

# ÉTUDE IN VITRO DE LA RÉSISTANCE À LA FRACTURE DES DENTS TRAITÉES PAR ENDODONTIE RESTAURÉES AU MOYEN DE QUATRE SYSTÈMES DE PIVOTS INTRARADICULAIRES

Marcé M<sup>1</sup>., Bush, P<sup>2</sup>., Muñoz C<sup>3</sup>., Giner LI<sup>4</sup>.

1. Master Prothèse Buccale et ATM, UIC. Bourse de recherche.
2. Directeur, South Campus Instrumentation center. École de Médecine Dentaire. Buffalo, NY
3. Carlos A. Muñoz, DDS, MSD. Professor and Chair. Département de Médecine Dentaire de reconstruction. École de Médecine Dentaire. Buffalo, NY
4. Directeur de la Licence d'Odontologie de l'UIC.

## **Introduction :**

Il existe différents types de pivots intraradicaux destinés à reconstruire les dents traitées par endodontie.

**Objectifs :** Évaluer et comparer sur un modèle de simulation, la résistance à la fracture et le type de fracture des dents traitées par endodontie, restaurées au moyen de quatre systèmes de pivots intraradicaux, d'un usage fréquent. **Matériel, matériaux et méthodes :** Quarante incisives de gènes exemptes de caries, fissures et fractures ont été traitées par endodontie et distribuées au hasard au sein de quatre groupes de taille identique. Chaque groupe a été restauré avec un système intraradicaux distinct : crampon-moignon collé CrNi (groupe 1), pivot préfabriqué couronne de titane Unimetric (groupe 2), pivot préfabriqué en titane lisse avec traitement de surface Dentoclic (groupe 3), pivot préfabriqué lisse en fibre de verre Dentoclic (groupe 4). Tous les spécimens ont été soumis à une pression au moyen d'un testeur universel (Instron 4202, University of Buffalo, Buffalo, New York), jusqu'à les fracturer. Les résultats ont été analysés au moyen du test d'analyse de variables (ANOVA). **Résultats :** En ce qui concerne la résistance à la fracture, il existe seulement des différences significatives entre les dents restaurées avec crampon-moignon collé (groupe 1) et pivots en fibre de verre (groupe 4). En ce qui concerne le type de fracture, les dents restaurées avec crampon-moignon collé (groupe 1) subissaient un plus grand nombre de fractures au niveau apical, alors que les dents restaurées avec des pivots en fibre de verre (groupe 4) révélaient des fractures à meilleur pronostic. **Conclusions :** Les dents restaurées en pivots fibre de verre, présentent des valeurs de résistance à la fracture bien moindres que les crampons-moignon collés, et similaires aux pivots préfabriqués métalliques ; leur ligne de fracture est le plus souvent réparable. **Mots clés :** résistance à la fracture, type de fracture, fibre de verre.

## **INTRODUCTION**

La restauration des dents traitées par endodontie est un thème soulevant des controverses, lequel a été amplement passé en revue par de nombreux auteurs.

À partir d'une vaste étude bibliographique réalisée sur des articles publiés entre 1990 et 2005, le Master de Prothèse de l'Université Internationale de Catalogne, a proposé un protocole de restauration des dents traitées par endodontie.

Selon ce protocole, déterminé sur la base du degré de destruction dentaire, de la situation de la dent sur l'arcade et du type de forces occlusales reçues<sup>1,2,3,4,5</sup>, les dents ayant reçu un traitement endodontique ne requièrent pas toutes des pivots intraradiculaires pour être restaurées d'une manière satisfaisante.

Ainsi, le placement d'un pivot intraradicaire est recommandé pour les dents traitées par endodontie avec un maximum de compromis dentaire, tels les pivots prothétiques<sup>1,2,5,6</sup>.

Avec les technologies de pointe actuelles, les cliniques disposent d'une vaste gamme de matériaux dentaires, dont la qualité s'améliore.

Le domaine des pivots intraradiculaires ne fait pas exception ; il dispose de produits répondant toujours davantage aux exigences.

Ainsi, la majorité des auteurs<sup>1,7,8,9,10,11</sup> opte pour les pivots préfabriqués renforcés de fibre, au lieu des traditionnels crampons-moignon collés et des pivots métalliques préfabriqués, caractérisés par une grande rigidité, une esthétique pauvre, une corrosion probable et des fractures souvent irréparables<sup>1,6,8</sup>.

Il existe une vaste gamme de matériaux pour les pivots préfabriqués renforcés de fibre. Certaines fibres, parmi les mieux considérées chez certains auteurs<sup>8,11</sup>, sont en verre. Elles possèdent un module d'élasticité proche de celui de la dentine et peuvent transmettre les forces occlusales de façon uniforme. Elles bénéficient également d'une excellente esthétique, d'absence de corrosion, de cimentation adhésive et sont faciles à retirer au besoin<sup>1,8,12,13</sup>.

Malgré tout, certains cliniciens font encore preuve de réticence concernant le choix des pivots en fibre de verre, peut-être par manque d'études à long terme sur le sujet.

L'étude du corpus bibliographique montre qu'il existe une corrélation entre la résistance d'une dent à la fracture et la rigidité d'un pivot. Les pivots dotés d'une rigidité similaire à celle de la dentine, vont favoriser la distribution uniforme de forces occlusales le long du pivot et de la racine, diminuant ainsi le degré de sensibilité aux fractures corono-radicales<sup>11,14,15</sup>.

Cette étude in Vitro a pour objectifs d'évaluer et de comparer à partir d'une simulation, la résistance à la fracture et le type de fracture des dents traitées par endodontie, restaurées au moyen de quatre systèmes de pivots intraradiculaires, d'une utilisation courante, comprenant un pivot en fibre de verre.

## **MATÉRIEL, MATERIAUX ET MÉTHODES**

Afin de mener à bien cette étude in Vitro, quarante incisives de génisses exemptes de caries, fissures et fractures ont été sélectionnées pour être traitées par endodontie et restaurées au moyen de quatre systèmes de pivots intraradiculaires distincts : un système crampon-moignon collé (CrNi), un pivot couronne de titane (Unimétric<sup>®</sup>), un pivot en titane lisse avec traitement de surface (Dentoclic<sup>®</sup> Gacd, Promodentaire, Dentoria) et enfin un pivot en fibre de verre (Dentoclic<sup>®</sup> Gacd, Promodentaire, Dentoria).

Les dents ont été choisies pour qu'elles aient toutes le maximum de similitude en longueur et largeur (Photo 1). Après avoir été soigneusement nettoyées des restes de tissus périradiculaires au moyen d'un instrument de curetage et polissage radicaire n° 13/14 ; elles ont été stockées jusqu'à l'étude dans une solution saline à température ambiante.



(Photo 1)

Pour uniformiser les dimensions, les pièces dentaires ont toutes été coupées à 23 mm de l'apex au moyen d'une coupe horizontale par rapport à l'axe axial, pour éliminer la couronne anatomique, à l'aide d'un disque manuel à 40.000 rpm sous réfrigération aqueuse. (Photo 2)



(Photo 2)

Les canaux radiculaires de toutes les dents ont été traités par orthodontie avec le système rotatoire Profile, selon la technique Crown-Down.

Tout d'abord, l'accès endodontique a été préparé au moyen de fraises Gates Glidden (Maillefer®) n° 2, 3 et 4, à 5, 7 et 9 mm respectivement de l'apex. Tout de suite après, les limes K (Dentsplay Maillefer) n° 10 à 20 ont été appliquées, et les conduits instrumentés au moyen de limes Profile® jusqu'à une longueur de 22 mm et de calibre 40, tandis que l'on alternait irrigation et hypochlorite de sodium à 2,5 %. Une fois les conduits préparés, ils ont été séchés et obturés, à l'aide de pointes de papier (Roeko®) plus de l'air sous pression ; ils ont été obturés manuellement par condensation latérale au moyen d'un condensateur numérique et de gutta-percha recouverte de ciment dentaire (AH-Plus®, Dentsplay DeTrey) sans eugénol.

Les dents obturées ont été réparties au hasard en quatre groupes de taille égale, de 10 exemplaires chacun. Chaque groupe a été restauré à l'aide des quatre systèmes intraradiculaires à étudier : (Photo 3)

Groupe 1 : Crampon-moignon collé (CrNi)

Groupe 2 : Pivot couronne de titane (Unimetric® Maillefer)

Groupe 3 : Pivot en titane lisse avec traitement de surface (Dentoclic® Gacd, Promodentaire, Dentoria).

Groupe 4 : Pivot en fibre de verre (Dentoclic® Gacd, Promodentaire, Dentoria).



Groupe 1



Groupe 2



Groupe 3



Groupe 4

(Photo 3)

Afin de standardiser au maximum la surface de cimenté des pivots préfabriqués ou collés, les canaux radiculaires des différents groupes ont été préparés à 15mm, excepté ceux du deuxième groupe (Unimetric®. Maillefer), lesquels, pour des raisons de longueur du pivot, ont été préparés à -1mm (14mm). Cela évite de couper la tête du pivot, en essayant de ne pas en altérer les propriétés. Pour cela, la gutta-percha a été éliminée des conduits au moyen de fraises Gates Glidden n° 2, 3 et 4, puis de fraises

spéciales de préparation de chaque kit de pivots. Afin de maintenir le tampon endodontique au niveau apical, au moins 5mm de gutta-percha apicale ont été conservés.

La confection des 10 crampons-moignon collés du premier groupe a été réalisée au moyen d'un alliage de Cr-Ni, en technique indirecte, au moyen des pivots de plastique calcinable et de matériau pour empreinte de type silicone par réaction d'addition, de consistance intermédiaire et fluide.

Tous les pivots ont été cimentés à l'aide de ciment résineux de dernière génération (Rely X Unicem, 3M), selon les recommandations du fabricant.

Pour la cimentation des systèmes intraradiculaires des trois premiers groupes, il n'y a pas eu besoin d'une quelconque préparation supplémentaire des canaux radiculaires, ni de la surface des systèmes, comme l'indique le fabricant.

Les pivots en fibre de verre (Dentoclic<sup>®</sup> Gacd, Promodentaire, Dentoria), appartenant au groupe 4, ont été préparés selon les instructions du fabricant. La surface a été silanisée au moyen de silane (Monobond-S) que l'on a laissé agir durant 60 secondes, puis la surface a été séchée à l'air.

Le ciment autogrant double Rely X Unicem a été mélangé selon les indications du fabricant, durant douze secondes à l'aide du Rotomix.

Tous les pivots ont été recouverts d'une fine couche de Rely X Unicem puis insérés de façon passive à l'intérieur des conduits radiculaires secs en pressant avec les doigts, jusqu'à la longueur établie. Ensuite, après avoir éliminé le surplus, chaque spécimen a été polymérisé durant 40 secondes à l'aide d'une lampe à photopolymériser halogène.

Un composite hybride (Tetric Ceram) a servi à la reconstruction des moignons des groupes 2, 3 et 4. Pour l'harmonisation de la structure dentaire, la surface des dents a été gravée durant quinze secondes à l'acide orthophosphorique à 37 %, lavée abondamment avec une solution aqueuse, séchée, puis un adhésif dual (Excite<sup>®</sup>) lui a été appliqué ; il s'est polymérisé en 20 secondes. Ensuite, le produit de restauration a été appliqué en couches ; il s'est polymérisé par périodes de 40 secondes (lampe), jusqu'à obtenir un moignon aux dimensions adéquates.

Afin d'obtenir un effet ferrule sur les 40 spécimens, les marges dentaires ont été taillées, 2 mm apex de la partie la plus coronale de la racine. De la sorte, il est resté 2 mm de structure dentaire interne, au-dessus de la marge, dans un sens vertical, en ferrule.

Enfin, la prise des empreintes des moignons taillés avec de la silicone monophasique par réaction d'addition a permis de confectionner des coiffes métalliques en Cr-Ni, cimentées sur les moignons avec un ciment Rely X Unicem, 3M ; puis une crénelure horizontale sur chaque coiffe, du côté du palais, en simulant le point d'accouplement interincisives, avec une fraise à disque lente, et une abondante réfrigération aqueuse.

Ensuite, un godet de 10 x 10 x 26 mm, a été modelé à la résine acrylique photopolymérisable (Triad<sup>®</sup>) et traité sur la machine de photopolymérisation (Triad<sup>®</sup>) durant 30 secondes. À partir de ce modèle, un moule standard a été réalisé en silicone par condensation (Optosil) ; il a servi à confectionner les 40 godets où ont été insérées les dents, en laissant 2 mm de coronales libres. Ceux-ci ont été également poncés pendant dix secondes.

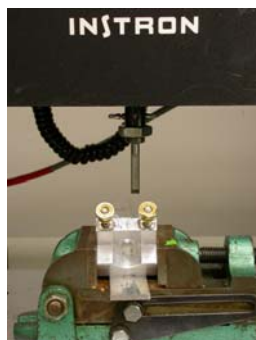
Avant d'être soumis à l'étude dans les laboratoires de l'Université de Buffalo, tous les spécimens ont été stockés une semaine dans une solution aqueuse à 35 °C.

Une fois les échantillons à Buffalo (University of Buffalo, South Campus, Buffalo, New York, USA), les godets fabriqués à Barcelone (Universitat Internacional de Catalunya, Sant Cugat, Barcelone, Espagne) ont été adaptés aux dimensions requises avec de la résine acrylique autopolymérisable (Bosworth fastray TM), pour être par la suite fixés à la machine. (Photo 4)

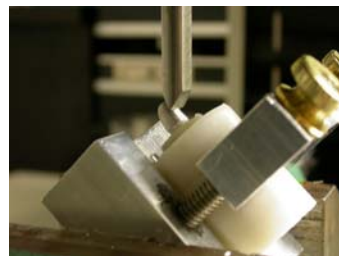


(Photo 4)

Les quarante échantillons ont été, au moyen d'un testeur universel (Instron 4202, University of Buffalo, Buffalo, New York, USA), (Photo 5), en une seule charge de compression, progressive, en KNewtons, à une vitesse constante de 5mm/min, dans des conditions hygrométriques de 50 % et une température uniforme de 22 °C, jusqu'à fracturation. La charge de compression a été appliquée au moyen d'un poinçon appuyé sur l'encoche réalisée sur les coiffes, à un angle de 135° par rapport à l'axe longitudinal des dents. Pour cela, une rampe de résine acrylique autopolymérisable (Bosworth fastray TM) de 45 ° a été confectionnée, puis placée en dessous du dispositif de fixation de l'échantillon, obtenant ainsi un angle de 135 ° entre l'échantillon et le poinçon. (Photo 6)



(Photo 5)



(Photo 6)

Afin de déterminer le mode de fracture des spécimens testés, on a pris les radiographies de chaque échantillon, qui par la suite ont été analysées par des loupes grossissantes.

Les fractures des spécimens caractérisant le type de fracture de chaque groupe ont été photographiées par microscopie optique (Nikon SMZ-U zoom 1:10, University of Buffalo, South Campus, Buffalo, New York, USA). (Photo 7)



(Photo 7)

## RESULTATS

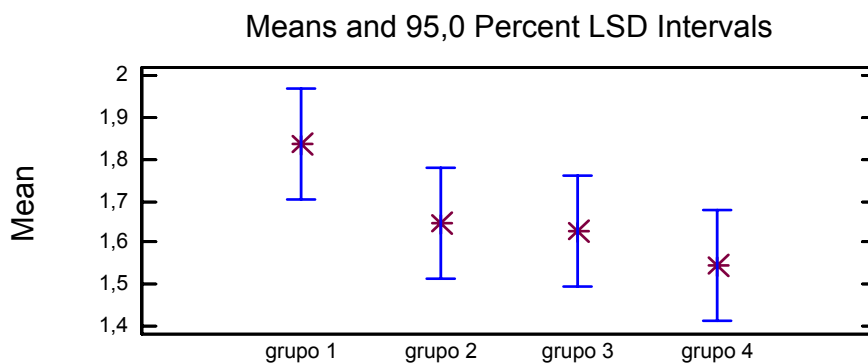
### Résistance à la fracture

Sur le tableau suivant, sont exposés les résultats obtenus pour chaque groupe ainsi que la valeur moyenne de chacun d'eux.

Échantillons N (kN)	Groupe 1 (collés)	Groupe 2 (Unimetric)	Groupe 3 (Dentoclic Ti)	Groupe 4 (Dentoclic Ti)
n=1	1,8090	1,5540	2,0050	1,4620
n=2	2,2860	1,8950	1,5760	1,7700
n=3	1,5380	1,8310	1,1210	1,4850
n=4	1,7210	1,3220	1,1630	1,6900
n=5	2,4990	1,7700	1,6300	1,5240
n=6	1,8580	1,6780	1,7730	1,5270
n=7	1,4790	1,4230	1,2340	0,9685
n=8	1,5670	1,6320	1,5970	1,6980
n=9	1,9730	1,5650	2,2990	1,6530
n=10	1,6420	1,7700	1,8560	1,6500
Moyenne (N)	<b>184</b>	<b>164</b>	<b>163</b>	<b>154</b>
Valeur max. (kN)	2,4990	1,8950	2,2990	1,7700
Valeur min. (kN)	1,4790	1,3220	1,1210	0,9685

Tableau

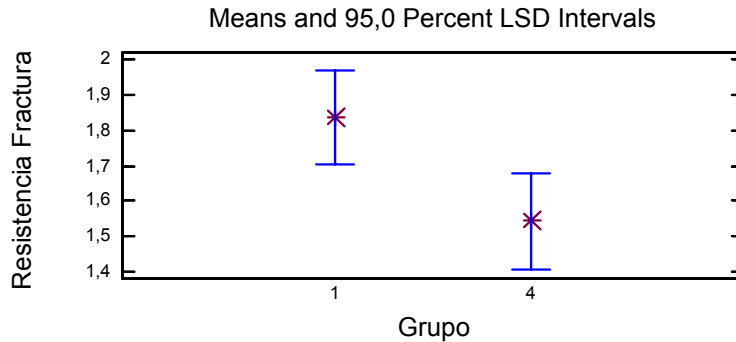
Les résultats ont été analysés au moyen du programme statistique d'analyse de données Statgraphics, en appliquant le test d'analyse de variables (ANOVA).



Graphique 1.

Dans l'ensemble, on observe qu'il n'existe pas de différences significatives entre tous les groupes testés, excepté les groupes 1 et 4.

Si l'on compare les résultats des pivots préfabriqués en titane, (groupes 2 et 3) avec ceux en fibre de verre (groupe 4), nous constatons que les pivots métalliques possèdent de plus grandes valeurs de résistance à la fracture, mais qu'ils ne sont pas statistiquement différents des pivots en fibre de verre. Graphique 1.



Graphique 2.

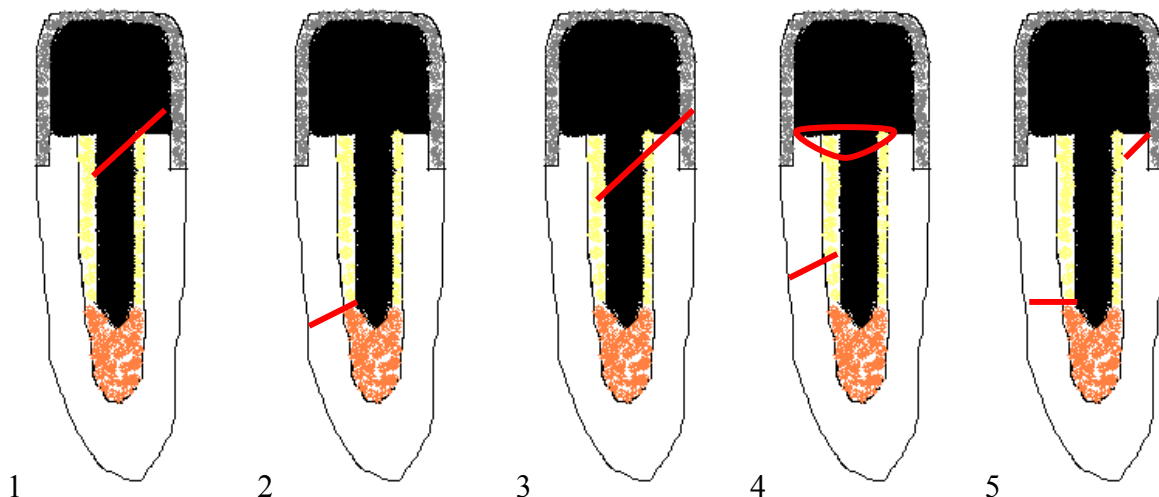
Il n'existe des différences significatives qu'entre les dents des groupes 1 (crampon-moignon collé) et 4 (fibre de verre), avec des valeurs de résistance à la fracture de 184N et 154N respectivement ( $p\_valeur = 0,0855$ ). (Graphique 2)

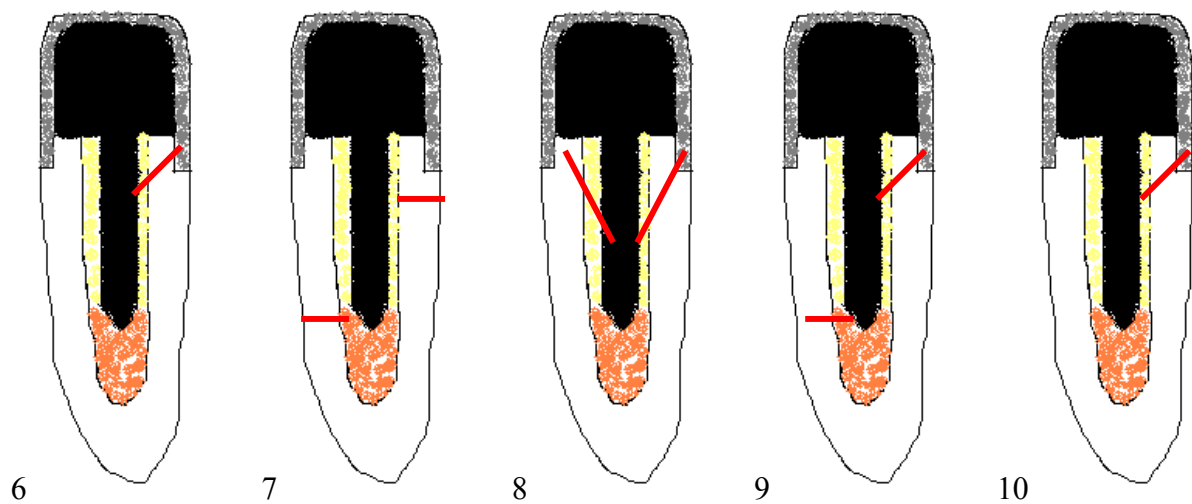
### Types de fracture

Après avoir réalisé le test de compression, chaque spécimen a subi une radiographie et ils ont été analysés au moyen d'une loupe grossissante, pour voir à quel niveau (coronal, médian, apical) s'est produite la fracture dentaire et quel est son type (horizontale, verticale, oblique), en déterminant par la suite son caractère (réparable ou irréparable).

En se basant sur les radiographies, les lignes de fracture de chaque groupe ont été tracées :

Groupe 1 (crampon-moignon collé) :





- 5 fractures obliques sur le tiers coronal radiculaire.
- 5 fractures, de caractère horizontal et oblique, sur la région apicale du pivot, lesquelles correspondent à la partie finale du tiers radiculaire médian (Photo 8).
- Fractures aux bords agressifs à vue d'œil (Photo 9). (Microscopie optique Nikon SMZ-U zoom 1:10, University of Buffalo, South Campus, Buffalo, New York, USA).
- De nombreux crampons apparaissent pliés sur les radiographies.

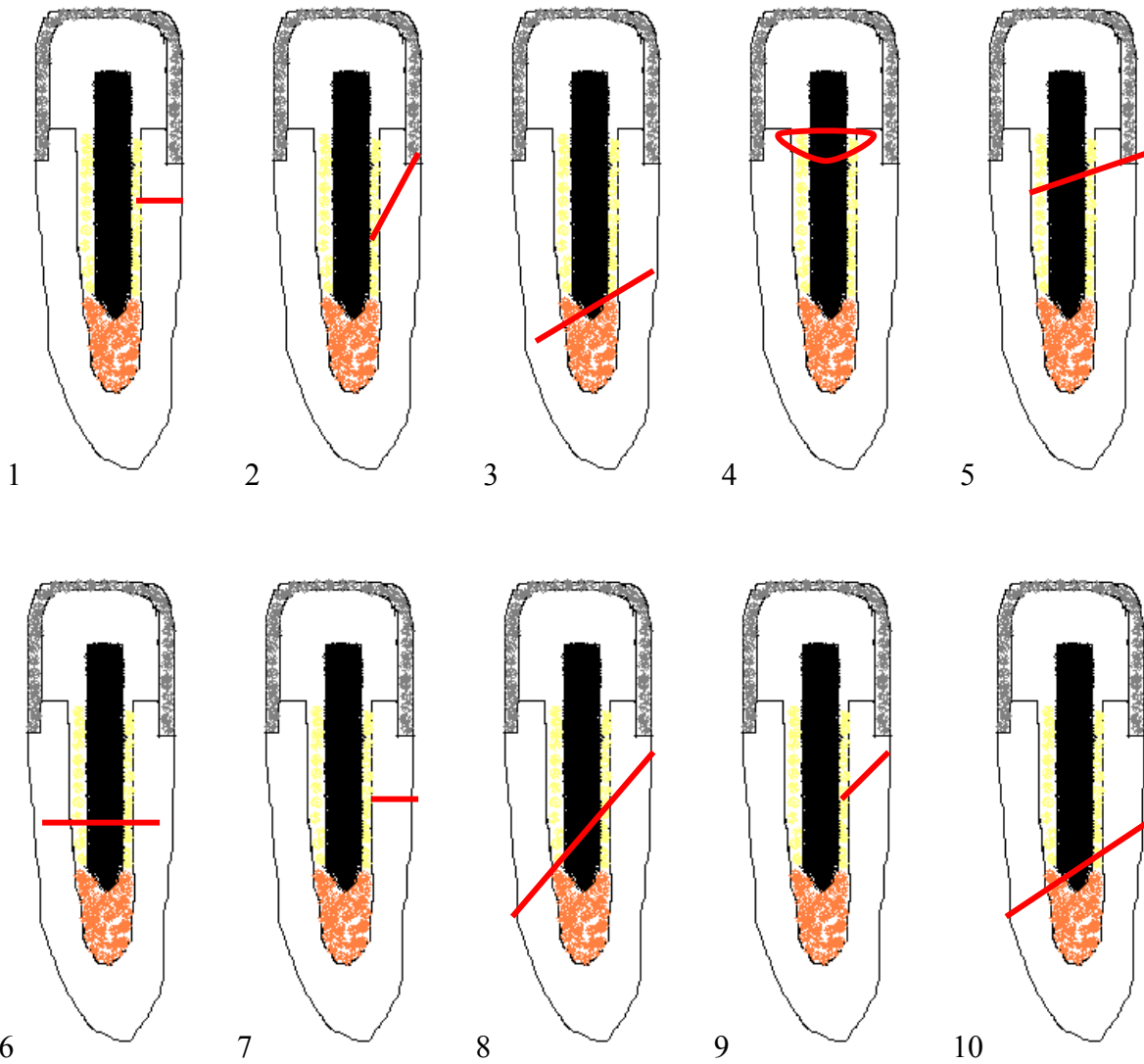


(Foto 8)



(Foto 9)

Groupe 2 (pivot en couronne de titane. Unimetric):



- 4 fractures au niveau coronal, 2 de caractère horizontal et deux autres obliques.
- 6 fractures sur la partie radiculaire médiane, (photo 10), une de caractère horizontal et cinq obliques.
- Les bords des fractures se remarquent facilement et sont de type agressif (Photo 11). Nikon SMZ-U zoom 1:10, University of Buffalo, South Campus, Buffalo, New York, USA).

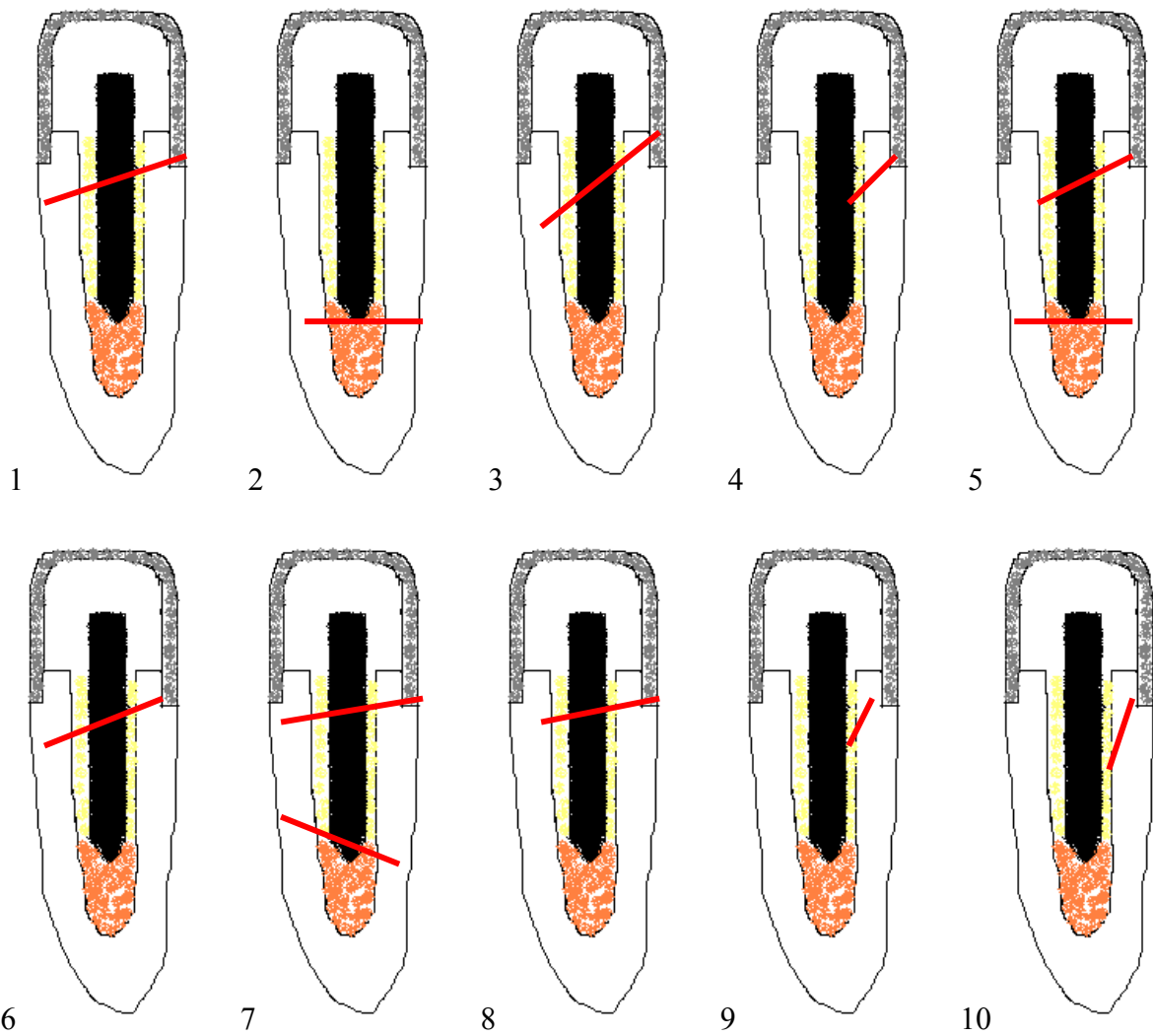


(Foto 10)



(Foto 11)

Groupe 3 (pivot en titane lisse avec traitement de surface Dentoclic. Gacd, Promodentaire, Dentoria):



- 7 fractures se situant au niveau coronal radiculaire. Deux d’entre elles descendent jusqu’à 3 mm infraosseux (sous l’acrylique). Toutes sont de type oblique, sauf une qui est verticale.
- 3 fractures au niveau apical du pivot, 2 de type horizontal et 1 oblique (Photo 12).
- Fractures avec des bords agressifs, mais d’apparence légèrement meilleure que celles des groupes antérieurs (Photo 13). Nikon SMZ-U zoom 1:10, University of Buffalo, South Campus, Buffalo, New York, USA).

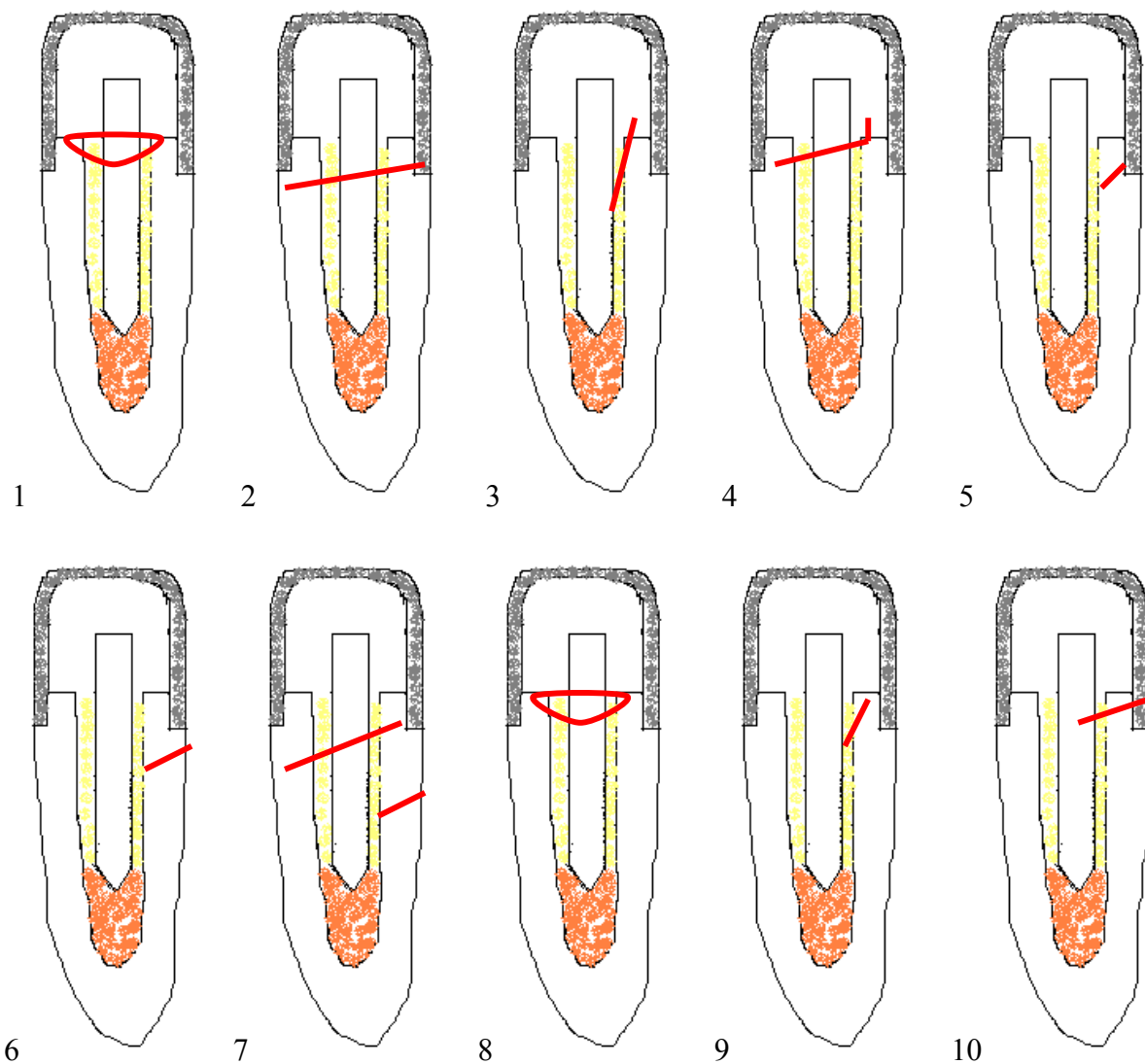


(Foto 12)



(Foto 13)

Groupe 4 (pivot en fibre de verre. Dentoclic. Gacd, Promodentaire, Dentoria):

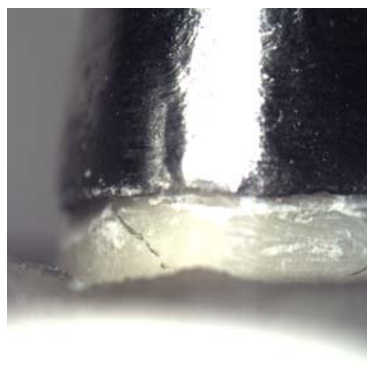


— Toutes les fractures s’observent au niveau coronal de la racine ; elles sont de type oblique, excepté une, compatible avec une fracture horizontale incomplète au niveau de l’apex du pivot, coïncidant avec le tiers radiculaire médian (Photo 14).

— Fractures aux bords presque imperceptibles à vue d’œil. Ce sont des lignes de fracture et non des bords, contrairement aux autres groupes. Plus difficiles à détecter, mais presque toutes réparables (Photo 15).



(Foto 14)



(Foto 15)

## DISCUSSION

Les dents de génisse ont servi à la réalisation de cette étude ; elles avaient déjà été choisies pour d'autres études, à cause de leurs similitudes avec les dents humaines, ce qui permet de les utiliser par défaut <sup>16, 17, 18, 19, 20</sup>.

Tous les pivots de cette étude ont été réalisés en ciment résineux. Nous rencontrons dans le corpus bibliographique de nombreuses références, observant que l'actuel ciment résineux améliore la capacité d'adhésion au pivot, qu'il possède, entre autres avantages, une plus grande dureté et durabilité, une solubilité moindre et une microfiltration minimale par rapport aux ciments dentaires traditionnels à base de phosphate de zinc ou de verre ionom ris  <sup>1, 14, 21, 22, 23, 24, 25, 26</sup>.

Les auteurs Irie et Hecht font observer que le ciment résineux double autogravant Rely X Unicom est doté d'une meilleure capacité d'adhésion à la dentine humaine et bovine par rapport à d'autres types de ciment résineux. De même, Sen et Bitter démontrent dans leurs articles qu'il augmente la rétention des pivots renforcés de fibre, ce qui améliore leur résistance à la fracture ; il permet de cimenter les pivots métalliques <sup>1</sup>.

Une fois les dents préparées, les marges dentaires ont été taill es en laissant 2 mm de structure saine, en ferrule <sup>31, 32, 33, 34</sup>, reproduisant ainsi les conditions minimales à l'optimisation de la résistance à la fracture.

### Résistance à la fracture

Dans les limites de cette étude, des résultats logiques ont pu être obtenus, en tenant en compte de la rigidité caractéristique de chaque type de pivot.

La résistance de la dent traitée par endodontie est essentiellement déterminée par la quantité de structure dentaire restante <sup>1, 2, 3, 4, 5, 16</sup> ; mais pour les dents perdant beaucoup de support dentaire, qui nécessitent la mise en place d'un pivot intraradiculaire, le type de pivot conditionne en partie la résistance à la fracture.

Les pivots de type métallique présentent un module d'élasticité élevé, car ils sont plus rigides. Cela leur confère une plus grande capacité de support des forces occlusales avant de plier jusqu'à la fracture, mais favorise le fait que le pivot n'absorbe pas les forces occlusales et les transmet de façon irrégulière à la structure dentaire, entraînant des fractures agressives.

Au contraire, les pivots en fibre en verre, bien qu'ils ne présentent pas des valeurs optimales de résistance à la fracture, sont dotés d'un comportement biomécanique semblable à celui de la structure dentaire, car ils ont un module de Young similaire. Ils seront donc probablement capables d'absorber les forces occlusales et de transmettre ces forces de manière uniforme le long de toutes les structures du système : davantage de fractures à pronostic favorable pour le clinicien <sup>1, 10, 11, 14, 15</sup>.

Cette étude a obtenu les valeurs les plus élevées de résistance à la fracture sur les pivots du groupe 1 (collages de Cr-Ni), lesquels sont significativement supérieurs aux valeurs des pivots en fibre de verre du groupe 4 (Dentoclic).

Si l'on compare les valeurs obtenues sur les pivots préfabriqués en titane, (groupes 2 et 3) avec ceux en fibre de verre, nous constatons que les premiers possèdent des valeurs de résistance légèrement supérieures, mais qu'elles ne diff rent pas significativement de celles des pivots en fibre de verre.

Ces résultats se rapprochent de ceux obtenus par d'autres auteurs dans plusieurs études in Vitro <sup>1, 16, 35, 36, 37</sup> : valeurs supérieures de résistance à la fracture pour les pivots métalliques, statistiquement significatives ou non.

Nous avons constaté qu'Akkayan et col. et Cohelo Santos et col. ont obtenu des valeurs supérieures de résistance à la fracture sur les pivots en fibre de verre que sur les pivots de titane, bien qu'elles ne soient pas statistiquement significatives.

Cependant, les valeurs de résistance constatées sur les pivots en fibre de verre sont suffisamment élevées pour être utilisées de manière satisfaisante au niveau buccal<sup>1, 16, 35, 36, 37, 38, 39</sup>.

### **Types de fracture**

Il existe une opinion unanime, manifestée dans la plupart des études réalisées à ce sujet<sup>1, 7, 10, 11, 31, 40</sup>, selon laquelle les matériaux dentaires doivent posséder des propriétés biomécaniques les plus semblables possibles à celles de la dentition naturelle, afin d'obtenir un fonctionnement optimal.

Les pivots possédant une rigidité bien supérieure à celle de la dentine ont tendance à ne pas plier, ne transmettant pas les forces de la structure dentaire de façon uniforme, ce qui peut entraîner une fracture de caractère agressif et irréparable. Au contraire, les pivots dotés d'un niveau de flexibilité identique à celui de la dentine, ont certainement de moindres valeurs absolues de résistance à la fracture, mais ils tendent à absorber, en partie, les forces occlusales et à les transmettre uniformément, réduisant ainsi le degré de gravité en cas de fracture.

On considère comme des fractures de caractère irréparable ou irréversible celles dont la ligne de fracture descend de 3mm ou plus dans l'acrylique, lequel simule le niveau osseux. Les autres seront considérées comme des fractures favorables pour leur caractère réparable ou réversible.

Les fractures les plus agressives et irréparables évaluées dans cette étude au moyen de l'analyse des radiographies avec loupes grossissantes, sont survenues sur les dents restaurées au crampon-moignon collé (groupe 1) et les pivots préfabriqués en couronne de titane Unimetric (groupe 2). Parmi eux, seuls 4 spécimens de chaque groupe ont montré des fractures de type réparable, avec élargissement coronaire. Le restant, incluant une fracture survenue au niveau coronal d'une dent restaurée avec crampon-moignon collé, s'est avéré irréversible, car elles descendaient ou se trouvaient aux 3 mm infraosseux.

Pour les pivots en titane lisse avec traitement de surface (Dentoclic<sup>®</sup> Gacd, Promodentaire, Dentoria), les lignes de fracture ont montré un pronostic légèrement meilleur en comparaison avec celles constatées dans les groupes 1 et 2.

Cette différence pourrait être attribuée à la différente morphologie de surface, tous les pivots étant cimentés de façon passive.

Concernant les dents reconstruites avec des pivots en fibre de verre, les fractures semblent être minimales et généralement localisées au niveau coronal, ce qui favorise la récupération de la dent si nécessaire. Il ne s'est produit qu'une seule fracture de caractère irréparable.

Les résultats obtenus coïncident avec ceux obtenus par d'autres auteurs<sup>1, 7, 31, 38</sup>.

## CONCLUSIONS

Dans les limites de cette étude, nous sommes en mesure de conclure que :

- Les dents restaurées avec crampon-moignon collé (groupe 1) présentent les plus grandes valeurs de résistance à la fracture.
- Il n'y a pas de différences significatives de résistance à la fracture entre les dents avec pivots collés et les préfabriqués métalliques.
- Les dents équipées de pivots en fibre de verre, présentent des valeurs de résistance à la fracture similaires à celles restaurées avec des pivots préfabriqués métalliques.
- Il existe des différences significatives de résistance à la fracture entre les dents restaurées en crampon-moignon collé et celles en fibre de verre.
- Les pivots en fibre de verre conduisent davantage à des fractures réparables, sans doute grâce à la similarité de comportement avec la structure dentaire restante, alors que les dents restaurées avec des pivots métalliques donnent des fractures de grande envergure, presque toujours irréparables.

## BIBLIOGRAPHIE

1. Newman M. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts.** Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 89, num 4, pag 306 -7, avril 2003
2. Segura J. **Reconstrucción del diente endodonciado: propuesta de un protocolo restaurador basado en la evidencia.** Endodoncia, vol 19, num 3, juillet-septembre 2001
3. Topalian M. **Adhesión en la reconstrucción de dientes tratados endodónticamente.** [www.carlosboveda.com](http://www.carlosboveda.com) Venezuela. Août 2001
4. Bertoldi A. **Nuevos enfoques en la reconstrucción coronaria del diente endodonciado.** Revista Europea de Odoto-Estomatología. 2002
5. Lorente M., Marcé M., Fernández S., Figueras O., Costa S., Giner Ll., Cortada M. **Restauración del diente endodonciado.¿debemos colocar siempre un poste?** Dentum 2004
6. Velmurugan N., Parameswaran A. **Custom-made. Resin post and core.** Operative Dentistry, 29-1, 112-114, 2004
7. Oliveira L.C.A., Candino, M.S.M., Duarte, S., Oliveira, S.A.G., **Comparative study of stress distribution in upper incisors; biometric behavior of post systems.** J. Dent Res. Vol 82 (Spec. Iss.B) 2003

8. Maccari P., Conceição E., Nunes M. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts.** Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. Vol 15, num 1, pag 25-31, 2003
9. AJE Qualtrough, Mannocci M. **Tooth-colored post systems: a review.** Operative Dentistry, num 28, pag 86-91, 2003
10. Fokkinga W., Kreulen C., Vallittu P., Creugers N. **A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems.** Int J Prosthodont 2004; 17: 476-482
11. Lassila L., Tanner J., Le Bell A., Narva K., Vallittu P. **Flexural properties of reinforced root canal post.** Academy of Dental Materials, num 20, pag 29-36, 2004
12. Butz F., Lennon A. **Survival Rate and Fracture Strenght of Endodontically Treated Maxillary Incisors with Moderate Defects Restored with Different Post-and-Core Systems: An in Vitro Study.** International Journal of Prosthodontics 2001;14: 58-64.
13. Raygo C., Chai J. **Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a Carbon Fiber-Reinforced Resin post system in vitro.** International Journal of Prosthodontics 2001;14: 141-45.
14. Quiroga A. **Consideraciones Básicas para la Rehabilitación de Dientes Tratados Endodónticamente.** Odontología Integral 1998-1999 3:14-17.
15. Hew Y. **Evaluation of pre-fabricated root canal posts.** Journal of Oral Rehabilitation Vol 28, pag 207-211, 2001
16. Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. Quintessence Int. 2004 Sep;35(8):612-6.
17. Marchi G., Paulillo M., Pimienta A., De Lima P. **Effect of different filling materials in combination with intraradicular post on the resistance to fracture of weakened roots.** Journal of Oral Rehabilitation Vol 30, Issue 6, pag 623, june 2003
18. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. **Three-point bending test of fiber posts.** J Esthet Restor Dent. 2003;15(5):313-8
19. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. **The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts.** Int J Prosthodont. 1999 Jan-Feb;12(1):78-82
20. Isidor F, Odman P, Brondum K. **Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts.** Int J Prosthodont. 1996 Mar-Apr;9(2):131-6.
21. Bascones A. **Tratado de Odontología.** Ed Trigo. 1999. Madrid.
22. Rinke S., Hüls A. **Restauraciones postendodónticas de dientes posteriores.** Quintessence 1999;50: 1035-1047.
23. Stockton L. **Factors affecting retention of post systems: A literature review.** Journal of Prosthetic Dentistry 1999;81:380-85
24. Purton D. **Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts.** Quintessence International 2003;34:366-369
25. D. Prisco, R de Santis. **Fiber post adhesion to resin lutin cements in the restoration of endodontically-treated teeth.** Operative Dentistry, 2003,28-5,515-521.
26. Heydecke G. **The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: A systematic review.** Journal of Prosthetic Dentistry 2002;87: 380-86.
27. Irie M. et al. **Shear Bond Strength at Human Dentin** Okayama University, J. Dent. Res. 81 (Spec Iss A) 2002, A-415.
28. Hecht R. et al. **Shear Bond Strength at Bovine Dentin** J. Dent. Res. 81 (Spec Iss A) 2002, A-75.
29. Sen H., Schmage P., Platzer U., and Nergiz I. **Retentive Bond Strength of Conventional and Radiopaque FRC Posts.** University of Hamburg, Germany. Scientific Facts 3M, 2005
30. Bitter K., Priehn K., Kanjuparambil J., Martus P., and Kielbassa A.M. **Push-out Tests of Fiber Posts Luted with Different Resin Cements** Scientific Facts 3M, 2004

31. Akkayan B. **An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems.** J. Prosthet Dent 2004;92:155-62
32. Tan P., Aquilino S., Gratton D., Stanford C., Chian Tan S., Jonson W., Dawson D. **In Vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations.** J. Prosthet Dent 2005;93:331-6
33. Lu Zhi-Yue, Zhang Yu-Xing. **Effects of post-core desing and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors.** Journal of Prosthet Dent. Vol 89, num 4, pag 368-73, April 2003
34. Gegauff A. **Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns.** J. Prosthet Dent 2000;84:169-79
35. Cormier C., Burns D., Moon P. **In vitro comparison of the fractura resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration.** J. Prosthet Dent 2001;10:26-36.
36. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A **3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor.** Dent Mater. 2005 Aug;21(8):709-15
37. Sahafi A, Peutzfeldt A, Ravnholt G, Asmussen E, Gotfredsen K **Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts.** Clin Oral Investig. 2005 Jun;9(2):84-90. Epub 2005 Mar 4
38. Akkayan B. **Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems.** Journal of Prosthetic Dentistry 2002;87: 431-37.
39. Coelho Santos G, El-Mowafy O., Enrique J. **Diametral tensile strength of a resin composite core with nonmetallic prefabricated posts: An in Vitro study.** J. Prosthet Dent 2004;91:334-41
40. Magne P., Belser Urs. **Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores. Método biomimético.** Editorial Quintessence, S.L, Barcelona, 2004.