restorative Dentistry Endodontic*. **40** (3), 229-235. doi:10.5395/rde.40.3.229.
- 230.** Ricketts, D. N. J., C. M. E. Tait A. J. Higgins. (2005). « Post and Core Systems, Refinements to Tooth Preparation and Cementation ». *British Dental Journal*, **198** (9), 533
- 231.** Rivera, E.M , Walton R.E.(2009). Longitudinal tooth fractures: findings that contribute to complex endodontic diagnoses. *Endodontic Topics*, 16(1), 82–111.
- 232.** Rodríguez-Cervantes P. J, Sancho-Bru J. L, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Pérez-González A , Sánchez-Marín F. T.(2007). Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *Journal of Oral Rehabilitation* .Vol. **34**(2), 141-152, ISSN 0305-182X.
- 233.** RTD Dental (2014). DT Light-Post Quartz Fiber Post: Product Information Brochure. Grenoble: RTD.
- 234.** Saad K.B., Bakry S.I, AboElhassan R.G. (2023). Fracture resistance of endodontically treated teeth, restored with two post-core systems in different post space diameters (in vitro study). *BMC Oral Health*, **23**(1), 647. Available at: <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03730-4>.
- 235.** Sabbagh J, McConnell R. (2023). Bulk Fill Resin Composites in Dentistry: A Clinical Guide. Cham: Springer. ISBN 978-3-031-16387-6, eBook ISBN 978-3-031-16388-
- 236.** Sammany F, Sultan M, Ide N.A.D.(2019). Stress and Strain Distribution in a Single Root Canal Post Made of Polyether Ether Ketone Using Three-Dimensional *Finite Elements Method* .**6**, 1-07.
- 237.** Samran A, El Bahra S, Kern M. (2013). The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. *Dental Materials Official Publication of the Academy of Dental Materials*. **29**(12), 1280-1286.

- 238.** Santana F.R. Castro C.G. Simamoto-Júnior P.C. Soares P.V. Quagliatto P.S. Estrela C, Soares C.J. (2011). Influence of post system and remaining coronal tooth tissue on biomechanical behaviour of root filled molar teeth. *International Endodontic Journal*, **44**(5), 386–394. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01807.x
- 239.** Sarfati E . Harterj C. Radiguet J.(1995). Evolution des conceptions des reconstitutions des dents déulpées. Le tenon radriculaire: de son existence à sa disparition. *Cahier de Prothèse* ,**90**, 71-78.
- 240.** Sarkis-Onofre R, Jacinto R de C, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. 2014.Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *Journal of Dentistry*. 42(5):582-7.
- 241.** Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, Scheuber S, Schweizerhof K, Rues S. (2010).Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomaterialia*. **6**(9),3747-3754.
- 242.** Sedgley C.M, Messer H.H. (1992) ‘Are endodontically treated teeth more brittle? *Journal of Endodontics*, **18**(7), 332–335.
- 243.** Seguela V, d’Incau E. (2015).Les restaurations corono-radculaires « du continuum biomécanique au continuum optique »...*L’Information dentaire* ,**97**(29), 38-48.
- 244.** Sharma A. Shetty P.P. Ali A. Bhardwaj M. Dubey D, Chhabra S. (2021) ‘Comparative evaluation of the compressive, tensile, and flexural strengths of Paracore®, FlouroCore® 2+, and MultiCore® resin-based core build-up materials – An in vitro study’ *Journal of Conservative Dentistry*, **24**(6),576–579. doi:10.4103/jcd.jcd_529_21.
- 245.** Sharma A. (2023) "Tensile and elastic modulus evaluation of human dentin: in vitro experimental study", *Materials* (Basel).
- 246.** Shetty P. P, Meshramkar R, Patil K. N, Nadiger R. K. (2013). A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *European Journal of Dentistry*, **7**(4), 419–422.

- 247.** Sidoli G.E, King P.A, Setchell D.J. (1997). An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **78**(1), 5–9. doi:10.1016/S0022-3913(97)70080-5
- 248.** Skupien J.A, Opdam N.J, Winnen R, Bronkhorst E, Kreulen C, Pereira-Cenci T, Huysmans M.C. (2016). Crown vs. composite for post-retained restorations: a randomized clinical trial. *Journal of Dentistry*. DOI: 10.1016/j.jdent.**03**.007
- 249.** Slutzky-Goldberg I, Slutzky H, Gorfil C, Smidt A.2009. Restoration of Endodontically Treated Teeth Review and Treatment Recommendations. *International Journal of Dentistry*.
<http://www.hindawi.com/journals/ijd/2009/150251/abs/>
- 250.** Soares C. Silva N.Castro C. Santos-Filho P. Silva G. Campos R. (2009). 'Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis' *Indian Journal of Dental Research*. **20**(2),153-158.
- 251.** Sorrentino R, Di Mauro MI, Ferrari M, Leone R, Zarone F.(2016) Complications of endodontically treated teeth restored with fiber posts and single crowns or fixed dental prostheses-a systematic review. *Clinical Oral Investigations*. **20**(7):1449-57
- 252.** Sorrentino R, Monticelli F, Goracci C, Zarone F, Tay FR, Ferrari M. (2007).Effect of post and core restorations on the fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars in different restorative systems. *American Journal of Dentistry*, **20**(4), 269-274.
- 253.** Soundar SIJ, Suneetha TJ, Angelo MC, Koor LC.(2014). Analysis of Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with Different Post and Core System of Variable Diameters: An In Vitro Study. *Journal of the Indian Prosthodontic Society*.**14**(2):144-50.
- 254.** Su M. L, Chen C. S, Chen B. J, Huang H. H , Chang C. L.(2009). Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: a 3D finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. Vol. **36**(11),821-830, ISSN 1365-2842; 0305-182X.

- 255.** Sugaya T, Nakatsuka M, Inoue K, Tanaka S, Miyaji H, Sakagami R. (2015). Comparison of fracture sites and post lengths in longitudinal root fractures. *Journal of Endodontics*. **41**(2).159-163.
- 256.** Summit J B, Robbins J.W, Hilton T.J , Schwartz R.S.(2006). Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach, 3ème Edition. Chicago: Quintessence Publishing.
- 257.** Tabardel V.(2020). La zircone dans tous ses états : le point sur les évolutions des matériaux et procédures. Thèse de doctorat en Chirurgie dentaire faculté d'odontologie Aix-Marseille université. dumas-03182456.
- 258.** Taha NA , AbdulAzeez ZH. (2023). Mechanical behavior of post systems under off-axis loading. *European Journal of Dentistry*,**17**(2),345- 352.
- 259.** Tang W, Wu Y, Smales RJ. (2010). and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*. **36**(4),609-617.
- 260.** Tay FR, Pashley DH.(2007). Monoblocks in root canals – a hypothetical or a tangible goal. *Journal of Endodontics*. Avril ; **33**(2),391 – 398.
- 261.** Teixeira KN, Duque TM, Maia HP, Gonçalves T. (2020).Fracture Resistance and Failure Mode of Custom-made Post-and-cores of Polyetheretherketone and Nano-ceramic Composite. *Operative Dentistry*,**45**(5),506-515
- 262.** Terry DA, Leinfelder KF, Geller W. (2008).Aesthetic & Restorative Dentistry: Material Selection & Technique. 1st ed. Stillwater, MN: Everest Publishing Media.
- 263.** Toparli M. (2003).Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite elementmethod. *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. **30**.(5), 470-476, ISSN 0305-182X.
- 264.** Toksavul S, Toman M, Uyulgan C, Nergiz I. (2010) ‘Effect of noble metal alloy post and core material on the fracture resistance of endodontically treated teeth’, *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **18**(1), 2–7. PMID: 20397495.

- 265.** Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. (2011). Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *Journal of Endodontics*, **37**(11), 1512-1515.
- 266.** Trulsson M, Johansson R.S. (2021) 'Oral mechanoreceptors and their role in oral function and tactile sensibility', *Journal of Oral Rehabilitation*, **48**(3), 271–280. doi:10.1111/joor.13157.
- 267.** Tu Man Chau T, Ngoc Tran T, Pham T.H, Bui T. (2025). Survival of Endodontically Treated Teeth with Direct and Indirect Posts: A 5-Year Retrospective Evaluation. *Prosthesis*, **5**(1), 90-103.
<https://doi.org/10.3390/prosthesis5010007>
- 268.** Unver S, Ozturk A.N, Ozturk B, Iseri U, Karabekiroglu S. (2016). Evaluation of stress distributions in maxillary central incisors restored with different post and core materials: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **116**(4), 528–536. doi:10.1016/j.prosdent.2016.02.017
- 269.** Uddanwadiker R. V, Padole P. M, Arya H.(2007). Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *Journal of Bioscience and Bioengineering*. Vol. **104**(5), 363-370, ISSN 1389-1723; 1347-4421.
- 270.** Unver S, Onay EO, Ungor M. (2011). Intenre-plantation of a vertically fractured tooth repaired with an adhesive resin. *International Endodontic Journal*. **44**(11), 1069-1078.
- 271.** VDW GmbH. (2020) D.T. Light-Post: specific Double Taper Shape – Product Brochure. Rev.3/01.04.2020. Munich: VDW GmbH. Disponible à : <https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Post-Endo/VDW-Dental-DT-LIGHT-POST-Productbroschure-EN.pdf> (Accédé le 13 septembre 2025).
- 272.** Vertucci, Frank J. (2005). « Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures ». *Endodontic topics* **10** (1), 3–29.

- 273.** Wandscher VF, Bergoli CD, de Oliveira AF, Kaizer OB, Souto Borges AL, Limberguer I da F. (2015). Fatigue surviving, fracture resistance, shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.**43**:69-77.
- 274.** Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K.(2019) Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: *a systematic review and meta-analysis*. *Quintessence International* . **50**(1):8-20
- 275.** Yuan K, Niu C, Xie Q, Jiang W, Gao L, Huang Z, Ma R.(2016). Comparative evaluation of the impact of minimally invasive preparation vs. conventional straight-line preparation on tooth biomechanics: a finite element analysis. *European Journal of Oral Sciences*, **124**(6) ,591–596. doi:10.1111/eos.12303
- 276.** Ying Y, Zhang L, He Y, Ma J, Sun X. (2022). Clinical evaluation of CAD/CAM customized zirconia post and cores: A retrospective cohort study. *BMC Oral Health*, **22**, 273. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02273-4>
- 277.** Yilmaz S, Dumani A, Yoldas O. (2016).The effect of antibiotic pastes on microhardness of dentin. *Dental Traumatology official Publication of the International Association for Dental Traumatology*;**32**(1):27-31.
- 278.** Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. (2015).Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clinical Oral Investigations*. **19**(6),1405-1409
- 279.** Zadik Y, Sandler V, Bechor R, Salehrabi R.(2008). Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology Endodontology*. **106**(5),31-35.
- 280.** Zafar M,Amin F,Fareed M A,Ghabani H,Riaz S, khurshid Z, Kumar N (2020) . Biomimetic Aspect of Restorative Dentistry Biomaterials. *Biomimetics*, **5**(3),34
<https://doi.org/10.3390/Biomimetics5030034>

- 281.** Zarei M, Afkhami F, Malek Poor Z. (2013). Fracture resistance of human root dentin exposed to calcium hydroxide intervisit medication at various time periods: an in vitro study. *Dental Traumatology: Official Publication of the International Association for Dental Traumatology*. **29**(2),156-160.
- 282.** Zaytsev D.(2015). Correction of some mechanical characteristics of human dentin. *Materials Science and Engineering: C*, **50**.18-27.
- 283.** Zhang K, Kim YK, Cadenaro M . (2010). Effects of di exposure times and concentrations of sodium hypochlorite /ethylenediaminetetraacetic acid on the structural integrity of mineralized dentin. *Journal of Endodontic*, **36** (1),105-109.
- 284.** Zicari F, Van Meerbeek B, Debels E, Lesaffre E, Naert I. (2011). An up to 3-year controlled clinical trial comparing the outcome of glass fiber posts and composite cores with gold alloy-based posts and cores for the restoration of endodontically treated teeth. *International Journal of Prosthodontics*, **24**(4),363-372.
- 285** Ziskind D. (2021). Elastic modulus and hardness of human dentin: an in vitro nanoindentation study. *Materials (Basel)*, **14**(9):2323. doi: 10.3390/ma14092323

ANNEXES

Résultats et analyses statistiques

Tableau des paramètres mécaniques : Tenons en acier en compression axiale

Éprouvette	Module d'élasticité (GPa)	Force pour déformation (N)	dL pour force de déformation (mm)	Limite d'élasticité (N)	dL pour limite d'élasticité (mm)	Force maximale axiale (N)	dL pour Fmax axiale (mm)	Force de rupture axiale (N)	dL à rupture axiale (mm)	Contrainte maximale axiale (MPa)	Contrainte à rupture axiale (MPa)	Déformation (%)
A1	155.0	927.07	6.02	1228.09	8.07	2758.41	1.35	2091.23	1.58	243.22	184.39	0,64
A2	198.0	1680.84	8.55	1975.61	10.12	6475.93	1.6	4777.9	1.82	571.01	421.29	0,94
A3	210.0	1486.5	7.12	1862.65	8.99	4544.76	1.68	3096.29	1.85	400.73	273.01	0,94
A4	160.0	1973.9	12.4	2792.76	17.53	7274.33	1.41	5534.83	1.68	641.41	488.03	0,74
A5	175.0	899.33	5.16	1211.63	7.04	2571.97	1.39	1695.44	1.68	226.78	149.49	0,74
A6	190.0	1488.24	7.86	1882.59	10.02	4958.08	1.3	3394.5	1.59	437.18	299.31	0,64
A7	205.0	1172.78	5.78	1888.02	9.28	4373.06	1.32	3282.54	1.6	385.59	289.44	0,74
A8	203.0	733.15	3.66	994.14	5.01	2632.56	1.51	2206.21	1.81	232.12	194.53	0,94
A9	148.0	1540.56	10.43	2444.42	16.57	7207.32	1.33	6070.28	1.54	635.5	535.24	0,64
A10	152.0	1176.92	7.78	1393.89	9.22	2972.21	1.69	1974.25	1.89	262.07	174.08	0,94
A11	185.0	945.89	5.14	1381.64	7.6	3090.82	1.55	2397.82	1.79	272.53	211.43	0,84
A12	170.0	1644.07	9.75	2341.17	13.9	6253.07	1.48	5303.24	1.71	551.36	467.61	0,84
A13	165.0	1636.71	9.99	2177.7	13.34	6792.06	1.53	5434.83	1.81	598.89	479.21	0,94
A14	160.0	1372.47	8.65	1972.53	12.39	4100.25	1.32	2984.33	1.48	361.54	263.14	0,54
A15	172.0	2085.57	12.19	2601.25	15.21	7253.04	1.68	5631.02	1.96	639.53	496.51	1,04
A16	180.0	1473.5	8.26	2011.71	11.28	6457.9	1.48	4315.43	1.7	569.42	380.51	0,84
A17	195.0	1126.94	5.84	1802.43	9.3	4254.58	1.41	2887.15	1.55	375.15	254.57	0,64
A18	190.0	646.57	3.45	907.74	4.93	2863.82	1.49	2265.99	1.66	252.52	199.8	0,74
A19	155.0	2052.16	13.29	2463.15	15.95	6564.0	1.53	5561.02	1.65	578.78	490.34	0,74
A20	165.0	861.69	5.25	1396.83	8.56	4621.11	1.69	3106.49	1.99	407.46	273.91	1,04
Moyenne	176.65	1346.24	7.83	1836.5	10.72	4900.96	1.49	3700.54	1.72	432.14	326.29	0,8
Dentine témoin	20	215	0,5	1050	0,7	1170	1.2	1100	0,75	145	125	1,7
Dentine littérature	18	190	0.4	980	0,65	1000	2.8	950	0.7	130	115	1,2

Tableau des paramètres mécaniques : Tenons en titane en compression axiale

Éprouvette	Module d'élasticité (GPa)	Force pour déformation (N)	dL pour déform (mm)	Limite d'élasticité (N)	dL limite élasticité (mm)	Force max axiale (N)	dL F max (mm)	Force à rupture (N)	dL rupture (mm)	Contrainte max (MPa)	Contrainte à rupture (MPa)	Déformation (%)
T1	100.0	762.22	9.21	794.09	7.98	2311.11	3.07	2092.2	3.22	203.8	184.5	1,06
T2	116.67	588.89	9.39	616.4	8.08	2133.33	3.24	2070.1	3.39	188.12	182.55	1,16
T3	96.67	733.33	10.45	754.01	9.66	2222.22	2.0	2098.75	2.27	195.96	185.07	1,06
T4	93.33	617.78	8.86	623.04	7.6	1955.56	3.6	1910.99	3.75	172.45	168.52	0,96
T5	103.33	675.56	9.04	689.6	7.7	1777.78	3.42	1674.35	3.57	156.77	147.65	1,36
T6	120.0	646.67	10.27	672.61	9.36	1600.0	2.36	1513.7	2.62	141.09	133.48	1,46
T7	110.0	560.0	9.92	580.38	8.92	2044.44	2.71	1971.21	2.86	180.29	173.83	1,66
T8	90.0	704.44	9.74	738.38	8.85	1866.67	2.18	1827.48	2.53	164.61	161.15	1,36
T9	113.33	820.0	9.57	853.55	8.78	2400.0	2.89	2202.09	3.04	211.64	194.19	0,86
T10	106.67	791.11	10.1	818.37	9.23	1688.89	2.53	1550.12	2.68	148.93	136.69	0,96
T11	110.08	692.5	9.63	689.31	8.93	1885.66	2.87	1864.19	2.93	179.68	164.21	0,86
T12	113.25	639.15	9.16	775.33	8.25	1925.16	2.92	1698.18	3.21	180.8	152.48	0,96
T13	110.56	694.1	8.8	684.86	8.09	2198.11	2.74	1860.91	3.01	201.14	182.87	1,66
T14	101.7	646.49	10.09	734.91	9.24	1900.03	2.86	1839.12	3.11	181.01	158.95	0,86
T15	100.99	707.83	10.61	717.02	7.97	1909.55	2.97	1973.04	2.81	180.2	177.51	1,56
T16	105.41	725.69	9.43	712.05	9.15	2040.18	2.76	1815.71	2.69	169.34	161.31	1,06
T17	108.1	683.95	9.71	785.42	9.29	2034.74	2.8	1928.52	3.16	173.13	162.92	0,86
T18	99.4	716.03	9.13	740.33	9.23	1930.7	2.9	1901.49	2.78	180.96	169.94	1,06
T19	99.59	698.38	9.68	656.49	8.35	1855.66	2.62	1888.57	2.92	172.91	170.78	0,96
T20	106.27	718.44	10.44	734.86	8.31	1958.43	2.49	1823.42	2.81	169.79	166.25	1,36
Moyenne	105.27	691.13	9.66	718.55	8.65	1981.91	2.8	1875.21	2.97	177.63	166.74	1,05
Dentine témoin	20	215	0.5	1050	0.7	1170	3.3	1000	0.75	145	125	1,7
Dentine littérature	18	190	0,4	980	0.65	1000	2,8	950	0.7	130	115	1.2

Tableau des paramètres mécaniques : Tenons en Gold plated en compression axiale

Éprouvette	Module d'élasticité (GPa)	Force pour déformation (N)	dL pour déformation (mm)	Limite d'élasticité (N)	dL pour limite élasticité (mm)	F max axiale (N)	dL F max (mm)	Force à rupture (N)	dL rupture (mm)	Contrainte max (MPa)	Contrainte à rupture (MPa)	Déformation (%)
G1	20.86	478.0	0.08	1004.0	0.09	1787.0	0.12	1554.0	0.14	160.83	116.55	1,4
G2	21.36	476.0	0.11	955.0	0.1	1845.0	0.14	1593.0	0.12	166.05	119.48	1,33
G3	21.02	477.0	0.1	998.0	0.11	1823.0	0.12	1625.0	0.11	164.07	121.88	1,62
G4	22.62	489.0	0.12	1003.0	0.11	1810.0	0.11	1571.0	0.14	162.9	117.82	1,61
G5	22.57	486.0	0.12	943.0	0.1	1766.0	0.11	1526.0	0.15	158.94	114.45	1,26
G6	22.13	488.0	0.12	1017.0	0.12	1766.0	0.13	1549.0	0.11	158.94	116.18	1,46
G7	19.68	464.0	0.12	939.0	0.1	1756.0	0.12	1505.0	0.15	158.04	112.88	1,32
G8	21.67	483.0	0.13	932.0	0.09	1837.0	0.13	1635.0	0.12	165.33	122.62	1,2
G9	20.61	490.0	0.11	979.0	0.08	1810.0	0.1	1545.0	0.15	162.9	115.88	1,31
G10	21.51	483.0	0.11	996.0	0.11	1821.0	0.12	1638.0	0.11	163.89	122.85	1,59
G11	21.14	473.0	0.11	990.0	0.1	1752.0	0.11	1557.0	0.13	157.68	116.78	1,49
G12	21.69	467.0	0.12	952.0	0.11	1847.0	0.13	1588.0	0.12	166.23	119.1	1,64
G13	22.38	479.0	0.11	924.0	0.11	1833.0	0.11	1559.0	0.12	164.97	116.92	1,23
G14	21.97	512.0	0.12	1022.0	0.11	1771.0	0.13	1578.0	0.13	159.39	118.35	1,27
G15	22.47	465.0	0.08	963.0	0.1	1768.0	0.11	1565.0	0.15	159.12	117.38	1,42
G16	21.77	465.0	0.1	1009.0	0.1	1768.0	0.1	1567.0	0.13	159.12	117.52	1,55
G17	21.35	483.0	0.11	1002.0	0.12	1780.0	0.12	1582.0	0.12	160.2	118.65	1,49
G18	21.6	485.0	0.13	977.0	0.1	1802.0	0.12	1538.0	0.12	162.18	115.35	1,26
G19	21.39	493.0	0.13	1006.0	0.09	1793.0	0.14	1556.0	0.13	161.37	116.7	1,42
G20	22.31	477.0	0.11	954.0	0.08	1779.0	0.12	1522.0	0.11	160.11	114.15	1,19
Moyenne	21.6	480.65	0.11	978.25	0.1	1795.7	0.12	1567.65	0.13	161.61	117.57	1,4
Dentine Témoïn	20	215	0.5	1050	0.7	1170	3,3	1100	0.75	145	125	1.7
Dentine Littérature	18	190	0.4	980	0.65	1000	2,8	950	0.7	130	115	1.2

Tableau des paramètres mécaniques : Tenons en fibre de verre en compression axiale

Éprouvette	Module d'élasticité (GPa)	Force de déformation (N)	dL déformation (mm)	Limite d'élasticité (N)	dL limite élasticité (mm)	Forcemax (N)	dL pour F max (mm)	F à rupture (N)	dL rupture (mm)	Contrainte max (MPa)	Contrainte rupture (MPa)	Déformation (%)
V1	17.60	4771,61	6.73	1448,0	2.90	1356.2	2.87	1236.7	2.75	122.06	102,75	9,65
V2	20.77	4796,83	7.57	1619,81	3.76	1474.8	3.87	1317.4	3.62	132.73	108,8	9,72
V3	18.73	4777,77	6.93	1856,99	4.94	1391.5	4.24	1241.6	3.85	125.24	103,12	9,7
V4	21.27	4807,77	7.93	2017,79	5.75	1433.9	5.75	1287.4	5.07	129.05	106,56	9,73
V5	17.75	4770,19	6.68	2046,46	5.89	1378.6	6.05	1209.5	5.48	124.07	100,71	9,78
V6	19.79	4800,61	7.70	2328,74	7.30	1492.3	6.86	1360.8	6.22	134.31	112,06	9,73
V7	17.49	4762,17	6.41	1423,91	2.78	1364.7	3.01	1197.1	2.84	122.82	99,78	9,75
V8	21.78	4817,13	8.24	1858,64	4.95	1421.8	4.29	1282.5	4.01	127.96	106,19	9,8
V9	17.43	4769,27	6.65	1899,86	5.16	1408.2	5.72	1246.0	5.50	126.74	103,45	9,76
V10	22.14	4809,47	7.99	2411,34	7.71	1467.4	6.32	1309.5	5.82	132.07	108,21	9,75
V11	17.13	4766,13	6.54	1658,58	3.95	1383.9	3.45	1223.4	3.06	124.55	101,76	9,78
V12	22.33	4814,67	8.16	1651,61	3.92	1447.5	4.15	1298.7	3.92	130.28	107,4	9,78
V13	18.85	4774,25	6.82	1721,09	4.26	1352.4	4.86	1190.8	4.61	121.72	99,31	9,87
V14	21.01	4818,74	8.30	2157,48	6.45	1482.9	5.55	1329.6	5.16	133.46	109,72	9,87
V15	17.21	4774,04	6.81	2292,25	7.12	1414.0	6.34	1253.2	6.03	127.26	104,0	9,86
V16	19.79	4801,13	7.71	2389,29	7.61	1458.7	6.73	1294.0	6.21	131.28	107,05	9,9
V17	18.19	4772,03	6.74	1555,05	3.43	1398.1	3.00	1238.1	2.78	125.83	102,86	9,9
V18	21.21	4800,64	7.70	1658,61	3.95	1439.2	4.39	1276.3	4.02	129.53	105,72	9,85
V19	18.51	4783,56	7.13	1892,54	5.12	1370.5	5.12	1204.9	4.49	123.35	100,37	9,93
V20	21.52	4812,37	8.09	2077,49	6.05	1478.0	6.60	1333.2	5.85	133.02	109,99	9,9
Moyenne	19.52	4790,02	7.34	1898,28	5.15	1420.03	4.96	1276.5	4.56	127.57	105,27	9,8
Dentine Témoin	20	215	0.5	1050	0.7	1170	3.3	1100	0.75	145	125	1.7
Dentine Littérature	18	190	0.4	980	0.65	1000	2.8	950	0.7	130	115	1.2

Tableau de résultats mécaniques : Tenons en acier en compression oblique à 45°

Éprouvette	Module d'élasticité (GPa)	Force de déform (N)	dL pour F déform (mm)	Limite d'élasticité (N)	dL limite élasticité (mm)	Force max (N)	dL pour Fmax (mm)	Force à rupture (N)	dL rupture (mm)	Contrainte max (MPa)	Contrainte à rupture (MPa)	Déformation (%)
A21	110.27	731,87	4.10	943,84	4.96	2250.75	0.97	1097.26	1.00	198.46	96.75	1,16
A22	112.01	559,78	4.43	750,23	4.60	1820.52	0.99	1187.63	1.02	160.52	104.72	0,56
A23	111.16	371,13	4.21	538,01	3.92	1348.90	1.04	269.66	0.95	118.94	23.78	0,46
A24	113.47	657,99	4.09	860,72	4.56	2066.04	0.91	1344.36	1.08	182.17	118.54	0,66
A25	111.69	382,27	3.85	550,54	3.24	1376.75	1.03	275.33	1.05	121.39	24.28	0,56
A26	114.23	643,07	4.29	843,94	4.28	2028.76	1.03	1369.21	0.99	178.88	120.73	0,66
A27	113.01	525,5	3.88	711,67	3.29	1734.82	0.94	1370.68	1.04	152.97	120.86	1,16
A28	112.53	463,73	4.78	642,18	4.89	1580.40	0.93	1179.61	0.96	139.35	104.01	1,26
A29	113.88	526,25	4.93	712,52	4.04	1736.70	0.96	1249.90	1.06	153.13	110.21	0,96
A30	110.96	193,56	3.77	338,24	3.83	904.97	0.97	571.22	1.13	79.80	50.37	0,66
A31	114.67	666,63	4.58	870,44	3.53	2087.65	1.01	1533.17	1.00	184.08	135.19	1,06
A32	111.32	632,43	4.06	831,96	4.55	2002.14	0.99	1506.21	1.07	176.54	132.81	1,36
A33	113.29	488,04	4.14	669,53	3.91	1641.18	1.10	1062.66	0.97	144.71	93.70	0,96
A34	114.39	560,74	4.85	751,31	4.14	1822.92	0.92	1359.17	1.08	160.74	119.84	0,86
A35	112.41	762,21	3.14	977,97	3.04	2326.61	0.94	1567.20	1.00	205.15	138.19	1,16
A36	111.58	548,23	3.17	737,24	4.24	1791.65	0.93	1301.63	0.98	157.98	114.77	1,36
A37	110.78	517,94	3.04	703,16	4.22	1715.92	1.03	1246.96	1.06	151.30	109.95	0,86
A38	114.01	628,19	4.67	827,2	4.23	1991.56	0.95	1408.43	0.94	175.60	124.19	0,76
A39	112.85	786,98	4.56	1005,83	4.89	2388.52	0.99	1476.34	1.11	210.61	130.18	0,76
A40	113.60	549,03	4.74	738,14	4.36	1793.64	0.95	1375.90	0.94	158.15	121.32	0,76
Moyenne	112.49	650,57	4.16	750,23	4.14	1820.52	0.98	1187.63	1.02	160.52	104.72	0,9
Dentine témoin	17.50	190	0,5	940	0,7	970	3,1	930	0,75	128	115	1,6
Dentine littérature	15,5	130	0,45	610	0,68	890	2,9	840	0,7	78	74	1,3

Tableau des paramètres mécaniques : Tenons en titane en compression oblique à 45°

Éprouvette	Module d'élasticité (Emod) [GPa]	Force pour déformation plastique à 0,2% [N]	dL pour déformation plastique à 0,2% [mm]	Limite d'élasticité [N]	dL pour limite d'élasticité [mm]	Force maximale (Fmax) [N]	dL pour Fmax [mm]	Force de rupture (FRupt) [N]	dL à rupture [mm]	Contrainte maximale [MPa]	Contrainte à rupture [MPa]	Déformation [%]
T21	92.01	419.03	0.42	908.68	0.84	1328.6	2.82	1194.59	1.57	123.55	106.81	1.32
T22	93.2	413.97	0.45	922.3	0.8	1411.62	2.8	1180.63	1.5	121.24	109.64	1.43
T23	95.45	414.14	0.44	950.46	0.77	1350.56	2.93	1232.21	1.52	120.62	111.51	1.32
T24	93.35	423.59	0.43	969.89	0.84	1338.6	2.91	1193.62	1.55	115.59	105.34	1.51
T25	95.5	388.36	0.42	970.21	0.77	1388.11	2.93	1244.04	1.48	115.48	106.41	1.39
T26	96.18	405.69	0.44	925.05	0.81	1407.14	2.91	1262.9	1.52	113.34	109.01	1.55
T27	96.41	406.7	0.43	969.86	0.82	1320.23	2.78	1239.24	1.55	113.67	108.98	1.37
T28	92.4	419.28	0.46	983.84	0.83	1400.73	2.82	1187.4	1.48	116.35	111.81	1.39
T29	91.76	405.4	0.42	967.52	0.84	1343.54	2.97	1269.02	1.5	118.42	101.78	1.51
T30	99.0	420.4	0.44	901.72	0.83	1393.27	3.03	1243.34	1.51	123.78	104.36	1.42
T31	96.3	399.91	0.45	984.49	0.81	1305.11	3.04	1231.06	1.5	118.18	102.28	1.4
T32	94.63	385.87	0.44	910.89	0.78	1350.47	2.86	1159.16	1.46	121.06	105.31	1.57
T33	97.45	424.3	0.43	961.63	0.84	1369.39	2.76	1208.52	1.48	120.2	106.52	1.33
T34	90.99	386.19	0.45	903.64	0.83	1367.96	2.93	1175.68	1.55	123.15	103.45	1.48
T35	93.93	394.99	0.42	990.24	0.79	1355.82	2.95	1243.13	1.53	114.32	101.83	1.55
T36	93.94	413.95	0.45	964.13	0.81	1333.6	2.96	1195.03	1.51	116.75	111.15	1.47
T37	97.13	396.73	0.44	964.04	0.84	1375.8	2.82	1243.09	1.6	120.51	104.27	1.43
T38	97.93	399.19	0.45	978.87	0.82	1394.88	2.93	1187.2	1.46	114.71	111.84	1.41
T39	97.41	423.73	0.42	950.49	0.83	1299.49	2.91	1164.71	1.53	113.31	110.12	1.53
T40	93.05	422.09	0.46	934.44	0.84	1414.63	3.0	1207.79	1.58	118.21	109.36	1.45
Moyenne	94,9	370,32	0,44	710,62	0,82	1362,48	2,9	1100,12	1,52	118,12	107,09	1,2
Dentine témoin	17,5	190	0,5	940	0,7	970	3,1	930	0,75	128	115	1,6
Dentine littérature	15,5	130	0,45	610	0,68	890	2,9	840	0,7	78	74	1,3

Tableau des paramètres mécaniques : Tenons Gold plated en compression oblique à 45°

Éprouvette	Module d'élasticité (GPa)	Force de déformation (N)	DL force de déformation (mm)	Limite d'élasticité (N)	DL limite d'élasticité (mm)	Force maximale (N)	DL force maximale (mm)	Force à rupture (N)	DL force à rupture (mm)	Contrainte maximale (MPa)	Contrainte à rupture (MPa)	Déformation (%)
G21	22.40	253,95	0.24	619,0	0.64	1234.0	4.20	1073.0	0.70	111.06	94,09	1,31
G22	18.80	123,95	0.38	479,0	0.73	1216.0	3.70	1050.0	0.73	109.44	92,34	1,37
G23	24.10	293,95	0.18	719,0	0.76	1222.0	5.10	1089.0	0.76	109.98	95,27	1,43
G24	19.90	143,95	0.32	549,0	0.74	1225.0	2.90	1063.0	0.74	110.25	93,31	1,39
G25	23.60	283,95	0.19	759,0	0.78	1228.0	5.80	1061.0	0.78	110.52	93,17	1,47
G26	21.30	213,95	0.28	679,0	0.75	1241.0	3.60	1089.0	0.75	111.69	95,27	1,41
G27	18.60	113,95	0.41	499,0	0.72	1218.0	2.70	1044.0	0.72	109.62	91,89	1,35
G28	25.00	323,95	0.17	779,0	0.79	1231.0	4.80	1096.0	0.79	110.79	95,79	1,49
G29	20.50	183,95	0.29	439,0	0.71	1234.0	2.50	1053.0	0.71	111.06	92,56	1,33
G30	23.10	263,95	0.22	699,0	0.80	1212.0	6.00	1090.0	0.80	109.08	95,34	1,51
G31	21.80	243,95	0.25	659,0	0.72	1234.0	4.10	1097.0	0.72	111.06	95,87	1,35
G32	19.20	133,95	0.33	519,0	0.74	1217.0	3.80	1047.0	0.74	109.53	92,11	1,39
G33	24.50	303,95	0.17	739,0	0.77	1213.0	5.20	1031.0	0.77	109.17	90,91	1,45
G34	20.50	163,95	0.30	489,0	0.75	1248.0	2.80	1112.0	0.75	112.32	96,99	1,41
G35	23.00	273,95	0.21	769,0	0.78	1249.0	5.50	1106.0	0.78	112.41	96,54	1,47
G36	22.00	203,95	0.27	609,0	0.74	1242.0	3.70	1101.0	0.74	111.78	96,17	1,39
G37	19.00	123,95	0.41	419,0	0.70	1222.0	2.60	1086.0	0.70	109.98	95,04	1,31
G38	25.00	333,95	0.19	779,0	0.79	1214.0	5.10	1036.0	0.79	109.26	91,29	1,49
G39	20.00	173,95	0.28	469,0	0.71	1237.0	2.40	1074.0	0.71	111.33	94,14	1,33
G40	23.50	253,95	0.20	739,0	0.80	1228.0	5.80	1051.0	0.80	110.52	92,41	1,51
Moyenne	21.79	220,45	0.26	620,5	0.74	1228.25	4.11	1072.45	0.74	110.54	94,02	1,4
Dentine Témoin	17.5	190	0.5	940	0.7	970	3.1	930	0.75	128	115	1.6
Dentine Littérature	15.5	130	0.45	610	0.68	890	2.9	840	0.7	78	74	1.3

Tableau de résultats mécaniques : Tenons en fibre de verre en compression oblique à 45°

Éprouvette	Module d'élasticité (GPa)	Force pour déformation (N)	dL pour force de déformation (mm)	Limite d'élasticité (N)	dL pour limite d'élasticité (mm)	Force maximale (N)	dL pour force maximale (mm)	Force à rupture (N)	dL pour force à rupture (mm)	Contrainte maximale (MPa)	Contrainte à rupture (MPa)	Déformation (%)
V21	19.71	62.0	0.04	152.02	0.16	1154.92	1.01	1138.84	0.7	101.83	100.42	0.28
V22	16.54	36.0	0.03	127.5	0.16	1116.04	1.09	944.91	0.73	98.41	83.32	0.3
V23	21.21	70.0	0.04	171.63	0.17	1142.11	1.06	1130.69	0.76	100.7	99.7	0.29
V24	17.51	40.0	0.03	137.31	0.17	1142.11	1.04	1031.55	0.74	100.7	90.96	0.29
V25	20.77	68.0	0.05	181.44	0.18	1162.3	0.97	1150.68	0.78	102.49	101.46	0.27
V26	18.74	54.0	0.04	144.66	0.16	1182.2	0.98	1089.32	0.75	104.24	96.05	0.27
V27	16.37	34.0	0.03	125.05	0.16	1148.2	0.96	944.9	0.72	101.24	83.32	0.26
V28	22.0	76.0	0.04	191.25	0.18	1171.64	1.08	1159.92	0.79	103.31	102.28	0.3
V29	18.04	48.0	0.04	117.69	0.14	1121.62	1.04	874.76	0.71	98.9	77.13	0.29
V30	20.33	64.0	0.04	202.04	0.21	1124.77	1.06	1113.52	0.8	99.18	98.18	0.29
V31	19.18	60.0	0.04	152.02	0.17	1116.94	0.95	1105.77	0.72	98.49	97.5	0.26
V32	16.9	38.0	0.03	127.5	0.16	1188.9	1.1	940.78	0.74	104.83	82.95	0.3
V33	21.56	72.0	0.05	171.63	0.17	1121.87	1.07	1110.65	0.77	98.92	97.93	0.3
V34	18.04	44.0	0.03	137.31	0.16	1148.8	0.98	1031.55	0.75	101.29	90.96	0.27
V35	20.24	66.0	0.05	181.44	0.19	1127.02	0.98	1115.75	0.78	99.37	98.38	0.27
V36	19.36	52.0	0.04	144.66	0.16	1143.58	0.98	1093.44	0.74	100.83	96.41	0.27
V37	16.72	36.0	0.03	125.05	0.16	1152.46	1.0	949.03	0.7	101.62	83.68	0.27
V38	22.0	78.0	0.05	191.25	0.18	1118.1	1.03	1106.92	0.79	98.59	97.6	0.28
V39	17.6	46.0	0.04	117.69	0.14	1198.31	1.01	887.13	0.71	105.66	78.22	0.28
V40	20.68	62.0	0.04	202.04	0.21	1142.04	0.99	1130.62	0.8	100.7	99.69	0.27
Moyenne	19.18	55.3	0.04	155.06	0.17	1146.2	1.02	1052.54	0.75	101.07	92.81	0.28
Dentine Témoin	17.5	190.0	0.5	940.0	0.7	970.0	3.1	930.0	0.75	128.0	115.0	1.6
Dentine Littérature	15.5	130.0	0.45	610.0	0.68	890.0	2.9	840.0	0.7	78.0	74.0	1.3

الملخص:

ركزت دراستنا على تحليل سلوك أعمدة الجذر النشطة مقابل أعمدة الجذر السلبية. للقيام بذلك، تم قطع 160 سنًا على ارتفاع 2 مم فوق المفصل الصدغي الفكي بعد تحضير الجذر. تم حشوها عند ثلث القمة باستخدام أسمنت Bioroot وتقسيمها إلى 4 دفعات من 40 سنًا مع تثبيت الجذر.

اخترنا 03 أنواع من الأعمدة المعدنية: عمود لولبي (فولاذ، تيتانيوم، ومطلي بالذهب) مقابل 01 عمود من الألياف الزجاجية. خضعت العينات لاختبارات ضغط محوري قمي وضغط مائل بزوايا 45 درجة على جهاز ZWICK-ROELL Z 020 قادر على ضغط يصل إلى 20 كيلو نيوتن.

تُظهر النتائج تفوقًا سلوكيًا كبيرًا للعمود السليبي مقارنةً بالأعمدة النشطة. على مستوى الأعمدة المعدنية، يكون العمود المطلي بالذهب هو الأقرب إلى ثوابت السن الطبيعي. أظهرت جميع الأعمدة النشطة تقريبًا شقوقًا أو كسورًا أكثر أو أقل حدة في العاج حول القناة.

الكلمات المفتاحية:

أعمدة قناة الجذر المعدنية النشطة، أعمدة قناة الجذر المصنوعة من الألياف الزجاجية السلبية، أعمدة قناة الجذر المائلة، أعمدة قناة الجذر المقاومة للتآكل، أقصى قوة ضغط عند الانهيار، معامل المرونة، إجهاد القص.

ABSTRACT

Our study focused on analyzing the behavior of active versus passive radicular posts. To this end, 160 teeth were sectioned 2 mm above the CEJ after root canal preparation. The apical third was filled with Bioroot cement, and the teeth were divided into 4 groups of 40 teeth, all fitted with radicular retention. We selected 3 types of metallic screw-posts (steel, titanium, and gold-plated) versus 1 fiberglass post. The samples underwent axial-apical and 45° oblique compression tests using a ZWICK-ROELL Z020 machine, capable of up to 20 kN compression. The results demonstrated significant behavioral superiority of the passive post compared to the active posts. Among metallic posts, the gold-plated post was the closest to the natural tooth's mechanical constants. Almost all active posts showed varying degrees of cracks or fractures in the pericanalar dentin.

Keywords:

Active metallic radicular posts, passive fiberglass radicular post, screw-post, RCR, RCM, IPP, maximum compressive fracture force, modulus of elasticity, shear stress.

RESUME

Notre étude a porté sur l'analyse du comportement des tenons radiculaires actifs versus les tenons radiculaires passifs. Pour ce faire, 160 dents sectionnées à 2 mm au-dessus de la JEC après préparation radiculaire. Obturation au 1/3 apical au ciment Bioroot et divisées en 4 lots de 40 dents ont été munies de rétention radiculaire. Nous avons retenu 03 types de tenons métalliques Type screw-post (Acier, titane et Gold-plated) versus 01 tenon en fibre de verre. Les échantillons ont subi des tests de compression axio-apicale et oblique à 45° sur machine ZWICK-ROELL Z 020 pouvant aller jusqu'à 20 kN de compression. Les résultats démontrent une supériorité comportementale significative du tenon passif par rapport aux tenons actifs. Au niveau des tenons métalliques, le tenon Gold-plated se rapproche le plus des constantes de la dent naturelle. La quasi-totalité des tenons actifs présentent des fêlures ou fractures plus ou moins importantes de la dentine péri-canalère.

Mots clés :

Tenons radiculaires métalliques actifs, tenon radiculaire en fibre de verre passifs, scrow-poste, RCR, RCM, IPP, force de compression maximale de rupture, module d'élasticité, contrainte de cisaillement.