

**UNIVERSITÉ TOULOUSE III - PAUL SABATIER  
UFR D'ODONTOLOGIE**

**T H E S E**

**Pour obtenir le grade de**

**DOCTORAT DE L'UNIVERSITE TOULOUSE III  
Délivré par l'Université Paul Sabatier**

**Discipline : Tomodensitométrie tridimensionnelle et Orthodontie**

**Présentée et soutenue**

**Par**

**EL-NABBOUT Fidele**

**Le 17 décembre 2007**

**Titre :**

**L'APPORT DU SCANNER 3D EN ANATOMIE DENTAIRE :  
RESULTATS ET APPLICATIONS AUX CALCULS D'ANCRAGE ET  
A LA MECANIQUE ORTHODONTIQUE.**

---

**Directeur de thèse : Monsieur Jacques FAURE  
Co-directeur de thèse : Monsieur Pascal BARON**

---

**JURY :**

<b>M. SIXOU</b>	<b>Professeur, UFR Odontologie – Toulouse III</b>	<b>Président</b>
<b>M.J. BOILEAU</b>	<b>Professeur, UFR Odontologie – Bordeaux 2</b>	<b>Rapporteur</b>
<b>R. GARCIA</b>	<b>Professeur, UFR Odontologie – Paris VII</b>	<b>Rapporteur</b>
<b>A.M. DUHART</b>	<b>Professeur, UFR Odontologie – Bordeaux 2</b>	<b>Assesseur</b>
<b>J. FAURE</b>	<b>MCU, UFR Odontologie – Toulouse III</b>	<b>Assesseur</b>
<b>P. BARON</b>	<b>MCU, UFR Odontologie – Toulouse III</b>	<b>Assesseur</b>



**AUTEUR : EL NABBOUT Fidèle**

**TITRE : L'apport du scanner 3D en anatomie dentaire: résultats et applications aux calculs d'ancrage et à la mécanique en orthodontie.**

**DIRECTEUR DE THESE : Monsieur Jacques FAURE.  
CO-DIRECTEUR DE THESE : Monsieur Pascal BARON.**

**LIEU ET DATE DE SOUTENANCE : Le 17 décembre 2007 à la faculté Dentaire de l'UPS**

---

### **RESUME en français**

Cette étude est une mise au point sur les valeurs d'ancrage en orthodontie et leurs influences sur les choix thérapeutiques.

Un échantillon de 120 sujets a été analysé.

L'utilisation du scanner 3D et des logiciels C2000-Cépha et Cépha3DT, nous permet de faire la sélection des dents ensuite, calculer certains paramètres d'anatomie dentaire tels que les volumes radiculaires, ces derniers peuvent servir comme éléments essentiels pour définir l'ancrage en orthodontie.

A partir de cette sélection, le logiciel C2000 réalise une reconstruction ; ceci permet la détermination de paramètres indispensables dans l'étude des dents et de leur rôle dans le choix des attitudes thérapeutiques en orthodontie :

- les valeurs d'ancrage des dents et des groupes de dents,
- la localisation tridimensionnelle des centres de résistance de groupe.

Les données anatomiques individuelles et par groupe de dents éclairent d'un jour nouveau certaines options thérapeutiques.

Les valeurs guides sont calculées et comparées à celles proposées dans la littérature.

Les nouveaux coefficients d'ancrage proposés remettent en cause certaines attitudes thérapeutiques en orthodontie, et cela nous induit à une attitude thérapeutique plus prudente quelquefois.

L'utilisation pratique de ces centres de gravité de groupe, trouve une application clinique immédiate dans les calculs de mécanique conventionnelle et dans les calculs des mécaniques s'appuyant sur des ancrages absolus, c.à.d. sur les micros-vis.

---

*TITRE et résumé en anglais au recto de la dernière page*

---

### **MOTS-CLES**

**Anatomie dentaire / Ancrage / Centre de résistance / Céphalométrie / Scanner 3D / multi attachement / mécanique.**

---

### **DISCIPLINE ADMINISTRATIVE**

**Tomodensitométrie tridimensionnelle et Orthodontie**

---

**INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE :**

**U.F.R. d'odontologie**

3, chemin des Maraîchers  
31062 Toulouse

**L'APPORT DU SCANNER  
3D EN ANATOMIE  
DENTAIRE :  
RESULTATS ET  
APPLICATIONS AUX  
CALCULS D'ANCRAGE ET  
À LA MECANIQUE  
ORTHODONTIQUE**

## **Je dédie cette thèse,**

### **A Aline,**

C'est un bonheur d'être avec toi,  
Merci pour ta grande compréhension,  
Avec toute ma reconnaissance et mon amour.

### **A ma mère,**

La meilleure qui soit ! Tu as toujours fait de moi ta priorité et c'est une grande force pour moi de te savoir toujours à mes côtés. Tu m'as transmis ta confiance, ta bonne humeur et ton optimisme dans la vie.

### **A mon père,**

Qui « tel le pélican » veille à ce que je ne manque jamais de rien et qui sait à quel point il compte pour moi.

### **A mon frère,**

Que je ne vois pas aussi souvent que je le souhaiterais.

### **A Zeina, Fawzi, Elie et Pamela,**

Mon plus fidèle fan-club,  
Je pense à vous.

### **A mes beaux-parents Joseph, Badiaa Fady et Toni,**

Je vous considère comme mes parents.

### **A Dali et Elie,**

On a encore tant de bons moments à partager.

### **A mes amis de Beyrouth,**

Edgard, quand tu es là il n'y a que des bons moments.  
Gilbert, pour ta bonne humeur et nos parties de Baby Foot.  
Zouheir, pour ton grand soutien et ton attention  
Edmond, le plus grand amortisseur du monde  
Vous êtes comme une famille pour moi.

### **A mes amis du CECSMO,**

Hélène, Laurence, Céline, Eric, Mohammed.

### **A mes amis de Toulouse,**

Arlette Oueisse, Christophe Gualano, Christine Marchal, c'est une grande chance de vous connaître.

### **A tout le département d'orthodontie de l'U.L.**

**Et à tous ceux qui comptent aussi beaucoup pour moi,**

**A nos directeurs de thèse,**

**Monsieur le Dr. Jacques FAURE**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires,
- Chef de la sous-section d'orthopédie Dento-Faciale,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur en Physique,
- Licencié en Sciences Physiques,
- Licencié en Sciences Economiques,
- Docteur d'État en Odontologie,
- Spécialiste qualifié en Orthopédie Dento-Faciale.

*Vous m'avez toujours donné de l'espoir et de la force. Nous avons passé des moments très difficiles, mais nous avons cru en notre créateur.*

*Vous avez été pour nous l'enseignant, le guide, le complice dans notre parcours scientifique, l'ami tout simplement.*

*Dieu est juste et nous aurons de très beaux jours devant nous pour apprécier la vie.*

**Monsieur le Dr. Pascal BARON**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Maîtrise en Biologie Humaine,
- Spécialiste qualifiée en Orthopédie Dento-Faciale.

*Nous sommes très honorés que vous ayez accepté de  
Co-diriger cette thèse.*

*La qualité de votre enseignement est un gage de réussite pour  
notre avenir.*

*Veillez trouver ici, le témoignage de notre profonde  
reconnaissance et de notre amitié.*

*Que ce travail puisse vous assurer de notre gratitude.*

**A notre président du jury,**

**Monsieur le Pr. Michel Sixou**

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires,
- Docteur en chirurgie dentaire,
- Docteur en sciences odontologiques,
- Docteur d'état en odontologie,
- Vice Doyen de la faculté d'odontologie, université Toulouse III.

***Vous nous faites l'honneur de présider notre jury.***

***Nous n'oublierons pas votre accueil si chaleureux lors de notre début de ce travail au sein de votre laboratoire.***

***Veillez trouver ici le témoignage de notre vive reconnaissance et de notre respectueuse considération.***

***Que ce travail soit le témoignage de notre plus profonde estime.***



**A notre jury de thèse,**

**Mademoiselle le Pr. Marie-José Boileau**

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires, université Bordeaux II,
- Chef de la sous-section d'orthopédie Dento-Faciale,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'État en Odontologie,
- Spécialiste qualifié en Orthopédie Dento-Faciale.

*Nous vous exprimons toute notre gratitude pour l'honneur que vous nous faites en acceptant de siéger à notre jury de thèse et de consacrer, en tant que rapporteur, une partie de votre temps à l'analyse de ce mémoire.*

*Nous vous prions de bien vouloir trouver dans ce travail le témoignage de notre reconnaissance et de notre sympathie.*

**A notre jury de thèse,**

**Monsieur le Pr. Robert Garcia**

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires université Paris VII,
- Chef de la sous-section d'orthopédie Dento-Faciale,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'État en Odontologie,
- Spécialiste qualifié en Orthopédie Dento-Faciale.

*Nous sommes très sensible au grand honneur que vous nous faites en jugeant ce travail.*

*C'est un réel plaisir et une grande chance de vous avoir comme rapporteur.*

*Nous espérons à travers ce travail vous montrer notre reconnaissance.*

**A notre jury de thèse,**

**Madame le Pr. Anne-Marie Duhart**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires, université Bordeaux II,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur d'État en Odontologie,
- Spécialiste qualifiée en Orthopédie Dento-Faciale.

*Nous vous exprimons toute notre gratitude pour l'honneur que vous nous faites en acceptant de siéger à notre jury de thèse.*

*Veillez trouver ici le témoignage de notre vive reconnaissance et de notre respectueuse considération.*

# **TABLE DES MATIERES**

<b>AVANT PROPOS</b>	<b>17</b>
<b>I.INTRODUCTION</b>	<b>19</b>
<b>I.1.DEFINITIONS DE L'ANCRAGE</b>	<b>23</b>
<b>I.2.LES FACTEURS INFLUENCANT L'ANCRAGE</b>	<b>24</b>
<b>II.RAPPELS BIBLIOGRAPHIQUES</b>	<b>25</b>
<b>II.1.RAPPELS HISTOLOGIQUES : TISSU OSSEUX</b>	<b>26</b>
<b>II.1.1.Organisation du tissu osseux</b>	<b>27</b>
II.1.1.1.Eléments constituant le tissu osseux	27
II.1.1.1.1.Les cellules	27
II.1.1.1.2.La matrice intercellulaire	27
II.1.1.2.Formation et résorption du tissu osseux	28
II.1.1.2.1.Formation du tissu osseux	28
II.1.1.2.2.Résorption du tissu osseux	29
<b>II.1.2.Réaction du tissu osseux alvéolaire face à l'action mécanique</b>	<b>29</b>
<b>II.2.ROLE MECANIQUE DU TISSU OSSEUX ET DU TISSU LIGAMENTAIRE</b>	<b>31</b>
<b>II.2.1.Propriétés mécaniques du tissu osseux</b>	<b>32</b>
II.2.1.1.Elasticité	32
II.2.1.2.Plasticité	32
<b>II.2.2.Intervention du tissu ligamentaire</b>	<b>33</b>
II.2.2.1.Facteurs réglant le remodelage osseux	33
II.2.2.1.1.Facteurs endogènes	33
II.2.2.1.2.Facteurs exogènes	33
II.2.2.2.Apposition et remodelage de l'os alvéolaire	33
II.2.2.2.1.Rappels sur la migration physiologique	33
II.2.2.2.2.Résorption	34
II.2.2.2.2.1.Résorption osseuse directe	34
II.2.2.2.2.2.Résorption osseuse indirecte	35

II.2.2.2.3. Résorption radiculaire	36
II.2.2.2.3. Apposition	38
II.2.2.2.3.1. Apposition osseuse directe	38
II.2.2.2.3.2. Apposition osseuse externe	38
II.2.2.2.3.3. Apposition de ciment	38
II.2.2.3. Facteurs individuels pouvant modifier les réactions tissulaires	38
II.2.2.3.1. L'os alvéolaire	38
II.2.2.3.2. Le desmodonte	39
II.2.2.3.3. La dent et ses voisines	39
II.2.2.3.4. Age du sujet	39
<b>II.3. LE DEPLACEMENT DENTAIRE</b>	<b>41</b>
<b>II.3.1. Principes mécaniques</b>	<b>42</b>
II.3.1.1. Revue de littérature	43
II.3.1.2. Les forces	44
II.3.1.2.1. Définition d'une force	44
II.3.1.2.2. Décomposition d'une force	44
II.3.1.3. Le centre de résistance	45
II.3.1.4. Le centre de rotation	49
II.3.1.5. Le moment	50
II.3.1.6. Le rapport moment / force	51
II.3.1.7. Le couple	52
II.3.1.8. Notion de travail et d'énergie	53
II.3.1.9. Equilibre d'un système de force	54
II.3.1.9.1. Le V symétrique	55
II.3.1.9.2. Le V asymétrique	56
II.3.1.9.3. La situation en escalier	57
<b>II.3.2. Les mouvements dentaires provoqués</b>	<b>58</b>
II.3.2.1. Version	59
II.3.2.2. Ingression	60
II.3.2.3. Rotation	60
II.3.2.4. Translation	60

II.3.2.5. Notion de frottements	61
<b>II.3.3. Histophysiologie du déplacement dentaire</b>	<b>62</b>
II.3.3.1. Réaction lors de l'application d'une force	63
II.3.3.2. La hyalinisation	64
II.3.3.2.1. Formation des zones hyalines	64
II.3.3.2.2. Elimination des zones hyalines	65
II.3.3.3. Le remodelage osseux	66
II.3.3.4. Conclusion	67
<b>II.4. PRINCIPES MECANQUES ET ANCRAGE EN ORTHODONTIE</b>	<b>69</b>
<b>II.4.1. Résistance stable</b>	<b>70</b>
<b>II.4.2. Résistance mobile</b>	<b>70</b>
<b>II.4.3. Trinôme de DE NEVREZE</b>	<b>71</b>
<b>II.4.4. Notion d'ancrage différentiel</b>	<b>72</b>
<b>II.5. L'ANCRAGE EN ODF</b>	<b>73</b>
<b>II.5.1. L'ancrage passif et actif</b>	<b>74</b>
II.5.1.1. L'ancrage biologique ou ancrage passif	74
II.5.1.1.1. Méthodes d'évaluation de l'ancrage	75
II.5.1.1.1.1. En fonction des surfaces alvéolo-radiculaires des dents	75
II.5.1.1.1.1.1. Selon JARABAK	75
II.5.1.1.1.1.2. Selon FREEMAN	76
II.5.1.1.1.2. En fonction du tissu ligamentaire	79
II.5.1.1.1.3. En fonction de la structure du tissu osseux	79
II.5.1.1.1.4. En fonction de l'anatomie globale des dents impliquées	80
II.5.1.1.1.4.1. Dimensions dentaires moyennes et rapport couronne/racine	80
II.5.1.1.1.4.2. Morphologie des racines	81
II.5.1.1.1.4.3. En fonction du nombre de racines	81
II.5.1.1.1.4.4. Position des dents dans l'alvéole	82
II.5.1.2. L'ancrage mécanique ou ancrage actif	82

<b>II.6. L'ANCRAGE ABSOLU EN ODF : APPARITION DES SYSTEMES MINI-MPLANTAIRES</b>	<b>84</b>
<b>II.6.1. Historique</b>	<b>85</b>
<b>II.6.2. Le concept de Implant comme ancrage orthodontique</b>	<b>85</b>
<b>II.6.3. Le concept de Implant comme ancrage orthopédique</b>	<b>87</b>
<b>II.6.4. Applications des « implants dentaires conventionnels » a vocation orthodontique</b>	<b>88</b>
<b>II.6.5. Apparition des systèmes implantaires à vocation exclusivement orthodontique</b>	<b>90</b>
<b>II.6.6. Apparition des systèmes mini-implantaires</b>	<b>92</b>
<b>III. ETUDE EXPERIMENTALE</b>	<b>95</b>
<b>III.1. INTRODUCTION</b>	<b>96</b>
<b>III.2. METHODOLOGIE COMMUNE AUX DIFFERENTES ETUDES</b>	<b>98</b>
<b>III.2.1. Outil utilisé : le logiciel C2000</b>	<b>99</b>
<b>III.2.2. Matériel</b>	<b>100</b>
<b>III.2.3. Méthode</b>	<b>101</b>
III.2.3.1. Acquisition des données en 2D	101
III.2.3.2. Sélection des dents	102
III.2.3.2.1. Segmentation manuelle	103
III.2.3.2.2. Segmentation semi-automatique	103
III.2.3.3. Sélection des racines et des couronnes	104
<b>III.2.4. Mesures</b>	<b>106</b>
III.2.4.1. Mesures des dimensions transversales et axiales (modifications d'axes)	106
<b>III.2.5. La matrice d'Inertie</b>	<b>107</b>
<b>III.3. ANATOMIE DENTAIRE ET SCANNER 3D</b>	<b>108</b>
<b>III.3.1. Introduction</b>	<b>109</b>
III.3.1.1. Anatomie coronaire	109
III.3.1.2. Anatomie radiculaire	109
III.3.1.3. Anatomie globale	109



<b>III.3.2.Objectifs</b>	<b>110</b>
<b>III.3.3.Moyens</b>	<b>110</b>
<b>III.3.4.Résultats</b>	<b>111</b>
III.3.4.1.Echantillon simple	111
III.3.4.1.1.Mesures linéaires	111
III.3.4.1.2.Statistiques descriptives des volumes	112
III.3.4.1.3.Statistiques analytiques :	
rapport couronne /racine/volume global	115
III.3.4.1.3.1.Maxillaire	115
III.3.4.1.3.2.Mandibule	117
III.3.4.2.Echantillon droit et gauche confondu	119
III.3.4.2.1.Statistiques descriptives : moyennes et écart type	119
III.3.4.2.2.Statistiques analytiques	122
III.3.4.2.2.1.Rapports morphologiques pour une même dent entre couronne racine, dent entière	123
III.3.4.2.2.1.1.Maxillaire	123
III.3.4.2.2.1.2.Mandibule	124
III.3.4.2.2.2.Rapports morphologiques entre différents groupes de dents	127
III.3.4.2.2.2.1.Corrélation entre différents groupes de dents	128
<b>III.4.ANCRAGE DENTAIRE EN ORTHODONTIE ET SCANNER</b>	<b>130</b>
<b>III.4.1.Introduction</b>	<b>131</b>
III.4.1.1.L'ancrage biologique ou ancrage passif	131
<b>III.4.2.Objectifs</b>	<b>132</b>
<b>III.4.3.Moyens</b>	<b>132</b>
<b>III.4.4.Résultats</b>	<b>132</b>
<b>III.4.5.Discussion</b>	<b>134</b>
III.4.5.1.Les mesures théoriques	134
III.4.5.1.1.Le volume	134
III.4.5.1.2.La surface	135
III.4.5.1.3.Les valeurs d'ancrage unitaires des dents	135

III.4.5.1.4. Les valeurs de ancrage des groupes de dents	135
<b>III.4.6. Centres de gravité et axes dInertie</b>	<b>136</b>
<b>III.4.7. Conclusion</b>	<b>138</b>
<b>III.5. CENTRES DE RESISTANCE DES GROUPES DENTAIRES ET MECANIQUE ORTHODONTIQUE</b>	<b>139</b>
<b>III.5.1. Détermination du centre de résistance</b>	<b>140</b>
III.5.1.1. Introduction	141
III.5.1.2. Objectifs	141
III.5.1.3. Moyens	142
III.5.1.3.1. Détermination des centres de gravité des groupes dentaires	142
III.5.1.4. Résultats	143
III.5.1.4.1. Localisation antéro-postérieure des centres de résistance	146
III.5.1.4.2. Localisation verticale des centres de résistance	154
III.5.1.4.3. Discussion	154
<b>III.5.2. Applications</b>	<b>156</b>
III.5.2.1. Introduction	157
III.5.2.2. Mécanique conventionnelle	158
III.5.2.2.1. Mécanique globale de arcade	158
III.5.2.2.2. Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec lien rigide (glissière)	160
III.5.2.2.3. Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans lien rigide	164
III.5.2.2.4. Mécanique intra-arcade ou sectorielle mixte	170
III.5.2.3. Mécanique reposant sur le emploi de micro vis	171
III.5.2.3.1. Mécanique globale de arcade	171
III.5.2.3.2. Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec lien rigide (glissière)	174
III.5.2.3.2.1. Force exercée directement sur le élément mobile	174
III.5.2.3.2.2. Force exercée sur le élément stable en « renfort de ancrage »	178

III.5.2.3.2.3.Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans lien rigide	<b>179</b>
III.5.2.4. Conclusion	<b>181</b>
<b>IV.CONCLUSION</b>	<b>183</b>
<b>V.ANNEXE</b>	<b>186</b>
<b>VI.REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</b>	<b>193</b>

# **AVANT PROPOS**

L'imagerie moderne donne enfin accès à la troisième dimension. Dans le domaine orthodontique elle s'appuie essentiellement sur les acquisitions tomodensitométriques (TDM) et accessoirement sur les acquisitions IRM. Elle permet une reconstitution crânio-faciale complète, et surtout la morphométrie.

L'utilisation du scanner 3D et des logiciels C2000-Cépha et Cépha3DT, développés par le Dr JACQUES TREIL, le CIRAD® et le Service ODF de Toulouse III, autorise aujourd'hui toutes mesures dimensionnelles angulaires, surfaciques ou volumiques.

Au niveau alvéolo-dentaire, nous avons pu calculer sur un échantillon étendu (120 sujets) les paramètres anatomiques moyens de chaque dent et les rapprocher des données bibliographiques. Ceci remet en cause certains résultats communément acceptés en anatomie dentaire.

C2000 permet, par segmentation sur chaque coupe axiale, d'isoler les structures appartenant à chaque dent en séparant couronne et racine. L'importance dimensionnelle, surfacique ou volumique des dents conditionne leur résistance au déplacement thérapeutique, leur « valeur d'ancrage ». Des valeurs guides sont proposées et comparées à celles données par la littérature. Les résultats là encore remettent en cause certaines évidences admises jusqu'ici.

A l'aide des mêmes logiciels, nous nous sommes intéressés aux groupes dentaires usuellement déplacés en orthodontie, et nous avons calculé :

- les valeurs d'ancrage des groupes de dents,
- la localisation tridimensionnelle des centres de résistance de groupe.

Ces résultats remettent en question certaines attitudes thérapeutiques en orthodontie conventionnelle.

L'évolution récente de l'orthodontie avec l'emploi des microvis, n'avait jamais été envisagée rigoureusement sous un angle mécaniste. Nous avons détaillé la mécanique des diverses étapes thérapeutiques s'appuyant sur des ancrages « absolus », complétant l'ancrage dentaire, et nous l'avons comparé aux mécaniques classiques appuyées sur des forces extra-orales.

# I. INTRODUCTION

L'orthodontiste est confronté, dans sa pratique thérapeutique quotidienne, au problème de l'ancrage dentaire.

Le troisième principe de NEWTON (1687) a pour énoncé :

"A toute action correspond une réaction égale et opposée". Il en est de même en orthodontie pour les forces que nous sommes amenés à utiliser lors de déplacements unitaires ou en masse des dents. Quelque soit le système de forces envisagé, il entraînera un certain nombre d'effets secondaires « parasites » que nous nous efforcerons d'atténuer et même de prévenir.

La connaissance du seul système orthodontique, constitué par la mécanique orthodontique d'une part, et par l'anatomie générale du système dent-desmodonte-os d'autre part, ne suffit pas au praticien pour éviter des erreurs quant à la quantité d'ancrage nécessaire. L'étude de l'ancrage nécessite une analyse à la fois détaillée (quantitative) et individualisée de la dent dans son contexte physiologique et de la dent soumise à une force orthodontique (aspect dynamique). Ces connaissances permettront d'aborder ensuite la réalisation pratique de l'ancrage dans les traitements orthodontiques.

Selon THUROW [85] "Il n'existe aucun acte orthodontique isolé. Tout mouvement désiré s'accompagne d'un certain nombre d'effets non désirés et finalement l'effort nécessaire pour prévenir et contrôler ces mouvements non désirés est bien plus grand que pour appliquer la force primitive".

Quelle que soit la thérapeutique mécanique orthodontique utilisée, appliquer une force sur une dent, un groupe de dents ou une arcade, engendre une force de même intensité, de même ligne d'action mais de sens opposé. Cette notion fondamentale permet de définir l'ancrage orthodontique : *c'est la structure biologique sur laquelle est appliquée la réaction de la force considérée.*

Toute dent se déplace de façon physiologique sans intervention thérapeutique. Il n'existe donc aucun "point fixe" dentaire dans la cavité buccale. Cependant, cette migration physiologique liée au remodelage tissulaire, dépend surtout de l'âge du patient ; mais elle reste d'une amplitude négligeable lors d'une durée moyenne d'un traitement orthodontique.

La recherche d'un ancrage efficace a toujours été un élément clé pour la réussite d'un traitement orthodontique. En effet, pour effectuer des déplacements dentaires l'orthodontiste doit disposer d'un point fixe à partir duquel il pourra délivrer des forces motrices. De nouvelles possibilités thérapeutiques sont venues de nos jours avec l'aide des systèmes micro et mini-implantaires.

Pour observer un déplacement dentaire thérapeutique, la force appliquée devra être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire. Au-dessous de cette limite, toute dent sollicitée ne sera soumise qu'à la migration physiologique.

Ainsi, pour qu'une dent, un groupe de dents, ou une arcade dentaire puissent servir d'ancrage, c'est-à-dire de point d'appui, la pression exercée sur l'os par l'intermédiaire de leurs racines et du desmodonte devra être inférieure au seuil de multiplication ostéoclasique.

Comme le rappelle GARCIA [31] en pratique, il est difficile de connaître, pour un individu donné la force optimale nécessaire au déplacement dentaire souhaité. Il dépend à la fois de la déflexion osseuse, des potentialités tissulaires et cellulaires ainsi que de l'environnement musculaire. Ces facteurs éminemment individuels ne peuvent être connus à l'avance.

Il est tout aussi difficile de connaître de façon précise la valeur de la force maximale à appliquer sur les structures d'ancrage sans voir apparaître des mouvements parasites.



Pour l'orthodontiste, un mouvement parasite de l'ancrage dentaire peut se produire en réponse aux forces exercées et ils demandent de plus une complète coopération de la part du patient avec un inconfort non négligeable.

Les dispositifs conventionnels d'ancrage, comme les forces extra orales, bien que très efficaces, ne sont pas sans inconvénients pour le patient comme pour le praticien. C'est pourquoi l'idée d'utiliser d'autres formes d'ancrages a été développée.

La première partie de notre travail est bibliographique. Elle comporte des notions de bases, la définition de l'ancrage dentaire ainsi que les facteurs influençant l'ancrage.

Puis nous présentons dans la deuxième partie, le rôle mécanique du tissu osseux, les phénomènes d'apposition et de remodelage de l'os alvéolaire, les facteurs individuels pouvant modifier les réactions tissulaires ainsi que quelques points mécaniques et biomécaniques en orthodontie. Nous définissons ensuite l'ancrage biologique ou passif ainsi que les méthodes d'évaluation et enfin les différents facteurs qui interviennent.

Enfin nous analyserons dans le dernier chapitre de cette partie la recherche d'un ancrage efficace comme élément clé pour la réussite d'un traitement orthodontique. En effet, pour effectuer des déplacements dentaires l'orthodontiste doit disposer d'un point fixe à partir duquel il pourra délivrer des forces motrices.

La troisième partie est une étude expérimentale, et statistique basée sur les cas cliniques d'un échantillon de 120 sujets, elle comporte quatre études, les trois premières études ont été concrétisées par l'utilisation du scanner 3D et des logiciels C2000-Cépha et Cépha3DT :

Une première étude présentant comme objectif une mise au point sur l'anatomie dentaire et son influence sur le choix et la décision thérapeutique en orthodontie.

Dans une seconde étude, nous nous intéressons sur les valeurs d'ancrages en orthodontie ; des nouveaux coefficients d'ancrages unitaires des dents ont été

proposés. Ces derniers remettent en cause certaines attitudes thérapeutiques en orthodontie.

La troisième étude, conduit à la proposition des nouvelles valeurs d'ancrage des groupes dentaires les plus utilisés en cours des traitements orthodontiques et à la localisation tridimensionnelle des centres de résistance de ces groupes.

La quatrième étude de ce travail se articule autour de deux axes principaux : le premier décrit la relation entre la localisation des centres de gravité des groupes dentaires et la mécanique conventionnelle en orthodontie ; le second aborde la mécanique reposant sur l'emploi des micros vis.

Cette étude fait partie d'une recherche plus générale menée à partir d'un logiciel en cours de développement au CIRAD© (MONTPELLIER . France). Cet outil permet notamment de reconstruire des structures en trois dimensions à partir de coupes tomodensitométriques.

## **I.1. DEFINITIONS DE L'ANCRAGE:**

*L'ancrage :*

C'est un dispositif de fixation d'un corps mort ou libre (Larousse).

C'est encore l'action ou la manière d'attacher à un point fixe (Robert).

En biomécanique orthodontique, ces notions d'ancrage et de point fixe en évoquent d'autres :

- Le mouvement
- La force
- La résistance.

L'ancrage est la résistance stable du système.

son choix et son importance sont fonction de la nature et du nombre des éléments à déplacer +

L'ancrage est la résistance que les structures dento-faciales offrent au changement de forme et de position sous l'application d'une force. +

-HIGLEY [35] -

L'ancrage est l'élément résistant sur lequel s'appuie la force motrice. +

-IZARD [39] -

Pour ce dernier, l'ancrage n'est pas synonyme de résistance ; la résistance n'est qu'une qualité de l'ancrage.

La plupart des orthodontistes pensent que les dents n'offrent pas un ancrage dans le vrai sens du terme, mais seulement des degrés divers de résistance.

L'ancrage est un groupe de dents positionnées pour résister à un mouvement et qui sont reliées entre elles de telle façon que si l'un des éléments de l'ancrage bouge dans une direction, toutes les dents de l'ensemble bougent en masse +

-ROOT [72] -

L'ancrage apparaît donc comme la résistance au déplacement des dents que l'on ne souhaite pas déplacer (ancrage stable), c'est la plus commune.

Il apparaît aussi comme la résistance de la dent ou des dents à déplacer (ancrage mobile).

-DOUGHERTY [21] -

## I.2. LES FACTEURS INFLUANT L'ANCRAGE :

Biologiquement l'ancrage est fonction :

- du nombre et de la morphologie des racines,
- de leur surface,
- de la nature de l'os péri radiculaire et de son métabolisme (aptitude à se remanier.)

Ces résultats, outre leur intérêt fondamental, présentent une application immédiate dans la détermination des mécaniques multi bagues.

# **II. RAPPELS BIBLIOGRAPHIQUES**

## **II.1. RAPPELS HISTOLOGIQUES : TISSU OSSEUX**

## **II.1.1. Organisation du tissu osseux :**

### II.1.1.1. Eléments constituant le tissu osseux

#### II.1.1.1.1. Les cellules

- Les Ostéoblastes

Les ostéoblastes sont situés en surface du tissu osseux en croissance, ils sont riches en organites, témoins de l'importance des synthèses protéiques et glycoprotéiques dont ils sont le siège.

- Les Ostéocytes

Ce sont des ostéoblastes complètement entourés par la matrice osseuse minéralisée. Ils siègent dans des logettes (ostéoplastes) ; d'où partent des canalicules anastomosés.

- Les Ostéoclastes

Situés à la surface du tissu osseux en voie de résorption.

#### II.1.1.1.2. La matrice intercellulaire

Elle est faite d'une matrice organique minéralisée.

- La matrice organique

Présence de fibres de collagène et d'une substance fondamentale très peu abondante.

- Les sels minéraux

La pérennité du tissu osseux est due à la minéralisation de sa matrice organique, il s'agit essentiellement de cristaux d'hydroxy-apatite de calcium et de phosphate [2].

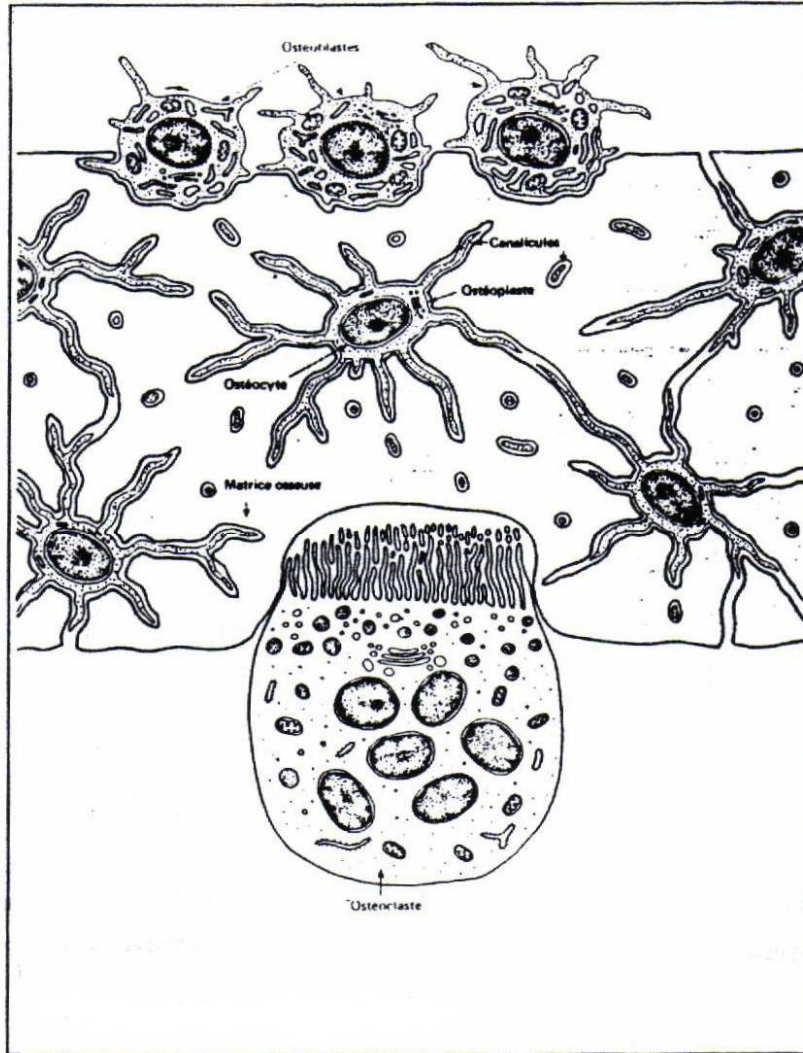


Figure N°1 : Représentation de l'organisation histologique d'un tissu osseux.

### II.1.1.2. Formation et résorption du tissu osseux

Pendant toute la vie, le tissu osseux est le siège d'un renouvellement permanent, conséquence de la combinaison de processus constructifs et destructifs.

#### II.1.1.2.1. Formation du tissu osseux

D'une façon générale, l'os néoformé apparaît sous forme de lamelles, se disposant en couches successives, parallèlement à la surface osseuse existante.

Dans certains cas, les nouvelles travées osseuses se présentent sous forme d'ostéophytes (fines trabécules perpendiculaires à la surface osseuse), on les observe fréquemment au cours de déplacements orthodontiques.

- Formation de la substance pré osseuse par les ostéoblastes

Les ostéoblastes synthétisent et sécrètent des glycoprotéines et mucopolysaccharides qui vont entrer dans la constitution de la substance fondamentale osseuse, ainsi que des molécules de tropocollagène qui vont s'assembler à l'extérieur de la cellule en fibres de collagène.

Cette matrice organique réalise la substance pré osseuse non encore minéralisée.

- Minéralisation

La première étape correspond au dépôt d'un sel phosphocalcique à l'intérieur des fibres de collagène et entre-elles.

La deuxième étape correspond à la constitution des cristaux d'hydroxy-apatite.

#### II.1.1.2.2. Résorption du tissu osseux

Deux processus entrent en jeu :

- Résorption ostéoclastique

La résorption par les ostéoclastes est la plus importante, l'ostéoclaste excrète des ions  $H^+$  qui vont dépolymériser les glycoprotéines et mucopolysaccharides ainsi que des collagénases qui vont attaquer les fibres de collagène.

- Résorption péri-ostéocytaire

Certains ostéocytes ont une activité plus lytique que synthétique, ce qui entraîne la déminéralisation et la lyse du tissu osseux qui les entoure.

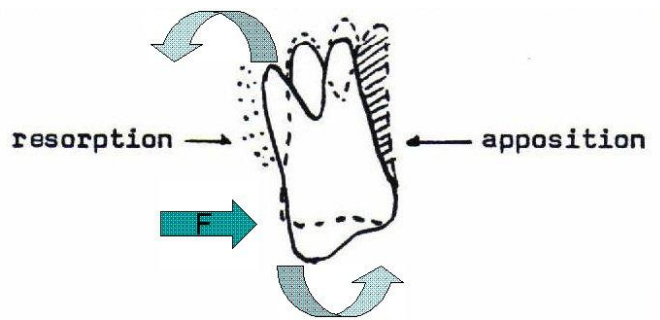
#### II.1.2. Réaction du tissu osseux alvéolaire face à l'action mécanique

Dans le déplacement dentaire, tous les tissus réagissent à l'action mécanique. Nous observons des modifications osseuses alvéolaires qui assurent et fixent le déplacement, mais aussi des réactions des tissus durs et mous dentaires et péri dentaires.



Les phénomènes histologiques sont les mêmes que ceux du remaniement osseux : présence de résorption du côté où s'exerce la pression, du côté opposé se produit une néoformation osseuse. La répartition des zones de résorption et d'apposition varie suivant le déplacement recherché.

Dans un déplacement par version nous obtenons une résorption du côté lingual de la paroi sur les 2/3 coronaires de la racine et sur la paroi alvéolaire linguale au niveau du 1/3 apical de la racine, l'apposition a lieu à l'opposé de la résorption.



**Figure N°2 : Schématisation de la répartition des zones de résorption et d'apposition.**

## **II.2. ROLE MECANIQUE DU TISSU OSSEUX ET DU TISSU LIGAMENTAIRE**

Ce rôle, basé sur les propriétés mécaniques de la substance osseuse et ligamentaire, est à la fois statique et dynamique.

### **II.2.1. Propriétés mécaniques du tissu osseux :**

Ces propriétés sont de deux ordres :

- élastiques,
- plastiques,

#### II.2.1.1. Elasticité

C'est la propriété d'un corps à revenir à sa forme première dès que la force qui l'a déformé a cessé son action [3].

Au niveau de l'os, elle dépend surtout du feutrage<sup>①</sup> des fibres de collagène de la substance osseuse, feutrage très développé chez l'enfant qui diminue à mesure que la croissance avance.

#### II.2.1.2. Plasticité

Il n'existe pas de plasticité physique au niveau de l'os. Par contre la plasticité biologique est une propriété essentielle du tissu osseux normal [3].

C'est par le jeu des matrices muqueuses que l'os se transforme et subit des remaniements nécessaires à sa vie biologique, l'absence de plasticité physique se traduit par deux propriétés importantes :

- Dureté,
- Ténacité.

---

<sup>①</sup> Logement des fibres de collagène entre elles.

La *dureté*, qui tient compte de la qualité de la substance osseuse protéique et calcaire, permet à l'os de résister à la pression.

C'est la propriété du tissu osseux périphérique, le tissu spongieux en est dépourvu.

La *ténacité*, qui dépend surtout de la trame de collagène et de la disposition architecturale de l'os, garantit la résistance à la traction et à la torsion.

Les propriétés élastiques et plastiques de l'os sont très restreintes et n'interviennent pas dans le déplacement orthodontique [2].

## **II.2.2. Intervention du tissu ligamentaire :**

### II.2.2.1. Facteurs réglant le remodelage osseux :

#### II.2.2.1.1. Facteurs endogènes

Ces facteurs correspondent à l'activité circulatoire et hormonale.

#### II.2.2.1.2. Facteurs exogènes

Ces actions mécaniques fonctionnelles constituent le facteur essentiel de la morphogenèse. Toute modification dans l'intensité ou la direction des forces tend à modifier à la fois la forme extérieure de l'os et son architecture interne.

Ces forces interviennent par leur intensité, leur direction et leur mode d'action.

### II.2.2.2. Apposition et remodelage de l'os alvéolaire :

Chaque stimulus de pression va induire une formation osseuse qui tend à maintenir constante la largeur initiale du ligament parodontal [28]. K. REITAN [67] a signalé des appositions osseuses produisant un remodelage de la concavité de l'apex nasale antérieure ; il a noté aussi une apposition osseuse au niveau de la crête oblique externe lors de ses expériences de version molaire chez le singe.

#### II.2.2.2.1. Rappels sur la migration physiologique :

A l'état normal, les tissus dentaires et péri dentaires sont soumis à la migration physiologique dont le processus est encore mal déterminé. Ici, la fonction occlusale

aurait un rôle important [2].

Cette migration physiologique, due parfois au phénomène de usure dentaire au niveau de leurs faces proximales, entraîne un remaniement permanent (ou turn-over) des cellules, des fibres, de la substance fondamentale, du desmodonte et de l'os alvéolaire ; elle se fait en direction mésiale chez l'homme, la face distale de l'alvéole sera globalement en apposition, la mésiale en résorption.

Les changements tissulaires en thérapeutique orthodontique sont principalement limités à l'os alvéolaire.

Il y a :

- \* Pression du côté opposé à la force qui entraîne une résorption osseuse ;
- \* Tension du côté de la force qui entraîne une apposition osseuse, cela afin de maintenir constante la largeur de l'espace alvéolo-dentaire. C'est cette plasticité qui permet les déplacements orthodontiques.

#### II.2.2.2.2. Résorption :

La résorption variera selon l'intensité de la force.

##### II.2.2.2.2.1. Résorption osseuse directe

Pour cela, la force doit être légère et répartie uniformément sur la surface radiculaire. Dans ce cas, le ligament ne subit que peu de compression et la circulation sanguine n'est pas entravée.

- Les cellules conjonctives augmentent rapidement dans le ligament et l'os sous-jacent.
- Apparition de nombreux ostéoclastes qui provoquent la destruction de l'os sous-jacent, directement au niveau de la lamina dura. Cette résorption débute rapidement au bout de quelques heures.

Si l'on garde les mêmes conditions, la résorption va se poursuivre et la dent va se déplacer sans retard.

Mais ces conditions idéales ne sont que rarement réalisées et le processus sera différent.

#### II.2.2.2.2. Résorption osseuse indirecte

Le desmodonte n'est épais, au repos, que de 0,3 à 0,4 mm. Dès que la force augmente, il se trouve rapidement comprimé.

On observe divers phénomènes :

- 1) Dégénérescence des noyaux des cellules conjonctives
- 2) Disparition des cellules conjonctives, des ostéoclastes, des capillaires sanguins
- 3) Unification des fibres du desmodonte. Elles vont converger en une masse d'aspect hyalin = Hyalinisation.

Pendant cette phase, il n'y a pas de résorption osseuse, la vie cellulaire étant abolie, il n'y a plus d'ostéoclastes.

La hyalinisation débute environ au bout de 36 heures et peut durer de 10 jours à 3 ou 4 semaines, selon l'importance de la force et la réaction individuelle de l'os.

Elle a pour effet de retarder le déplacement.

4) Il n'y a pas de résorption de la lamina dura, elle aura lieu au niveau de l'os spongieux, dans les espaces médullaires, protégés de la pression trop élevée mais aussi sur la corticale, de part et d'autre de la zone de compression [37].

Progressivement, tout le mur osseux va être miné par cette résorption indirecte

Il est admis à l'heure actuelle, que des forces très légères ne provoquent aucune hyalinisation. La très faible diminution de l'espace desmodontal entraîne une résorption frontale directe. Cet état correspond à des conditions idéales de résorption.

D'autre part, le mouvement dentaire thérapeutique n'est possible que grâce au fait que le seuil de résorption radiculaire est plus élevé que le seuil de résorption osseuse. Une trop grande compression provoque la résorption de la racine tout en maintenant active une partie de la résorption osseuse.

K. REITAN [67] a mesuré expérimentalement le mouvement dentaire pendant la période initiale. Il a notamment observé :

- i) une compression graduée du ligament parodontal qui peut durer de 4 à 7 jours.
- ii) une période de hyalinisation qui peut durer de 4 à 5 jours et jusqu'à 2 mois ou davantage dans les expériences sur animaux à forte densité osseuse.
- iii) la période secondaire, pendant laquelle il y'a principalement une résorption osseuse, si bien que la dent continue à se déplacer (Fig.3). Selon REITAN «il a été démontré

qu'il est difficile d'éviter la période initiale de hyalinisation. Avec une force appropriée contrôlée, il serait cependant possible d'éviter davantage de hyalinisation après l'élimination de la zone initiale. »

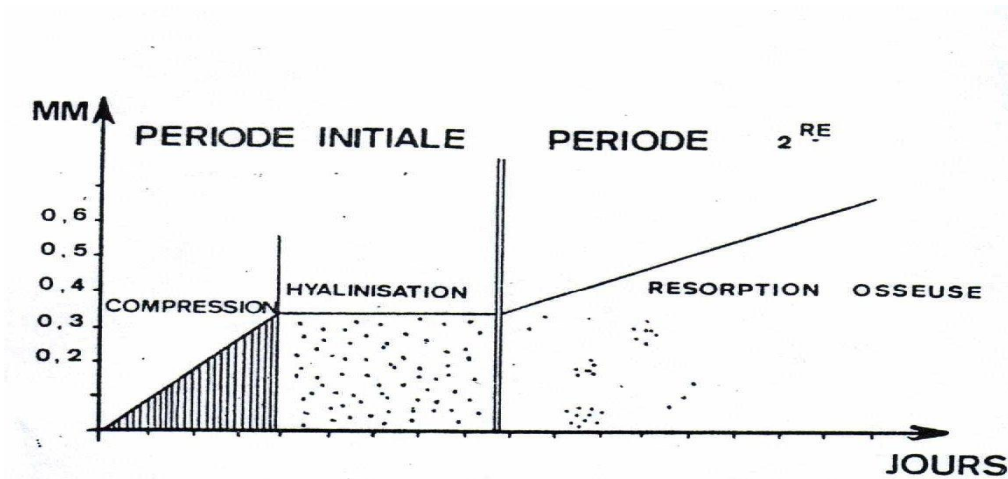


Figure N°3 : Graphique du déplacement par rapport au temps; d'après REITAN [67].

#### II.2.2.2.2.3. Résorption radiculaire

Le ciment peut se résorber, mais avec un seuil de réaction plus élevé que pour l'os. Il lui faut une force plus importante et de plus longue durée ;

Elle se fait dans les zones où il y a eu une hyalinisation intense.

On distingue :

- La résorption microscopique, presque inévitable,
- La résorption macroscopique, plus grave et décelable en radiographie :
  - \* au 1/3 apical, il n'y aura pas de reconstruction
  - \* aux 2/3 marginaux, les phénomènes de résorption sont moins étendus, ces résorptions pourront être réparées par du ciment cellulaire.
- La résorption radiculaire est plus fréquente:
  - \* chez les individus prédisposés,
  - \* sur les incisives latérales maxillaires,
  - \* lors de mouvement de version<sup>②</sup> (Fig. 4), rotation, ingression<sup>③</sup>.

② La version est habituellement un mouvement coronaire autour du voisinage de l'apex. Une force exercée sur la couronne dentaire déplace celle-ci du côté opposé à la force

③ L'ingression est un processus de changement de relation d'une dent par rapport à l'os voisin, obtenu par un mouvement de réimplantation de la dent dans l'os alvéolaire.

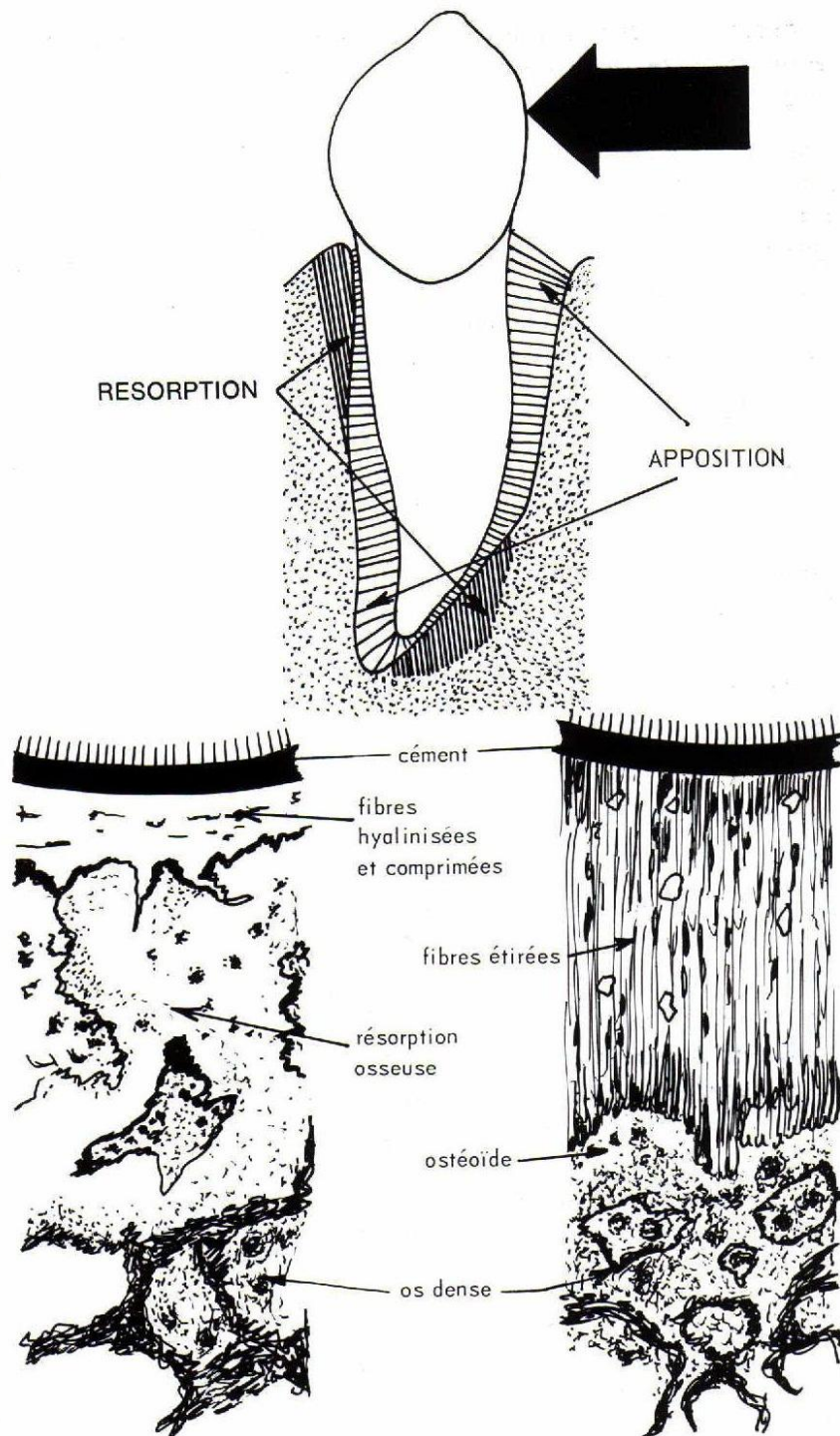


Figure N°4 : Le mouvement de version ó réactions biomécaniques d'après LANGLADE [43].



### II.2.2.2.3. Apposition :

#### II.2.2.2.3.1. Apposition osseuse directe

De l'os néoformé se dépose sur la surface interne de l'alvéole, tendant à maintenir la largeur initiale du ligament.

L'apposition se fait sous forme de languettes osseuses le long des fibres étirées. Elle commence par la formation d'un tissu de transition appelé ostéoïde, sorte de matrice organique où se déposera ultérieurement la substance minérale.

La surface interne de l'alvéole se trouve continuellement tapissée par de l'ostéoïde fraîchement déposé ; les couches profondes montrent une ossification progressive.

Ce tissu ostéoïde n'est pas résorbable. Son rôle est de s'opposer à tout mouvement dentaire de retour.

Cette propriété est intéressante pour la traction extra orale dont le port est nocturne.

Dans la zone d'étirement, il n'y a pas de temps de latence, la dent ne peut pas revenir dans sa zone initiale pendant la journée.

#### II.2.2.2.3.2. Apposition osseuse externe

Elle se fait dans la partie profonde de l'alvéole en voie de résorption, sous le périoste externe, pour maintenir constante l'épaisseur de l'os alvéolaire.

#### II.2.2.2.3.3. Apposition de ciment

La traction des fibres entraîne la néoformation de ciment, sous forme de cémentoïde non calcifié.

Il peut retarder ou empêcher l'évolution de la dent et aussi provoquer la courbure des racines.

### II.2.2.3. Facteurs individuels pouvant modifier les réactions tissulaires :

#### II.2.2.3.1. L'os alvéolaire

Il peut être de densité variable. Si l'os est très dense (ce qui est rare), les espaces médullaires seront réduits et le tissu sera plus difficile à se résorber.

L'os est plus dense du côté vestibulaire et lingual des régions marginales et médianes de la racine; au niveau apical, l'os est perforé de nombreux espaces médullaires.

#### II.2.2.3.2. Le desmodonte

Son étroitesse favorise la compression, donc la hyalinisation. C'est à la partie moyenne de la racine que le ligament est le plus mince.

#### II.2.2.3.3. La dent et ses voisines

##### FORME ET SURTOUT TAILLE DES DENTS :

Plus la dent sera courte, plus la hyalinisation sera importante et de longue durée, même si la force initiale est légère.

Exemple :

Une canine réagira plus favorablement qu'une prémolaire à force égale, le déplacement sera plus rapide.

POSITION : une dent qui se déplace, en contact avec une ou deux voisines, exercera une contrainte moins forte sur son desmodonte. La pression sera répartie sur une plus grande surface radiculaire et on observera surtout le mode de résorption direct.

##### VITALITE PULPAIRE

Selon REITAN [67], le dépulpage n'influence pas de manière perceptible la réaction tissulaire du desmodonte.

##### RAPPORTS OCCLUSAUX

Les interférences cuspidiennes augmentent souvent les forces appliquées sur une dent.

#### II.2.2.3.4. Age du sujet

Un sujet jeune, dont la croissance n'est pas terminée, possède un desmodonte en voie d'élaboration, donc en état de prolifération.

Chez un enfant de 12 ans, nous avons des conditions très favorables au déplacement.

Chez l'adulte, le tissu lamellaire est dense. La résorption et l'apposition osseuse débutent plus lentement et la résorption commence le plus souvent par une phase de hyalinisation.

Chez un sujet jeune, nous pouvons observer une apposition osseuse après un à deux jours ; chez l'adulte, ce délai est de huit jours.

## **II.3. LE DEPLACEMENT DENTAIRE**

### II.3.1. Principes mécaniques

La mécanique est la science qui a pour objet l'étude de l'état de repos ou de mouvement des corps soumis à l'action des forces.

Elle comporte trois parties : la statique, la cinétique et la résistance des matériaux.

- **La statique** décrit l'effet des forces sur les corps qui sont au repos ou en mouvement rectiligne à vitesse constante.

- **La cinétique** étudie les corps en mouvement lorsqu'ils sont soumis à l'action des forces, provoquant des changements de vitesse (accélération et décélération).

- **La résistance des matériaux** traite des relations entre contrainte et déformation à l'intérieur des différents matériaux et permet de sélectionner les plus aptes à délivrer une force particulière.

Le déplacement en orthodontie se fait grâce aux modifications tissulaires induites par les forces orthodontiques. On peut décrire schématiquement un moteur s'appuyant sur une structure d'ancrage et délivrant des forces motrices à un transmetteur, la dent, qui répartira l'action de ces forces dans le milieu dentaire environnant.

La biomécanique s'intéresse ainsi à deux niveaux : au système de forces appliquées sur les dents et à la réaction environnementale suite à cette application.

Ce sont BURSTONE [12] et MULLIGAN [56] qui sont les créateurs de la biomécanique ou mécanique appliquée au déplacement dentaire.

La mécanique étudie les effets des forces dans les trois sens de l'espace mais par simplification ces trois sens sont étudiés deux par deux dans un des deux plans perpendiculaires de référence.

L'observation du déplacement dentaire met en évidence deux mouvements principaux de la dent : la rotation avec son corollaire le centre de rotation et la translation.

Les principes de biomécanique s'appliquent donc à tout appareil orthodontique qu'il soit fixe ou amovible, à action orthopédique et/ou orthodontique.

Il est donc important de connaître ces principes car il existe des mouvements parasites qu'il vaut mieux prévoir que subir.

La connaissance de la mécanique et de ses effets permettra de choisir l'appareil, la technique (continue ou segmentée) et le système de forces le plus adapté en fonction du patient et du type de déplacement dentaire souhaité.

### II.3.1.1. Revue de littérature

Historiquement, les concepts fondamentaux de l'Edgewise ont été décrits par ANGLE en 1928. TWEED, et après STRANG établissent les principes mécaniques qui en découlent.

Dans les années 1940, d'autres praticiens proposent de nouvelles techniques utilisant des forces plus légères : JOHNSON et le « twin-arch », CROZAT.

Les travaux de STOREY et SMITH [80] ont mis en évidence la nécessité de réduire les forces orthodontiques et développent la notion de « force optimale » censée déplacer les dents le plus rapidement possible sans douleur ni dommage pour les tissus parodontaux.

Leurs résultats ont été adoptés par BEGG et KESLING [5] qui vont élaborer la théorie des « forces différentielles » utilisée depuis 1938 dans la technique de arcs légers.

Les notions de force optimale et de forces différentielles ont été simultanément développées et critiquées :

Pour ANDREASEN et ZWANZIGER [1], la théorie des forces différentielles ne serait applicable qu'avec la technique de BEGG, c'est-à-dire lorsqu'un contact punctiforme entre l'arc et l'attache, donnant peu de friction, permet une version libre de la dent.

En technique Edgewise, où l'arc guide est générateur alternativement de mouvements de version et de redressement, les forces de friction sont plus importantes.

Les facteurs à prendre en considération dans la détermination de la force optimale sont nombreux :

- Forme de la dent et surface radiculaire, donc pression exercée par unité de surface.
- Type de mouvement (version ou gression), donc mode de distribution de la pression dans le ligament.
- Type de force (continue ou discontinue), donc rapport entre intensité et durée d'application.
- Qualité des tissus parodontaux.

La diversité de ces paramètres a donné naissance à une multitude de travaux de recherche pour définir « l'arc idéal ».

### II.3.1.2. Les forces

#### II.3.1.2.1. Définition d'une force

Une force est une action mécanique capable de déformer un corps ou de modifier la quantité de mouvement du corps.

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique qui se rapproche du déplacement physiologique.

Elle est représentée par un vecteur déterminé par une direction, un sens, une intensité et un point d'application.

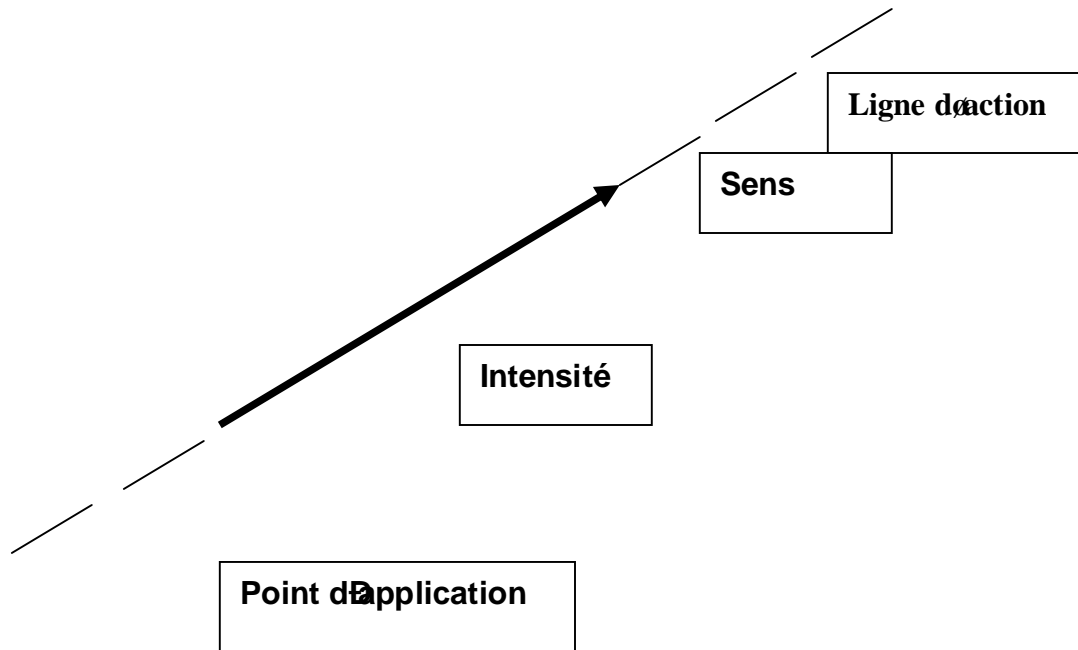
Son unité dans le système international est le newton (ou anciennement gramme-force).

Par convention et pour conserver les unités utilisées dans les articles, on parlera en g.

Toute force agissant sur un corps entraîne une réaction égale et directement opposée à son action, selon le 3<sup>ème</sup> principe de NEWTON : ACTION = REACTION.

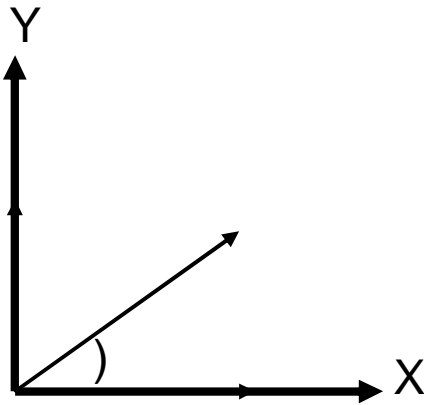
A l'équilibre, la somme des forces est nulle.

Il faut également prendre en compte la durée et le rythme d'application de la force, ces deux facteurs n'influençant pas directement la mécanique.



#### II.3.1.2.2. Décomposition d'une force

L'efficacité d'une force dépend de sa direction d'application. Ainsi lorsque l'angle tend vers zéro, la composante horizontale de la force tend vers un maximum.



$$F(x) = F \cdot \cos$$

$$F(y) = F \cdot \sin$$

Par exemple : dans le cas d'utilisation d'élastique intermaxillaire, la force obtenue peut être décomposée en une composante horizontale de gression et une composante verticale de régression. En fonction de nos besoins il suffit de modifier la direction de ces élastiques en sachant que lorsque tend vers  $0^\circ$  la gression tend vers un maximum, et lorsque tend vers  $90^\circ$  la régression tend vers un maximum.

### II.3.1.3. Le centre de résistance

Le centre de résistance est le point d'un solide quelconque par lequel il faut faire passer la ligne d'action de la force appliquée au solide, pour que le mouvement obtenu soit une translation.

Il dépend du solide et du milieu mais est indépendant du système de forces.



Si l'on applique à un corps libre dans l'espace une force passant par le centre de gravité, ce corps va subir un mouvement de translation. Tous les éléments du corps vont se déplacer parallèlement à eux même et à la direction de la force.

Lorsque ce corps n'est pas libre dans l'espace on parle de centre de résistance qui est alors l'équivalent du centre de gravité [18].

Position :

En pratique, sa position dépend :

- De la densité et de la hauteur alvéolaire (le milieu) donc de l'âge.
- De la morphologie radiculaire et du nombre de dents (le solide).
- Des résistances coronaires qui font intervenir la pente cuspidienne et la typologie.

Ainsi plus la hauteur de la crête alvéolaire d'une dent diminue, plus son centre de résistance s'apicalise.

La détermination de sa position a fait l'objet de nombreux travaux et, parallèlement, fut étudié le système des forces utilisé au niveau des attaches qui favorise la localisation du centre instantané de rotation de la dent.

Une première étude de CHRISTIANSEN et BURSTONE de [14], consiste en une approche mathématique bidimensionnelle qui mène les auteurs à situer le centre de résistance de l'incisive centrale supérieure à 2/5 de la hauteur alvéolaire en partant du sommet de la crête alvéolaire.

En 1980, BURSTONE et PRYPUTNIEWICZ [12] utilisent l'holographie tridimensionnelle et localisent le centre de résistance de la même dent à 1/3 de la hauteur alvéolaire en partant toujours du sommet de la crête alvéolaire.

En 1987, VAN DEN BULKE et BURSTONE [95] concluent après une étude holographique sur crâne sec :

- Le centre de résistance migre apicalement quand le nombre de dents augmente.
- L'augmentation de la force appliquée a peu d'effet sur la position du centre de résistance.
- Si on regroupe les six dents antérieures, le centre de résistance de l'unité sera à 7 mm plus apical que le sommet de la crête alvéolaire.

- Si on regroupe uniquement les 4 incisives, le centre de résistance se situera à 5 mm du sommet de la crête en direction apicale.
- Si on regroupe les 2 incisives centrales maxillaires, le centre de résistance se situera à 3,5mm de la crête alvéolaire en direction apicale.

TANNE et al. en 1988 [83] utilisent les calculs mathématiques par éléments finis pour situer le centre de résistance de l'incisive centrale au  $\frac{1}{4}$  de la hauteur radiculaire en partant de la crête alvéolaire, d'où naît l'idée du « Power arm » canin.

PEDERSEN et al. en 1991 [64], réalisent une étude sur des pièces de autopsy et concluent :

- Pour 2 incisives reliées, le centre de résistance est situé à 6,5mm au dessus de la lumière des attaches et à 3mm en avant de la face distale des canines.
- Pour les 4 incisives solidarisées, le centre de résistance est à 5mm au dessus de la lumière de l'attache de l'incisive centrale et à 3mm en avant de la face distale de la canine.
- Pour les 6 dents antérieures le centre de résistance est localisé à 6,5mm au dessus de la lumière du verrou incisif central et à 3mm en arrière de la face distale de la canine.

TEUCHER [84] localise, pour l'arcade maxillaire, le centre de résistance alvéolo-dentaire approximativement au tiers apical entre les premières et les secondes prémolaires.

Pour l'arcade mandibulaire il est situé au niveau du tiers apical de la première prémolaire.

WORMS situe le centre de résistance de la première molaire à la trifurcation des racines quand la seconde molaire n'est pas évoluée, et au niveau du collet de la dent lorsque la seconde molaire est évoluée.

Pour une dent sur l'arcade dans un milieu hétérogène, (cavité buccale pour la couronne, et os alvéolaire pour la racine) le centre de résistance est déplacé vers le milieu le plus dense, c'est à dire du côté apical.

Comme l'attestent les travaux des auteurs précédents, sa position dépend de la morphologie radiculaire, de la hauteur et de la densité d'os alvéolaire ainsi que du nombre de dents reliées.

La position du centre de résistance est aussi directement fonction (Fig. 5a, 5b et 5c):

- de la nature des structures parodontales,
- de la densité de l'os alvéolaire,
- de l'élasticité des structures desmodontales qui sont étroitement liées à l'âge du sujet.

Ceci amène VALET et PAGIN [94] à parler de "centre de résistance associé à la dent plutôt que de centre de résistance de la dent".



Figure N°5a Variation de la surface radiculaire

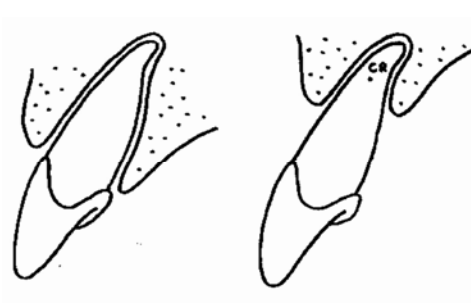


Figure N°5b Variation de la hauteur d'os alvéolaire



Figure N°5c Variation de la densité osseuse

Le centre de résistance du système est situé sur une ligne joignant les centres de résistance des dents considérées.

Si la valeur d'ancrage des deux unités dentaires est semblable, le centre de résistance se situera au milieu du segment reliant les deux centres de résistance.

Dans le cas où les valeurs sont différentes, le centre de résistance du système se déplacera le long de ce segment vers la dent dont la valeur d'ancrage est la plus grande.

Mais la position exacte du centre de résistance d'un système constitué de plusieurs unités dentaires est difficile à localiser cliniquement, bien que cette position influence directement l'intensité des forces [20].

Cliniquement, étant donné que la force des systèmes mécaniques unitaires vestibulaires ou linguaux ne s'applique jamais au niveau du centre de résistance, le système équivalent au centre de résistance comporte toujours un moment.

#### I.3.1.4. Le centre de rotation

Un centre de rotation est le point autour duquel tourne un solide si on lui applique une force qui ne passe pas par son centre de résistance : il est dépendant du système de forces [14].

Le centre de rotation :

- Dépend du système de forces appliqué (plus la force est éloignée du centre de résistance, plus la rotation sera importante) ;
- Sa situation n'est pas une propriété du solide au milieu.

A la différence du centre de résistance, le centre de rotation n'est pas obligatoirement situé à l'intérieur de la dent et sa position par rapport au centre de résistance détermine le type de mouvement obtenu : [20]

- S'il est éloigné de la dent, on obtient à l'extrême un mouvement de translation.
- S'il est confondu avec le centre de résistance, on obtient un mouvement de rotation pure.
- Entre ces deux positions extrêmes, on obtient des mouvements de roto-translation.

On parle de centre instantané de rotation car il varie avec le déplacement dentaire et la désactivation du système orthodontique.

La détermination du centre de rotation globale d'un mouvement est théorique et assez difficile à définir.

Pour BURSTONE et PRYPUTNIEWICZ, dans une étude publiée en 1980 [12] :

- une force appliquée au niveau des attaches produit un centre de rotation plus apical que le centre de résistance.
- Le centre de rotation se déplace plus apicalement si la racine est plus longue ; le centre de rotation de la canine est situé plus apicalement que celui de l'incisive centrale.
- Le centre de rotation d'une dent se déplace plus apicalement en augmentant l'intensité de la force appliquée, ceci pour le même rapport M/F.

Dès qu'une dent se déplace, le système de forces n'est plus le même, on parle donc de « centre instantané de rotation ». BURSTONE décrit alors 4 mouvements spécifiques en fonction de sa localisation :

- Version incontrôlée (le centre de rotation se situe au niveau du centre de résistance),
- Version contrôlée (le centre de rotation se situe au niveau de l'apex de la dent),
- Gression pure (le centre de rotation se situe à l'infini),
- Mouvement de racine (le centre de rotation se situe au niveau du bord libre de la dent).

### II.3.1.5. Le moment

Quel que soit le niveau où l'on applique une contrainte, elle se trouve en tous points du mobile. Une force dont la ligne d'action ne passe pas par le centre de résistance d'un corps produit une rotation, qui se traduit au niveau de celui-ci par un moment ( $M$ ).

Son intensité est égale au produit de l'intensité de la force ( $F$ ) par la distance ( $d$ ) perpendiculaire à la ligne d'action passant par le centre de résistance de ce corps (Fig. 6).

L'unité du système international est le Newton x mètre (N.m) mais en orthodontie on utilise le plus souvent le gramme-force x mm (gf.mm)

Burstone démontre que ce n'est pas l'intensité de la force mais la valeur du rapport moment-force qui détermine le type de mouvement dentaire obtenu.

Le moment n'existe que par la force, en référence au centre de résistance. A l'équilibre, la somme des moments est nulle.

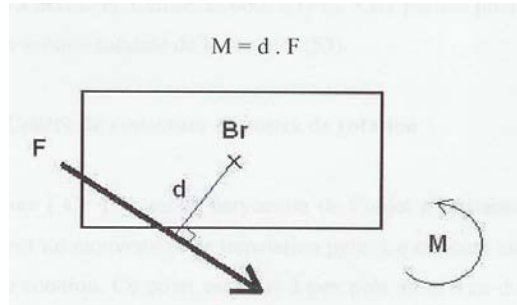


Figure N°6 Le moment

### II.3.1.6. Le rapport moment / force

Les différents types de mouvements dentaires décrits précédemment sont obtenus par l'application d'un système de force spécifique correspondant à l'application d'une force et d'un moment ; en effet c'est BURSTONE qui en 1962 a montré que ce n'est pas l'intensité de la force appliquée au niveau de l'attache mais la valeur du rapport moment-force qui détermine le type de mouvement dentaire résultant.

Ce rapport moment-force ( $M/F$ ) est déterminé par le point d'application du système de force par rapport au centre de résistance (Fig. 7).

**Quand le rapport  $M/F$  est égal** à la distance du point d'application de la force au centre de résistance, la dent se déplace en gression (le centre de rotation se situe à l'infini).

**Quand le rapport  $M/F$  est inférieur** à cette distance, il se produit une version et le centre de rotation se déplace d'autant plus apicalement que le rapport  $M/F$  augmente

- Le mouvement est une version autour du centre de résistance : version incontrôlée.
- Le mouvement est une version autour de l'apex : version contrôlée.

**Quand le rapport  $M/F$  est supérieur**, le centre de rotation se déplace du bord occlusal vers le centre de résistance : on obtient un **mouvement radiculaire**.

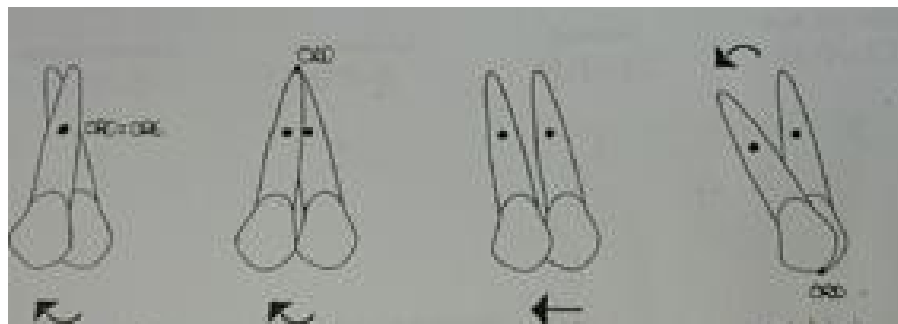


Figure N°7 Rapport moment ó force et déplacement du centre de rotation

### II.3.1.7. Le couple

Le moment d'un couple ( $M_c$ ) est un système libre qui produit des effets constants au niveau du centre de résistance (c'est-à-dire une rotation pure) quelle que soit la position de ce couple sur la dent. C'est un moment pur de translation.

Un couple est obtenu par l'utilisation de deux forces ( $F$  et  $F'$ ) :

- de même intensité,
- de lignes d'action parallèles,
- de sens opposés

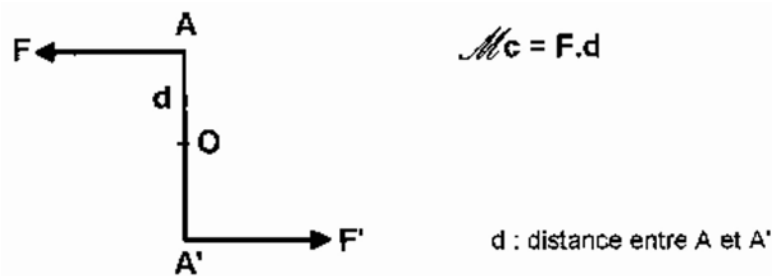


Figure N°8 Le couple

Le moment de ce couple est égal au produit de l'intensité de l'une des forces par la distance perpendiculaire séparant les deux lignes d'action. Son efficacité dépend donc de la distance qui sépare les deux lignes d'action et de l'intensité des forces.

Le sens de rotation du couple est donné par la force qui passe le plus loin du centre de résistance.

### II.3.1.8. Notion de travail et d'énergie

Le travail est la mesure de la transmission du mouvement d'un corps à l'autre ou la mesure du transfert d'énergie d'un corps à l'autre. Il en découle un principe fondamental qui est celui de la conservation d'énergie.

La mesure de l'énergie transférée se fait par la mesure du travail des forces mises en jeu (produit scalaire de la force par le déplacement).

#### Energie potentielle de déformation.

Lorsqu'un corps se déforme sous l'action d'une force extérieure, le point d'application de la force de déformation se déplace. Si il est élastique il emmagasine l'énergie sous forme mécanique et est capable de le restituer lorsque la force déformante cesse. Cette énergie porte le nom d'énergie potentielle de déformation qui est à la base de la mécanique orthodontique. Ceci concerne les ressorts, boucles, élastiques qu'il faut activer par déformation pour obtenir les forces nécessaires au déplacement.

Cas d'un ressort hélicoïdal :

L'allongement  $x$  du ressort est proportionnel à l'intensité de la force.

$$F = k.x$$

$K$  étant le coefficient de rigidité du ressort

Le travail  $T$  est le travail de la force extérieure  $F$  mais c'est aussi l'énergie emmagasinée par le ressort.

Le principe de conservation de l'énergie implique que cette énergie peut être restituée : c'est de l'énergie potentielle de déformation.

$$T = 1/2 kx^2$$

Pour un milieu élastique l'énergie emmagasinée sera proportionnelle au carré de la déformation.

Sous l'action des forces orthodontiques la dent va communiquer au desmodonte, milieu élastique, l'énergie du moteur. Mais le déplacement forcé de la dent oblige le desmodonte à absorber une énergie inhabituelle, qui entraîne l'apparition de tensions et de déformations.

Il y a équilibre tant que l'énergie de déformation n'est pas absorbée par la transformation osseuse mais cet équilibre finit par se rompre, avant qu'un nouvel état



d'équilibre tension/déformation apparaisse le mouvement dentaire n'est pas continu, c'est une succession de état d'équilibre.

La loi sur la conservation de l'énergie implique que l'énergie transmise à l'environnement dentaire soit de même intensité que celle nécessaire au remaniement osseux. Lorsque elle est très importante le surplus doit être stocké dans les structures péri-dentaires. L'absorption d'énergie étant proportionnelle au carré de la déformation, le desmodonte doit augmenter son volume afin d'en absorber le plus possible avant de le redistribuer à l'os. Celui-ci se transforme alors pour que le ligament conserve le volume nécessaire à l'absorption d'énergie.

La transformation osseuse est homothétique du déplacement de la dent dans le milieu ligamentaire.

Si l'apport d'énergie du moteur dépasse les capacités d'absorption du ligament et de l'environnement dentaire, que ce soit sur l'ensemble de cet environnement ou localement (dans les zones de compression limitées; induites par des mouvements dentaires non contrôlés), les transformations ne se font plus sous forme de résorption/apposition mais sous forme de hyalinisation, plus résistante au déplacement.

### II.3.1.9. Equilibre d'un système de force

Comme cela a été rappelé précédemment, tout système de force est régi par la troisième loi de Newton : lorsqu'une force est exercée sur un corps, il apparaît au niveau du point d'appui une force égale et opposée : c'est le principe de l'action - réaction.

L'équilibre d'un système de force impose que la somme algébrique des forces et des moments calculée autour d'un point quelconque soit nulle.

BURSTONE et KOENING en 1974 ont étudié les forces engendrées par la mise en place d'un arc droit dans les attaches de deux dents présentant des angulations variables ou un arc plié dans des attaches non angulées.

Ils ont ainsi défini trois situations clés (toutes les situations intermédiaires existant) qui sont :

- Le V symétrique
- Le V asymétrique
- La situation en escalier.

MULLIGAN (1983) [56] utilise les expressions de « courbure centrée » et « courbure décentrée » pour exprimer les deux premières relations.

Une même situation peut être obtenue, soit en introduisant l'arc plan dans les attaches angulées, soit en plaçant une courbure sur l'arc introduit dans les attaches situées sur un même plan.

### II.3.1.9.1 Le V symétrique

Les angles que font les attaches avec le fil sont égaux et de sens opposés. (Fig.9)

Le système de force se réduit à deux moments de valeurs égales et de sens opposés.

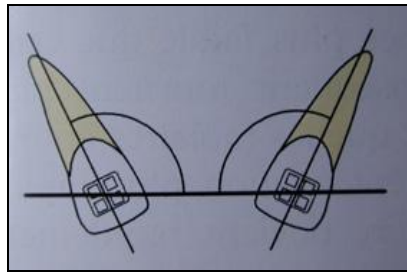


Figure N°9 Le V symétrique

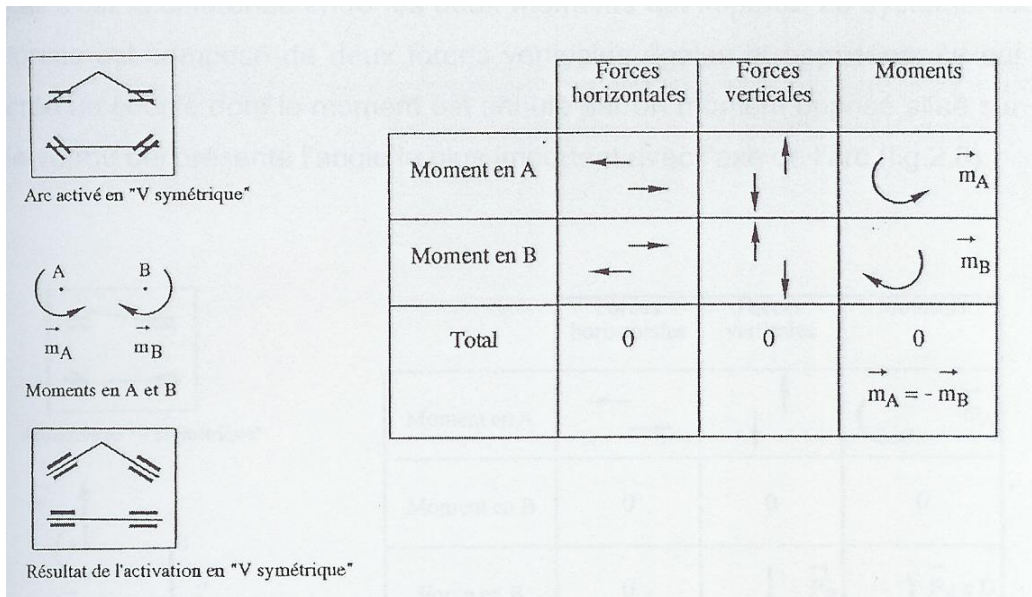


Figure N°10 Les dents sont notées A et B ; D est la distance qui les sépare. A est considéré comme le point de référence.

Le tableau d'équilibre permet de noter l'ensemble des forces horizontales, verticales et les moments existants. La somme des forces et la somme des moments doivent être nulles. Le système est en équilibre sans déploiement de forces ; les couples créés par l'angulation symétrique de l'arc avec les attaches donnent des moments de même amplitude et de sens opposé à chaque extrémité (FONTENELLE).

### II.3.1.9.2. Le V asymétrique

Les angles que font les attaches avec l'arc sont inégaux et de sens opposé. (Fig. 11)

Il existe deux moments sur les deux dents, dont l'un est plus important que l'autre : par simplification, on considère le moment le plus faible comme nul, car c'est la différence entre les deux moments qui importe.

Le système de forces est composé de deux forces verticales égales et opposées, ce qui crée un couple dont le moment est annulé par un moment opposé situé sur le verrou qui présente l'angle le plus important avec l'axe de l'arc.

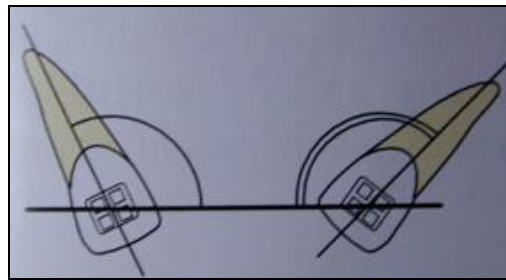


Figure N°11 Le V asymétrique

Arc activé en "V asymétrique"

Forces et moments en A et B

Résultat de l'activation en "V asymétrique"

	Forces horizontales	Forces verticales	Moments
Moment en A	$\leftarrow$ $\rightarrow$	$\uparrow$ $\downarrow$	$\curvearrowright$ $m_A$
Moment en B	0	0	0
Force en B	0	$\downarrow$ $F_B$	$\curvearrowright$ $F_B \times D$
Force en A	0	$\uparrow$ $F_A$	0
Total	0	0	0
		$F_B = -F_A$	$m_A = -F_B \times D$

Figure N°12 Les dents sont notées A et B ; D est la distance qui les sépare. A est considéré comme le point de référence.

Le tableau d'équilibre permet de noter l'ensemble des forces horizontales, verticales et les moments existants. La somme des forces et la somme des moments doivent être nulles. Il y a, à l'équilibre, une force verticale en B dirigée vers le bas, qui autour de A donne un moment annulant  $m_A$ . Cette force sera elle-même annulée en A par une force  $F_A$  de même intensité et de sens opposé (FONTENELLE).

### II.3.1.9.3. La situation en escalier

L'arc est rectiligne et les deux verrous sont parallèles entre eux. (Fig. 13)

Il apparaît deux forces verticales opposées. Le moment du couple ainsi créé est compensé par deux moments égaux et de même sens agissant sur chacun des verrous.

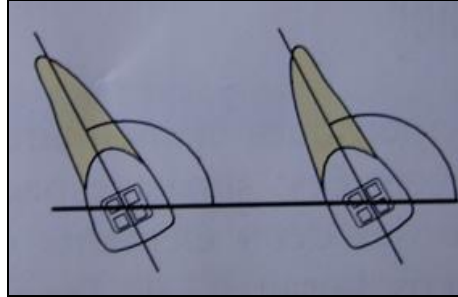


Figure N°13 La situation en escalier

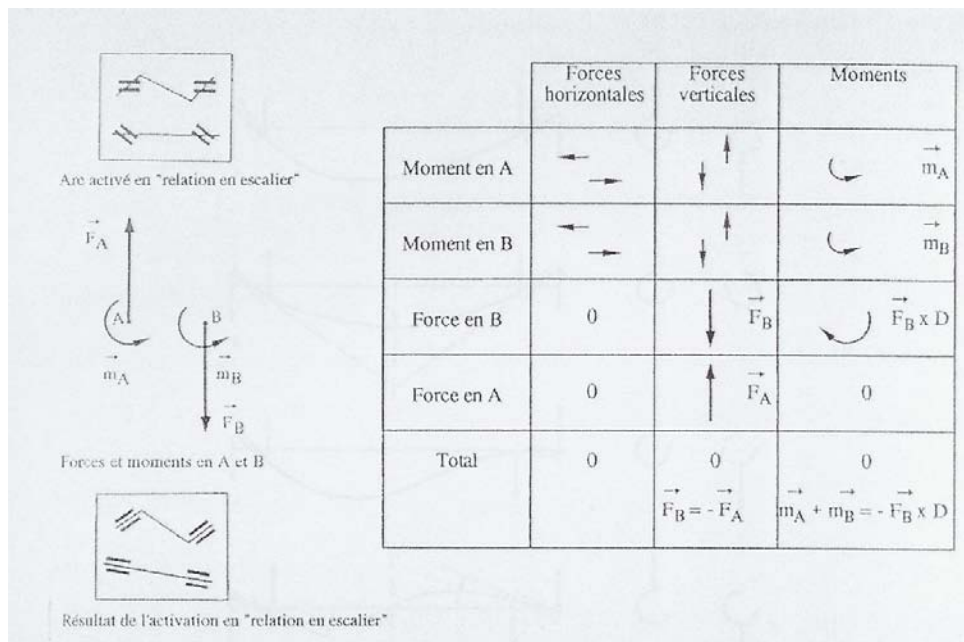


Figure N°14 Situation de « relation en escalier ». Cette situation engendre les plus grandes forces (d'après FONTENELLE).

En 1996, FAURE [23] décrit les différentes situations d'un arc placé entre deux attaches partant de l'étude théorique de la forme de l'arc :

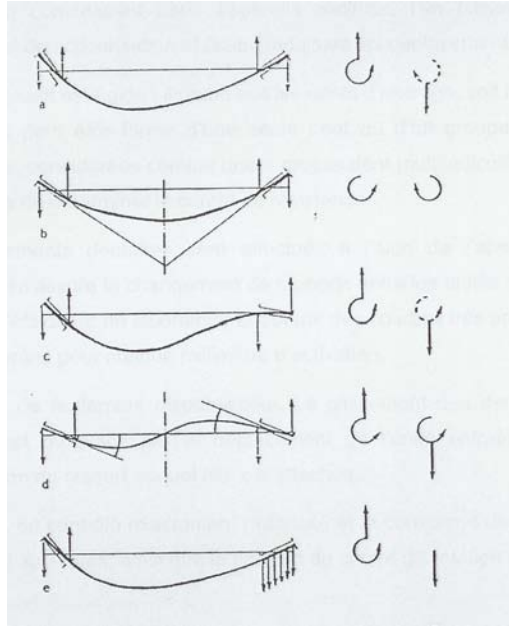


Figure N° 15 Les différentes situations mécaniques selon FAURE.

- a : « V »
- b : « V symétrique pur »
- c : « S »
- d : « S symétrique pur »
- e : « V asymétrique pur »

**Situation en V :** Le fil ne présente qu'une seule concavité, les moments exercés sur les attaches sont de sens contraires. Le cas théorique idéal est le « V symétrique pur »

**Situation en S :** Le fil présente deux concavités opposées, les moments exercés sur les attaches sont de même sens. Le cas théorique idéal est le « S symétrique pur » et il correspond à la « relation en escalier ».

**Situation en « V asymétrique pur » :** Il s'agit d'un intermédiaire entre les deux situations précédentes. Le fil ne présente qu'une seule concavité au voisinage de l'une des attaches, au niveau de l'autre attache il n'est au contact que d'une seule paroi de la gorge et exerce donc des forces de même sens le long de cette paroi.

### II.3.2. Les mouvements dentaires provoqués

Les mouvements dentaires provoqués peuvent être contrôlés ou non. En thérapeutique

orthodontique, pour avoir la maîtrise des mouvements, il faut avoir le contrôle des centres de rotation des dents concernées. Pour cela, il faut employer la quantité efficace et adaptée du produit moment force.

Les différents types de mouvements dentaires peuvent aussi être classés selon "la quantité d'ancrage nécessaire pour pouvoir effectuer ces déplacements".

La pression (F/mm<sup>2</sup>) nécessaire pour effectuer les différents mouvements a été quantifiée par PROFFIT [66] :

Version: 50 gr

Translation: 100 gr

Torque : 75 gr

Extrusion (égression) : 50 gr

Intrusion (ingression) : 150 gr

Toutefois, la pression varie suivant le type de dent considérée.

Par exemple, il sera plus difficile d'effectuer un mouvement au niveau d'une molaire qu'au niveau d'une incisive.

Ces valeurs permettent de donner des indications et ne reflètent pas une vérité absolue puisque tous les paramètres ne sont pas pris en compte.

Nous allons décrire les différents types de mouvements dentaires par l'identification de leur centre de rotation :

#### II.3.2.1. Version

Les mouvements de version peuvent être non contrôlés ou contrôlés.

**La version non contrôlée** est un mouvement dentaire qui s'effectue autour d'un centre de rotation situé proche du centre de résistance de la dent concernée. Cliniquement, on constate alors le déplacement de la couronne dentaire dans un sens et le déplacement de l'apex de cette même dent dans le sens contraire. C'est le type de mouvement effectué par une dent quand seule une force est exercée sur sa couronne.

**La version contrôlée** correspond à une rotation de la dent autour d'un centre de rotation qui se situe au niveau de l'apex de la dent. Ce type de déplacement s'effectue lorsque sont exercés de façon concomitante une force efficace sur la couronne dentaire

de manière à provoquer le déplacement de cette couronne dans un sens et un moment permettant d'empêcher le mouvement de la racine dans le sens opposé.

**Le mouvement de racine** se effectue lorsqu'une dent se déplace autour d'un centre de rotation au niveau ou très près du bord occlusal de la dent.

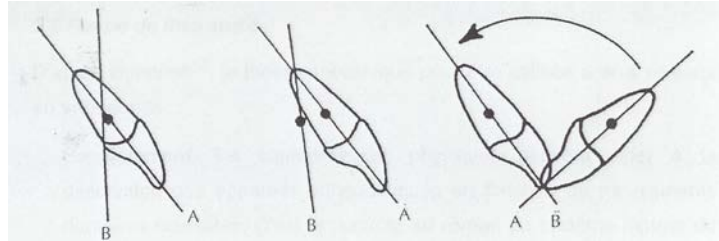


Figure N°16 Les mouvements de version contrôlée et non contrôlée

#### II.3.2.2. Ingression

C'est un mouvement qui s'effectue selon le grand axe de la dent. Le centre de rotation est très éloigné du centre de résistance, on peut considérer qu'il n'y a pas de mouvement de rotation parasite. C'est une sorte de translation axiale.

Le mouvement d'ingression rencontre le maximum de résistance de la part de la dent car toutes les fibres sont étirées et l'ensemble du système hydraulique est sous pression. Il est donc impératif d'utiliser un appareillage et un ancrage actif très importants, la valeur d'ingression étant supérieure à la valeur d'égression des dents piliers (nécessité d'augmenter le nombre de piliers). D'après THUROW [85], l'ingression se réalise plus facilement en association avec d'autres mouvements.

#### II.3.2.3. Rotation

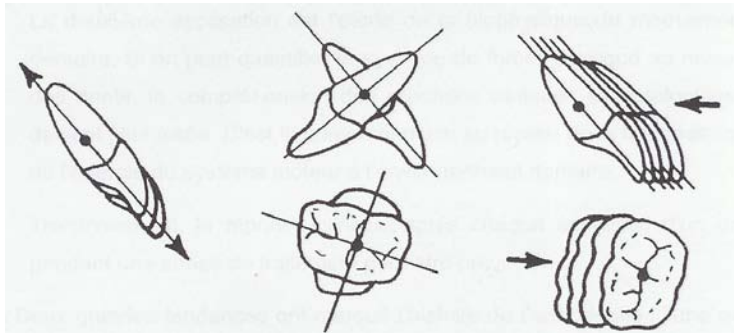
A la différence de la version, lors d'une rotation pure, le centre de résistance et de rotation sont confondus. L'axe de rotation peut être horizontal ou vertical. Si l'axe est horizontal, la couronne va se déplacer dans un sens et l'apex dans le sens opposé. Si l'axe est vertical, la dent tournera sur elle-même.

#### II.3.2.4. Translation

La translation a lieu lorsque le centre de rotation se situe à l'infini. Elle se manifeste par un déplacement physique dans lequel chaque point de la dent évolue selon des lignes droites, parallèles, dans la direction de la force.

Elle permet de vestibuler, lingualer, mésialer ou distaler la ou les dents.

Si plusieurs dents sont rigidement associées, on peut les assimiler à une dent pluriradiculée. Les mouvements dentaires au sein d'une arcade entière non segmentée ne peuvent plus être décrits individuellement du fait de l'interdépendance des mouvements qui se crée.



**Figure N°17 Les différents mouvements dentaires provoqués**

#### II.3.2.5. Notion de frottements

Le frottement désigne les phénomènes qui naissent dans les zones superficielles de deux corps appuyant l'un sur l'autre, lorsqu'ils se déplacent l'un par rapport à l'autre. Il dépend de la topologie des surfaces en contact et de leurs propriétés physico-chimiques.

Les techniques orthodontiques multi-attaches imposent dans certaines étapes de traitement, le glissement des verrous sur l'arc, ou même le glissement des arcs dans les tubes guides. Il en résulte des frottements qui peuvent nuire à la bonne marche du traitement.

Lorsqu'on applique une force parallèle au plan d'occlusion, perpendiculaire à l'axe de la dent et dont le point d'application se situe à distance du centre de résistance associé à la dent, 2 cas vont alors se présenter :

- la dent se déplace par glissement le long de l'arc. Ce dernier, suivant sa nature, se déformera plus ou moins.

- la dent ne se déplace pas ou peu, le glissement n'a pas lieu. Il y a blocage par arc-boutement avec déformation plus ou moins importante de l'arc.



Elle peut aller jusqu'au phénomène de flambage et entraîner des déplacements parasites néfastes et incontrôlables.

Les frottements en orthodontie jouent un rôle perturbateur dans les mécaniques de glissement. Pour en réduire les effets, il faut utiliser des fils et attaches avec les coefficients de frottement les plus faibles possibles, des brackets larges, des fils rectangulaires qui permettent un certain jeu du fil dans la lumière de l'attache et avec une rigidité suffisante pour éviter le flambage ; un système de ligature provoquant le moins de frottement possible, et appliquer la force motrice le plus près possible du centre de résistance de la dent.

### II.3.3. Histophysiologie du déplacement dentaire

Les dents sont en situation d'équilibre à la fois intra et inter-arcade. Si cet équilibre est amené à être rompu, un mouvement dentaire physiologique tendra à retrouver une nouvelle position d'équilibre.

L'application de forces sur une ou plusieurs dents provoque un mouvement non plus physiologique mais thérapeutique ; le résultat est un déplacement obtenu grâce à un remodelage ligamentaire et alvéolaire.

Aussi, sur une même dent, il pourra être appliqué plusieurs forces dont la résultante sera une force unique complexe.

Cette force devra être maintenue pendant un temps suffisant pour éviter l'arrêt des phénomènes d'ostéoclasie et permettre l'action des cellules spécialisées produites durant la phase initiale. Mais, il sera également nécessaire de respecter un temps de repos pour obtenir la maturation des tissus synthétisés. La durée relative de ces deux périodes permet de distinguer trois types de forces :

**Les forces intermittentes** qui se caractérisent par une alternance journalière de périodes de travail et de repos. Pour être efficace, ce type de force doit respecter certaines règles : la durée du temps de travail doit être au moins de 6 heures par jour sinon le déplacement ne peut s'effectuer et la durée du temps de repos ne doit pas excéder le temps de latence d'arrêt ostéoclasique.

**Les forces discontinues** sont des forces dont l'intensité diminue dès que la dent s'est déplacée. Il s'en suit une période de repos sans récurrence. Si la force reste légère et que

les moments d'activation ne sont pas trop rapprochés, le mouvement se fait uniquement par résorption directe, donc sans phénomène de hyalinisation.

**Les forces continues** sont des forces dont l'intensité est maintenue constante durant la période de travail. Des auteurs ont proposé d'appliquer d'abord une force légère qui va induire une résorption directe puis dès que cette résorption aura commencée d'augmenter l'intensité de la force afin d'accélérer la vitesse du déplacement dentaire [36].

### II.3.3.1. Réaction lors de l'application d'une force

La chronologie de la réponse physiologique du ligament selon la durée et l'intensité des forces a été établie par PROFFIT [66]

Dans le cadre de l'application **d'une force continue** :

- inférieure à 1 seconde: les fluides ligamentaires étant incompressibles, l'os alvéolaire se déforme, et des signaux piézo-électriques sont émis.
- 1 -2 secondes: le fluide est expulsé de la zone compressée, la dent se déplace dans l'espace ligamentaire [18].

Dans le cadre de l'application **de forces légères** :

- 3 -5 secondes: les vaisseaux sanguins du ligament sont partiellement comprimés du côté dit "en pression", et dilatés du côté dit "en tension" ; les fibres et les cellules sont déformées par la pression exercée.
- plusieurs minutes: le flux sanguin est altéré, le taux d'oxygène commence à se modifier, les prostaglandines et les cytokines sont libérées.
- plusieurs heures: changements métaboliques : les messagers chimiques affectent l'activité cellulaire, les concentrations enzymatiques changent.
- environ 4 heures: augmentation du taux de AM PC (adénosine mono- phosphate cyclique) détectable, la différenciation cellulaire commence dans le ligament.
- environ 2 jours: le déplacement de la dent commence avec le modelage de l'alvéole par les ostéoblastes / ostéoclastes [18].

Dans le cadre de l'application de **forces lourdes** :

- 3-5 secondes : les vaisseaux sanguins du ligament sont oblitérés du côté dit « en pression »
- minutes : le flux sanguin est arrêté dans le ligament comprimé
- 3-5 jours : différenciation cellulaire dans les zones adjacentes, début de la résorption indirecte
- 7-14 jours: la résorption indirecte remplace la lamina dura adjacente à la zone comprimée, le déplacement de la dent commence [18].

Pour le biologiste, lorsque le cap des réactions initiales donc des latences cellulaires de division et de différenciation est franchi, il faut entretenir un niveau suffisant de forces pour se maintenir au dessous du seuil cellulaire, de façon à utiliser pleinement le pool de cellules spécialisées (ostéoclastes, ostéoblastes) déjà produit.

L'interruption de la force pendant une durée supérieure à la latence de différenciation cellulaire (durée suffisante pour la cessation d'activité et la disparition des ostéoclastes) va entraîner inévitablement une nouvelle phase initiale avec hyalinisation du côté comprimé et arrêt du mouvement dentaire souhaité.

Deux étapes sont donc majeures dans le déplacement dentaire : la hyalinisation du ligament et le remodelage de l'os.

### II.3.3.2. La hyalinisation

L'application d'une force provoque le déplacement de la dent dans son alvéole, immédiatement suivie d'une fuite des fluides ligamentaires de la zone en compression.

Si la force est assez importante, on assiste à une compression ligamentaire et des vaisseaux sanguins, ainsi qu'à une inflammation des terminaisons nerveuses : le processus de hyalinisation commence alors [74].

#### II.3.3.2.1. Formation des zones hyalines

La venue et la formation d'ostéoclastes sont empêchées par l'excès de pression dans une zone du ligament. La résorption directe ne peut alors plus avoir lieu et celle-ci est alors remplacée par des réactions dégénératives des tissus qui commencent après quelques heures.

Le terme de hyalinisation employé pour décrire ces réactions est dû à l'aspect vitrifié et acellulaire que l'on peut observer sur les coupes histologiques.

Ce processus dégénératif persiste tant que la pression est maintenue et, ce faisant, empêche la recolonisation des tissus lésés par les cellules des tissus environnants intacts.

Le déplacement dentaire s'arrête tant que l'os adjacent n'est pas résorbé.

La hyalinisation débute durant la phase initiale qui suit l'application de la force orthodontique. Elle est éliminée après une période de 3 à 5 semaines si l'on n'effectue qu'une réactivation douce.

Le ligament « post hyalin » est plus large qu'au départ ; si l'on cesse d'appliquer toute force, la largeur initiale est rapidement retrouvée comme l'a montré BARAT [4].

#### II.3.3.2.2. Elimination des zones hyalines

Selon les travaux de RYGH [74], la zone hyaline est formée de tissu nécrotique aseptique, localisé dans le ligament. Une réaction inflammatoire se développe à sa périphérie.

Les tissus comprimés sont envahis et éliminés par des cellules provenant des vaisseaux sanguins qui pénètrent dans cette zone : cellules endothéliales et monocytes/macrophages dérivant des cellules progénitrices du sang.

Les cellules de type fibroblastique semblent engagées dans le processus d'élimination et de synthèse à la périphérie de la zone hyaline, à la frontière des premières cellules qui envahissent cette zone.

L'élimination de la zone hyaline se fait par :

La résorption de l'obstacle principal, à savoir l'os contre lequel la dent est pressée, par les ostéoclastes qui se différencient dans les espaces médullaires en retrait, dans l'os cortical sur les surfaces ou à la périphérie du ligament demeuré intact.

Son invasion par des cellules et des vaisseaux sanguins provenant des zones intactes du ligament.

Les zones hyalines disparaissent simultanément avec l'invasion cellulaire et vasculaire.

Ces cellules envahissantes possèdent la capacité de pénétrer la zone hyaline en poussant leurs extensions cellulaires dans ces zones.

Les structures filamenteuses environnant les premières cellules envahissantes sont probablement le produit de la dégradation du collagène. L'inclusion de fibrilles de collagène dans le cytoplasme de ces cellules indique qu'elles absorbent des matériaux extra-cellulaires pour la résorption active.

Des portions de cellules restantes, de collagène hyanilisé et autres débris sont retrouvés dans les macrophages nécrophages, décomposés par la phagocytose, bien que certaines observations impliquent également les fibroblastes dans ce rôle [5].

Les ostéoblastes semblent dérivés des cellules transportées par les vaisseaux sanguins tandis que les fibroblastes et les ostéoclastes sont issus des cellules locales.

Les fibres du côté en pression sont totalement reconstituées après disparition des fibres anciennes et formation de faisceaux nouveaux. Ceci n'est pas retrouvé du côté en tension où les fibres étirées se reconstituent par le changement de leurs fibres originales.

#### II.3.3.3. Le remodelage osseux

Pendant longtemps, la littérature orthodontique a décrit les phénomènes d'apposition / résorption osseuse comme étant une suite d'évènements équilibrés à court terme comme à long terme.

BRIDGES [11], en 1988, a montré dans ses études qu'au contraire ce remodelage osseux avait plutôt lieu avec des phases d'apposition / résorption plus ou moins actives ; ce que l'expérience clinique confirme par la mobilité des dents déplacées et l'élargissement du ligament desmodontal.

Au début des années 90, KING et al [41] ont réalisé de nombreuses études sur la dynamique du déplacement dentaire chez le rat. Ils ont constaté qu'à court terme la résorption et l'apposition osseuses passaient par plusieurs phases :

- une période sans ou avec peu de changements (1 à 3 jours)
- suivie par une période où la résorption est prédominante (jusqu'au 5<sup>e</sup>. 7<sup>e</sup> jour)
- puis par une phase appositionnelle (des 5<sup>e</sup> . 7<sup>e</sup> jour jusqu'à la fin de la période expérimentale : 14 jours).

Si l'expérience se poursuit, un second cycle de remodelage se produit.

FONTENELLE [27] montre que le déplacement dentaire provoqué peut s'effectuer selon deux modalités :

- soit au travers de l'os de soutien en contact avec la dent : résorption directe
- soit plus en périphérie, au niveau cortical : résorption indirecte

Cette dernière modalité permet à la dent de se déplacer par apposition périostée dans une zone où l'os alvéolaire avait disparu.

Néanmoins, ce type de déplacement ne peut se réaliser que si trois conditions sont réunies :

- **mécaniques** : la force orthodontique doit être constante et de faible intensité pour éviter la hyanilisation, et permettre ainsi la résorption directe et l'apposition périostée qui conservent une épaisseur constante d'os alvéolaire.

- **anatomiques** : le parodonte doit être complet et sain.

- **physiologiques** : absence totale d'inflammation car elle est responsable de la destruction des tissus en cours de remodelage, gênant ainsi la progression du complexe alvéolo-dentaire.

L'orthodontiste ne déplace donc pas une dent comme un élément mobile traversant des tissus fixes. Il déplace et remodèle l'ensemble du complexe dento-parodontal : dent, ligament desmodontal, os de soutien et tissus de recouvrement (muqueuse gingivale).

Ainsi, certaines situations cliniques nécessitant l'apport de gencive attachée pour une raison ou une autre peuvent trouver une solution orthodontique.

#### II.3.3.4. Conclusion

En conclusion de ce chapitre, chaque fois qu'un praticien met en place un dispositif actif orthodontique ou orthopédique, il introduit des forces qui sont régies par les lois de la mécanique.

La mécanique orthodontique est assez théorique et très complexe, car elle met en jeu des principes mécaniques, des notions de déplacement dentaire provoqué, mais aussi de métallotechnie. Il ne faudrait pas cependant en sous estimer les intérêts qu'elle apporte à la clinique quotidienne.

Arc continu, segmentation des arcades, attaches non informées ou arc plat ; quel que soit la technique employée, c'est la connaissance de la mécanique qui permet de

minimiser les effets parasites, et donc de mieux poser les indications de nos dispositifs mécaniques.

## **II.4. PRINCIPES MECANIKES ET ANCRAGE EN ORTHODONTIE**



Le déplacement dentaire en cours de traitement orthodontique est lié, en première analyse, à la résistance au déplacement de chacune des dents sollicitées soit en vue de déplacement, soit comme point d'appui [8].

En seconde analyse il faut effectuer une étude complète du système de force mis en jeu (force résultante et moment résultant pour chaque dent).

Dans le cadre de cette étude, seule la première analyse nous intéresse.

Pour que l'action d'une force se manifeste en un point, il faut qu'elle prenne appui en un autre point. Pour une même force, le déplacement de l'un des deux points sera d'autant plus important que l'autre sera plus fixe. La sphère oro-faciale étant constituée d'un ensemble de points en mouvement perpétuel relatif, excluant l'existence de points rigoureusement fixes, nous devons chercher ou créer des supports dont nous connaissons les valeurs de stabilité. (Exemple : le péri-crâne pour l'appui extra-oral ou la préparation d'ancrage pour résister aux tractions élastiques intermaxillaires de classe II). De plus, un solide se déplace lorsque les forces motrices qui lui sont appliquées l'emportent sur les forces résistantes. En orthodontie, on considère deux types de forces résistantes :

- La résistance stable, support de la force.
- La résistance mobile, celle du solide en déplacement.

#### **II.4.1. Résistance stable**

Elle constitue le point d'ancrage de la force. Elle est composée soit d'un groupe de dents, soit d'un appui péri crânien pour mobiliser une ou plusieurs dents.

#### **II.4.2. Résistance mobile**

Elle est constituée par la ou les dents à déplacer. C'est le point d'application de la force motrice. Lors des tractions inter-maxillaires ou d'un recul de bloc incisif par arc de rétraction, c'est la valeur réciproque de résistance de deux blocs, un stable, l'autre mobile qui induit le déplacement escompté (suivant le Trinôme de De Nevrezé.).

### II.4.3. Trinôme de De NEVREZÉ

De NEVREZÉ [19] dissocie les forces de réaction en résistance mobile et résistance stable.

Résistance Stable : RS = Dent d'ancrage.

Résistance Mobile : RM = Dent à déplacer.

Force Motrice : FM = crée le déplacement par translation, version ou rotation

Les résistances mobiles et stables sont, entres autres, fonction :

- de l'âge.
- du type calcique.
- de la denture.
- du type de déplacement.
- du sexe.

De NEVREZÉ [19] envisage trois cas.

#### 1<sup>er</sup> cas RS = RM

Si  $FM < RS + RM$  : il n'y a pas de déplacement.

Si  $RS + RM < FM$  : il y a un déplacement égal et symétrique.

#### 2<sup>ème</sup> cas RM < RS

Si  $RM < RS < FM$  : Déplacement double et inégal, la résistance mobile se déplace davantage que la résistance stable.

Si  $RM < FM < RS$  : Déplacement optimal de la dent sans sollicitation du point d'ancrage.

C'est le cas idéal.

#### 3<sup>ème</sup> cas RS < RM

Si  $RS < RM < FM$  : Le déplacement de la dent d'ancrage est plus important que celui de la dent à déplacer.

Si  $RS < FM < RM$  : Perte d'ancrage maximum.

Si  $FM < RS < RM$  : Aucun déplacement.

#### **II.4.4. Notion d'ancrage différentiel**

La notion d'ancrage différentiel est intimement liée à celle de force optimale et de réponse biologique du parodonte. L'ancrage offert par un groupe de dents varie notamment en fonction de l'intensité de la force utilisée [34].

SMITH et STOREY [80], lors d'études faites sur le recul canin, écrivent :

« Si la force motrice est augmentée au-dessus d'un seuil optimum entraînant une surpression parodontale canine, un mouvement appréciable des dents d'ancrage apparaît ».

Dans ce cas, la force par unité de surface radiculaire est plus faible du côté de l'ancrage que de celui de la dent à déplacer. La contrainte parodontale des dents d'ancrage est donc réduite et provoque un mouvement mésial de celles-ci.

## **II.5. L'ANCRAGE EN ODF**

En orthodontie, l'idée d'ancrage implique la notion de résistance à une force. La fixité d'une dent ou d'un groupe de dents ne peut être retenue d'une façon absolue. En effet, il n'existe aucun point fixe dans la cavité buccale, et toute dent se déplace de façon physiologique.

L'ancrage naturel de la dent est représenté par la dent elle-même, et par son environnement parodontal, desmodontal et osseux, tous deux impliqués dans la migration dentaire physiologique. Toute mécanique orthodontique, située au-delà du seuil d'activation cellulaire, va provoquer une réaction des éléments sollicités. Cette réaction peut s'inscrire dans le plan de traitement ou lui nuire [19].

Les différentes écoles orthodontiques ont donc cherché à préserver ce capital d'ancrage, propre à chaque patient. Une variété de techniques et d'appareillages sont apparus, ayant chacun leur spécificité, mais dont le but commun est de gérer cet ancrage et de l'adapter à la démarche thérapeutique.

Sa gestion permet l'atteinte des objectifs de traitement, que ce soit pour repositionner correctement les incisives, ne pas perturber le profil du patient, corriger les décalages squelettiques et / ou dentaires de la façon la plus efficace possible [73].

### **II.5.1. L'ancrage passif et actif**

#### **II.5.1.1. L'ancrage biologique ou ancrage passif**

L'ancrage biologique ou passif constitué par la dent, l'os alvéolaire, les ligaments parodontaux mais aussi par une base osseuse intra ou extra orale est capable de résister aux forces orthodontiques.

Chaque dent a sa valeur propre d'ancrage plus ou moins élevée selon sa surface radiculaire, la position de son centre de résistance, le tissu osseux et l'environnement musculaire adjacent (et donc au-delà du système dentaire par tous les supports osseux et musculaires intra comme extra-oraux capables de résister à nos forces orthodontiques).

La valeur de l'ancrage de la dent est fonction de la longueur, du volume, et du nombre de ses racines. Elle dépend également de sa position plus ou moins versée dans l'os alvéolaire (Théorie du piquet de tente de TWEED) [55].

Les dents, présentant de longues et multiples racines comportant comme support

ligamentaire une masse importante de fibres collagènes, ont une valeur propre de résistance aux déplacements supérieures aux dents monoradiculées. C'est la valeur de la surface projetée de la racine qui détermine l'ancrage passif de la dent.

La résistance de la dent aux déplacements varie en fonction de différents paramètres.

#### II.5.1.1.1. Méthodes d'évaluation de l'ancrage

##### II.5.1.1.1.1. En fonction des surfaces alvéolo-radiculaires des dents

##### II.5.1.1.1.1.1. Selon JARABAK

JARABAK [40] a attribué des valeurs guides d'ancrage pour chaque dent en donnant à l'incisive centrale inférieure la plus petite valeur puisqu'elle présente la plus petite racine en anatomie dentaire ; elle sera la valeur guide pour les autres dents. La pondération proposée par cet auteur semble s'appuyer sur la surface radiculaire moyenne et sur la longueur radiculaire.

L'importance du coefficient est en rapport avec la qualité de l'ancrage de la dent considérée.

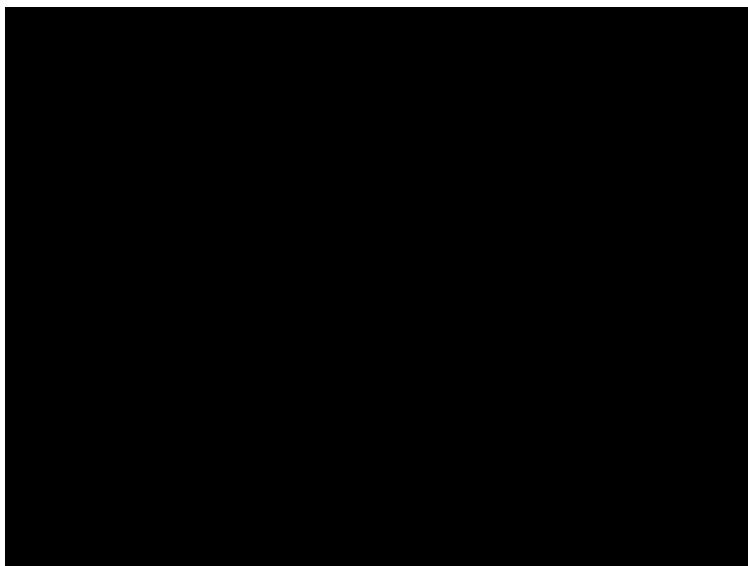


Figure N°18 Valeurs d'ancrage dentaire selon JARABAK (1963) [40].

La valeur du coefficient d'ancrage des dents maxillaires étant plus grande que celle des dents mandibulaires, nous pourrions donc dire que **la seule considération de ces coefficients postule globalement que l'arcade mandibulaire est moins résistante au déplacement que le maxillaire.**

#### II.5.1.1.1.1.2. Selon FREEMAN

FREEMAN [29] va dans le sens de JARABAK en mesurant la surface radiculaire de chaque dent.



**Figure N°19 Valeurs d'ancrage dentaire selon FREEMAN (1981).**

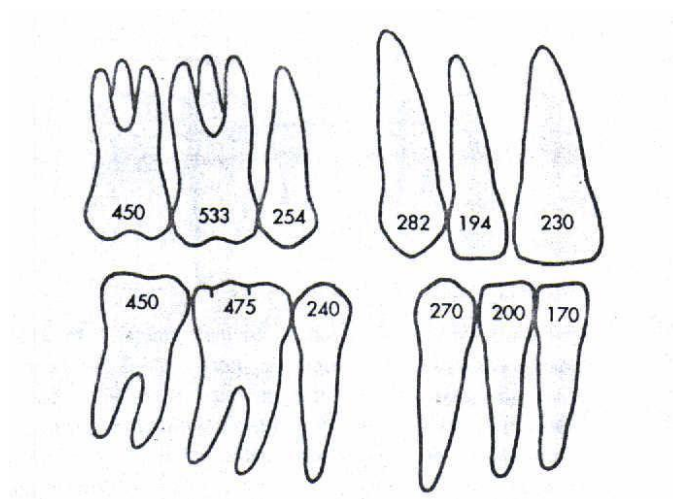
Pour FREEMAN [29] : le nombre de fibres collagènes périradiculaires est directement proportionnel à la surface radiculaire dentaire. Pour cette raison il a constitué un tableau type dans lequel est figurée la surface radiculaire moyenne de chaque dent en mm<sup>2</sup>.

Une force répartie par unité de surface définit la pression qui permet le déplacement dentaire. Pour une même force, plus la surface radiculaire est importante, moins la pression est élevée et plus la valeur d'ancrage de la dent considérée est importante.

Pour ces auteurs, il faut tenir compte du nombre, de la position, de la forme et de la partie en pression de la racine ainsi que de la qualité osseuse.

Globalement, nous constatons que les surfaces radiculaires des dents maxillaires sont supérieures à celles des dents mandibulaires.

Pour PROFFIT [66]: la valeur d'ancrage de n'importe quelle dent est environ équivalente à la superficie de sa racine ; comme indique le diagramme suivant :



**Figure N°20 : les valeurs de surface radiculaire des dents d'après PROFFIT [66].**

CLARK [15] a déterminé un coefficient de variabilité interindividuelle des surfaces radiculaires par des études photométriques et radiographiques menées avant et après extractions.

Ce coefficient de variabilité des individus est de l'ordre de 15 %. Sur un échantillon de 18 canines, la surface radiculaire a varié sur une plage de variation de 190 mm<sup>2</sup> à 345 mm<sup>2</sup> pour une autre.

Il a de plus attribué aux dents un coefficient:

- pour leur longueur allant de 0,27 à 0,68
- pour leur surface radiculaire de 0,41 à 0,94



M A X I L L A I R E S	Dent	Nombre	Surfaces Moyennes mm <sup>2</sup>	Déviation Standard mm <sup>2</sup>
	3	8	321	41
	4	25	242	25
	5	24	261	22
	6	8	508	70
M A N D I B U L A I R E S	3	18	302	50
	4	58	220	31
	5	52	234	26
	6	11	525	76

**Tableau N°1 : Tableau des surfaces radiculaires (d'après R.A. CIARK [15]).**

BURSTONE [12] a ajouté les facteurs physiologiques individuels comme le sexe et l'âge.

L'ensemble de ces études antérieures appelle plusieurs commentaires :

- Utilisation des moyens d'investigation variée.
- Manque de précision sur le protocole
- Méthodologie mal définie, et échantillon restreint.
- La hauteur de l'os alvéolaire est plus importante à considérer que la surface radiculaire des dents puisque c'est lui qui est soumis aux pressions.
- Aucun renseignement n'est donné sur la valeur de l'ancrage des secondes molaires qui sont baguées de façon systématique.
- L'utilisation de ces données ne peut être qu'un guide dans le choix et le nombre des dents d'ancrage, les réactions tissulaires individuelles étant variables.
- Les notions de force optimale et de force différentielle ne sont guères applicables. C'est la raison pour laquelle les forces nécessaires dans les différentes phases de traitement ont des valeurs moyennes qu'il convient de moduler en fonction du résultat clinique observé.

A partir de ces constatations, plusieurs principes fondamentaux sont à retenir :

- Appliquer un système de force dont la résultante active déplacera un minimum de dents.
- Choisir le nombre de dents d'ancrage pour chaque phase de traitement en fonction des objectifs thérapeutiques.
- Utiliser un ancrage extra-oral évitant au maximum les effets parasites sur les arcades dentaires.
- Préparer les structures d'ancrage aux sollicitations des forces intra et inter-arcades.

Le recours à l'ancrage squelettique par un système mini-implantaire va permettre de répondre à ces impératifs, voire de se suppléer à certaines techniques plus conventionnelles, sans pour autant en oublier ces principes.

#### II.5.1.1.2. En fonction du tissu ligamentaire

La densité des fibres dans le tissu ligamentaire est considérée comme homogène selon FREEMAN [29] ; il suffirait donc d'étudier la surface radulaire ou le volume.

Mais il faut savoir que cette densité et surtout l'orientation des fibres varie.

Le milieu ligamentaire n'est ni homogène ni isotrope.

#### II.5.1.1.3. En fonction de la structure du tissu osseux

Les dents ne se trouvent pas dans un milieu inerte mais en constant remaniement, ce dernier se développe avec elles, et s'atrophie à leurs chutes ou après leurs extractions.

Il convient d'en étudier les différentes composantes osseuses.

Du fait de structures histologiques différentes, le tissu osseux ne présente pas partout le même potentiel de résistance à la déformation, et n'autorise pas les mêmes vitesses de déplacement.

On distingue ainsi:

- Un tissu osseux spongieux.
- Un tissu dense compact.
- Un tissu néoformé.

La mandibule est constituée:

- d'un tissu osseux spongieux à espaces médullaires plus fins qu'au maxillaire
- d'une corticale externe d'os dense plus épaisse qu'au maxillaire

Après remaniements osseux survenus lors des déplacements dentaires, apparaît du côté tension, un os néoformé de type ostéoïde beaucoup plus résistant, puisque immature, qui s'opposera au mouvement dentaire de retour.

#### II.5.1.1.4. En fonction de l'anatomie globale des dents impliquées

Selon que l'on observe une incisive ou une molaire, on note une différence morphologique radicaire et surtout un rapport couronne/racine différent. Ceci est de nature à modifier le système de forces.

##### II.5.1.1.4.1. Dimensions dentaires moyennes et rapport couronne/racine

Les valeurs sont différentes selon les auteurs mais elles se rapprochent des valeurs données par des auteurs classiques en matière de dimensions dentaires tel LAUTROU [44].

Certains auteurs comme WHEELER (1997) [99], étudient la morphologie dentaire indispensable, non seulement pour la connaissance de l'anatomie, mais également pour l'établissement ou le rétablissement de l'harmonie fonctionnelle du complexe stomatognathique. Ces mensurations nous donnent une idée sur le rapport de hauteur RACINE/COURONNE.

Leur étude sur les valeurs moyennes des dents est reportée dans les tableaux N° 2 et 3 ci-dessous :

- Au maxillaire :

(Valeurs en mm)	Incisive Centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire	Troisième molaire
<b>Hauteur totale</b>	23,5	22	27	23,5	22,5	19,5	18	17,5
<b>Hauteur de couronne</b>	10,5	9	10	8,5	8,5	7,5	7	6
<b>Diamètre mésio-distal coronaire</b>	8,5	6,5	7,5	7	7	10	9	8,5
<b>Diamètre vestibulo-lingual coronaire</b>	7	6	8	9	9	11	11	10

Tableau N°2 : Tableau des valeurs moyennes des dents maxillaires.

- A la mandibule :

(Valeurs en mm)	Incisive Centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire	Troisième molaire
Hauteur totale	21,5	23,5	26	22,5	22,5	21,5	20	18
Hauteur de couronne	9	9,5	11	8,5	8,5	7,5	7	7
Diamètre mésio-distal coronaire	5	5,5	7	7	7	11	10,5	10
Diamètre vestibulo-lingual coronaire	6	6,5	7,5	7,5	8	10,5	10,5	9,5

Tableau N°3 : Tableau des valeurs moyennes des dents mandibulaires.

#### II.5.1.1.4.2. Morphologie des racines

L'ancrage est proportionnel à la morphologie radiculaire. (Les dents à racines longues et larges offrent un meilleur ancrage que celles à racines petites et étroites). De plus la divergence radiculaire ou la forme type "Bec de Perroquet" favorisent l'ancrage.

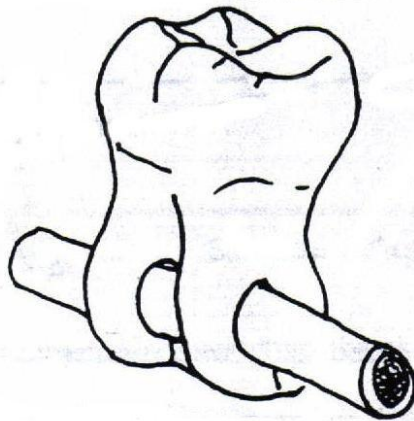


Schéma d'après Begg.

Figure N°21 : Représentation d'un cas de racine molaire embrassant le canal dentaire.

Ces différentes notions sont importantes car l'ancrage passif est fonction de la surface radiculaire projetée. On a vu que FREEMAN [29] a calculé une moyenne en mm<sup>2</sup> des surfaces radiculaires et que JARABAK [40] a donné une valeur guide d'ancrage. Les valeurs les plus élevées reviennent à la première molaire mandibulaire.

#### II.5.1.1.4.3. En fonction du nombre de racines

D'après JARABAK [40], chaque dent possède une valeur type. Il est ainsi possible de cumuler certaines valeurs afin de créer, contrôler un déplacement ou d'en prévenir un

autre. On parle ici de valeur différentielle de résistance existant entre les différents éléments dentaires. Pour une force bien adaptée, un nombre important de dents solidarisiées constitue un ancrage fiable.

#### II.5.1.1.4.4. Position des dents dans l'alvéole

La dent est amarrée à l'os alvéolaire par l'intermédiaire de ses fibres desmodontales. Plus la surface radiculaire est importante, plus le nombre de fibres collagènes, composant le ligament parodontal, est grand.

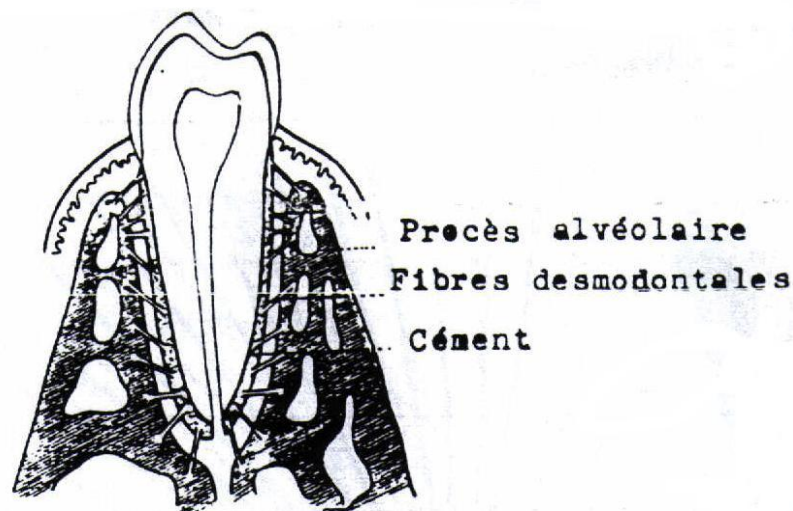


Figure N°22 : Représentation de la dent dans son procès alvéolaire.

Tous les mécanismes d'apposition et de résorption tendent à maintenir constante la largeur du ligament dento-alvéolaire.

Le rôle d'ancrage que tient le ligament parodontal est particulièrement visible dans le cas de récives de rotation après traitement. De plus, selon SMITH et STOREY [80], il existe pour chaque dent une pression optimum de la membrane périodontale contre la surface de l'os alvéolaire entraînant un déplacement maximum.

#### II.5.1.2. L'ancrage mécanique ou ancrage actif

Il correspond à l'ancrage mécanique produit par les dispositifs orthodontiques pour éviter le déplacement des dents d'appui.

Parmi ces dispositifs, on peut citer l'utilisation de forces extra-orales, de l'arc de Nance (ancrage intra arcade), la sollicitation de l'arcade antagoniste (ancrage inter arcades), L'ancrage actif peut être établi de trois façons :

- Sur une seule arcade dentaire, lorsque le mouvement dentaire doit être effectué dans les limites de cette arcade.
- En utilisant une traction intermaxillaire à partir de l'arcade opposée.
- En utilisant une traction extra orale à partir d'un appui occipital ou cervical [22].

Lorsqu'une seule arcade est utilisée, on essaie lors de la construction de l'appareil d'incorporer sur l'ancrage autant de dents que possible, pour agir sur un nombre de dents aussi réduit que possible. Ainsi la pression exercée sur l'ancrage, mesurée en grammes par mm<sup>2</sup>, sera suffisamment faible pour ne pas la solliciter [9].

## **VI.6. L'ANCRAGE ABSOLU EN ODF : APPARITION DES SYSTEMES MINI-IMPLANTAIRES.**

### II.6.1 Historique

Ce sont GAINSFORTH et HIGLEY [30] qui en 1945 ont eu les premiers idées d'expérimenter sur un chien la plantation de vis en vitalium. Malgré l'échec de cette première tentative, le concept ne cessera d'être développé jusqu'à ce jour.

Depuis, de nombreux auteurs se sont intéressés à la complémentarité que l'implantologie pourrait apporter à l'orthodontie.

De nombreuses expérimentations ont été réalisées sur différents modèles animaux: chiens, singes, babouins, lapins et rats en utilisant des implants d'ancrage. L'objectif des premières études était de valider les différents types d'implants comme ancrage orthodontique; d'autre part, d'autres expériences ont permis de tester la résistance implantaire à des forces lourdes afin d'évaluer la possibilité d'un effet orthopédique sur les différentes pièces osseuses du massif facial.

### II.6.2. Le concept de l'implant comme ancrage orthodontique

L'objectif des premières expérimentations sur l'animal était de valider scientifiquement, statistiquement et cliniquement l'implant comme étant capable de supporter des forces orthodontiques d'intensités variables sur une durée déterminée.

De nombreux et différents concepts d'implants ont été testés: implants lame endo-osseux, Onplants, implants vis, implants cylindriques... de dimensions et de constitutions diverses (implants en carbone vitreux, en Bioglass, implants en oxyde d'alumine, implants en vitalium recouverts ou non de Bioglass, implants en titane...).

Les plus anciens essais (GAINSFORTH & HIGLEY [30], LINKOW [47], SHERMAN [77]) ne se sont pas révélés très concluants dans un premier temps pour diverses raisons: technique chirurgicale de pose implantaire manquant de fiabilité et traumatisme chirurgical, mise en charge trop rapide et trop importante.

Jusqu'à la fin des années 1980, un grand nombre de cliniciens se sont donc focalisés sur l'utilisation d'implants dentaires standards comme ancrage temporaire pour effectuer des mouvements dentaires orthodontiques puis comme prothèse dentaire.



Tout au long de ces années les protocoles chirurgicaux de pose d'implants se sont précisés et les taux de succès de mise en charge implantaire ont logiquement augmenté.

Deux méthodes ont été employées afin d'évaluer la résistance implantaire à une charge donnée: la traction (avec un ressort en compression ou étiré ou avec un élastique) peut être mise en place entre deux implants ou bien directement entre l'implant et la ou les dents à mobiliser.

Après application de la force, le degré de mobilité de l'implant est comparé à l'état initial et le mouvement dentaire éventuellement constaté est quantifié permettant ainsi d'évaluer l'efficacité de différents types d'implants.

En 1980 une force de 180g par un ressort entre deux implants cylindriques en vitalium recouverts de Bioglass est appliquée sur des fémurs de lapin : PAIGE et al. [62] n'observent aucun déplacement des implants piliers.

La même année, OLIVER et al. [60, 61] obtiennent aussi des résultats positifs avec des implants en carbone vitreux sur des singes avec des forces variant de 30 à 200g pendant 11 à 14 semaines.

En 1982, LUBBERTS et TURLEY [48] testent avec succès des implants en oxyde d'alumine recouverts de Bioglass avec application de forces de 300 à 600 g pendant 4 à 10 semaines.

En 1984, ROBERTS et al. [69] utilisent des vis en titane dans des fémurs de lapin: après 6 semaines de mise en nourrice, des forces de 100 g sont appliquées pendant quatre à huit semaines. Ils en déduisent que ce type d'implant serait fiable pour un ancrage orthodontique. Par contre l'application d'une force immédiate de 100 g après la pose sur quatre paires de ces implants a entraîné des fractures spontanées bilatérales au niveau des fémurs en une semaine.

Les auteurs en concluent alors qu'en appliquant une charge sur un implant immédiatement après sa pose, on entraîne une diminution progressive de la résistance osseuse.

En 1988, TURLEY [93] obtient de bons résultats sur le chien avec des implants larges en titane mis en place en deux temps comparativement à des implants de longueur équivalente mais plus étroits et mis en place en un seul temps.

Les résultats montrent une stabilité des implants chargés avec des mouvements dentaires variant de 0,6 à 4 mm.

Pour SHALAK [75], l'aire de la surface d'un implant semble être directement en relation avec son taux de succès.

En 1989, en s'appuyant sur une étude expérimentale sur le chien et le lapin ROBERTS et al. [70] concluent qu'il n'y a aucune différence visible entre l'intégration des implants en titane chargés et non chargés; tous les implants chargés avec une force continue de 300g restent fixes.

WEHRBEIN et DIEDRICH [96] en 1993 démontrent que les implants intra-osseux en titane de Brånemark peuvent servir d'ancrage à long terme pour des mouvements orthodontiques.

WEHRBEIN [97] encore, valide les implants-vis en titane courts Bonelit comme étant capables de servir d'ancrage orthodontique dans des régions où les hauteurs osseuses sont réduites. Pour ces deux équipes, une charge orthodontique à long terme pourrait même induire une apposition osseuse marginale.

Pour conclure ce chapitre, selon HÜRZELER et al. [38] les implants endo-osseux en titane se révèlent être les mieux adaptés pour servir d'ancrage lors de mouvements orthodontiques ou orthopédiques.

Les effets de charge excessive sur l'ostéo-intégration implantaire ne sont pas clairement compris. Le problème semble résider dans le choix du moment où la mise en charge d'un implant dépasserait le niveau physiologique d'adaptation osseuse, amenant par la suite l'échec implantaire.

### **II.6.3. Le concept de l'implant comme ancrage orthopédique**

Durant la même période, d'autres équipes ont cherché à tester les implants afin d'obtenir des effets orthopédiques sur les différentes pièces osseuses du massif facial : des forces plus lourdes ont alors été mises en place.

Les études sur les implants comme ancrage à visée orthopédique (forces lourdes supérieures à 450g) sont moins nombreuses que celles sur les implants d'ancrage avec forces orthodontiques [13].

SMITH [79] a ainsi été le premier à appliquer des forces de 425 à 925 g d'un implant à un autre pendant deux à neuf semaines en utilisant des élastiques: 30 à 50% des implants sont restés stables.

TURLEY et al. [92], en 1980, obtiennent pour la première fois une expansion maxillaire suturale en forme de V sur le singe en utilisant trois paires d'implants en vitalium recouverts de Bioglass et mis en charge avec une force de 425 g pendant 6 semaines puis de 950g pendant 9 semaines.

TURLEY encore, associé à LUBBERTS [48] vont tester avec succès la résistance implantaire à des forces allant jusqu'à 600g délivrées par un arc lingual en expansion entre deux implants en oxyde d'alumine pendant 4 à 6 semaines.

Enfin, en 1988, TURLEY et al. [93] obtiennent un effet orthopédique par compression de la suture zygomatiko-temporale et résorption des bords osseux chez des chiens adultes jeunes.

La même année, SMALLEY et al. [78] parviennent à déplacer le massif facial de quatre singes grâce à des implants transcutanés en titane.

En 1988, SHAPIRO et KOKICH [76] proposent la mise en place des implants ostéointégrés intra-oraux pendant la durée totale de la croissance, dans le cas d'hypoplasie maxillaire.

Ces implants auraient pour objectif d'ajuster régulièrement la croissance maxillaire à celle de la mandibule. Si une chirurgie faciale s'avère indispensable, ces implants joueraient alors le rôle de fixation post-opératoire.

#### **II.6.4. Applications des « implants dentaires conventionnels » a vocation orthodontique**

Jusqu'au début des années 1980 les publications traitant des cas cliniques chez l'homme étaient peu nombreuses; c'est surtout depuis une dizaine d'années que les travaux de nombreuses équipes ont pu être appliqués dans certains services hospitalo-universitaires et cabinets privés témoignant de l'intérêt grandissant du sujet qui s'ouvre désormais à l'ensemble des cliniciens.

De nombreuses publications décrivent l'usage d'implants à visée prothétiques pendant les étapes orthodontiques de cas pluridisciplinaires introduisant alors la notion d'implants mixtes.

Les cas rapportés dans la littérature sont nombreux :

- ÔDMAN et al. (1994) [59] utilisent 23 implants mixtes chez 9 patients partiellement édentés pour des durées de traitement variant de 4 à 33 mois: à l'issue du traitement orthodontique, tous les implants servent à des constructions prothétiques permanentes.
- En 1998, LAZARO [45] publie une revue de bibliographie sur des études humaines utilisant les implants Bränemark et présente 4 cas (redressement d'axes).
- Au cours de la même année, N'GUYEN-GAUFFRE [68] et RENOARD font à leur tour un bref historique des différentes études expérimentales avant d'illustrer les différentes applications cliniques des implants mixtes tandis que LECLERC [46] dresse le bilan des possibilités implantaire dans le cadre des thérapeutiques orthodontiques en technique linguale.

Mais la fonction prothétique prévaut toujours sur la fonction orthodontique de l'implant. L'usage d'implants mixtes lors d'une phase orthodontique n'est possible que chez les patients adultes présentant des édentements ou des agénésies.

Or une population orthodontique est essentiellement constituée de patients jeunes possédant une denture complète. Le fait que ces jeunes patients soient encore en cours de croissance et l'absence de sites anatomiques alvéolaires récepteurs contre-indiquent l'usage d'implants d'ancrage traditionnels trop invasifs.

De nouveaux sites anatomiques ont alors été expérimentés afin d'exploiter l'ancrage implantaire.

- C'est dans ce sens que ROBERTS [70, 71], dès 1990, va concentrer ses recherches. Il va analyser la contribution de l'implantologie lors de la fermeture d'espace par mésialisation des secondes et troisièmes molaires après extraction des molaires mandibulaires. Ainsi il expose un premier cas où un espace d'environ 10 mm sur une crête édentée et atrophiée est fermé en utilisant un implant rigide endo-osseux sur une période de 3 ans. L'étude microradiographique à la lumière polarisante atteste d'une bonne ostéointégration avec un fort degré de renouvellement osseux.

Pour l'auteur, ce remodelage pourrait expliquer la résistance des implants chargés face à la fatigue osseuse responsable du maintien de l'ostéointégration.

En 1994, il utilise un implant rétro-molaire mandibulaire afin de renforcer l'ancrage nécessaire à la fermeture orthodontique d'un espace d'extraction de première molaire non compensé. Efficace, cette solution thérapeutique apparaît comme une nouvelle alternative qui doit désormais, selon lui, être envisagée dans des situations cliniques similaires.

Deux ans plus tard, il poursuit ses travaux en publiant une étude radiographique sur cinq cas de mésialisation molaire mandibulaire utilisant comme ancrage un implant rétro-molaire.

Un ralentissement du mouvement dentaire après les huit premiers mois est observé : les phénomènes de modelage et remodelage au niveau des procès alvéolaires en seraient responsables.

Mais les implants dentaires conventionnels présentent des inconvénients qui résident dans la nécessité d'une procédure chirurgicale invasive, la limitation du choix des sites implantaires imposée par la longueur de ceux-ci, le temps requis pour avoir une ostéointégration avant d'appliquer toute force, et leur coût [33, 62].

#### **II.6.5. Apparition des systèmes implantaires à vocation exclusivement orthodontique**

En 1996, WEHRBEIN [97,98] présente l'Orthosystem® de l'institut Straumann, implant aux dimensions réduites destiné à être logé dans la région médiane palatine pour apporter un ancrage maximal : un premier cas de classe II de Angle traité par extraction de 14-24 est présenté.

Depuis 1998, des études complémentaires utilisant l'Orthosystem® palatin ou rétro-molaire ont permis aux auteurs [97,98] de conclure sur la validité de ce type d'implant comme ancrage orthodontique.

En 1999, MÄNNCHEN [51] propose une amélioration du système de liaison entre les dents d'ancrage et l'implant palatin : une nouvelle suprastructure de liaison permet de moduler l'ancrage selon les besoins du cas traité; une barre palatine dotée de deux tubes terminaux est reliée à l'implant palatin.

La connexion aux dents d'ancrages munies de fourreaux palatins se fait par l'intermédiaire de deux arcs sectionnels et autorise ainsi un ancrage soit absolu, soit contrôlé, et qui peut agir de façon asymétrique. Cette évolution du système permet également de prétendre à un recul molaire s'il est désiré et ce avec un contrôle dans les trois sens de l'espace.

FELDMANN et al. [26], en s'appuyant sur les travaux sur le singe de BLOCK et HOFFMAN [7], présentent une technique visant à disposer d'un ancrage absolu en utilisant l'Onplant de Nobel Biocare placé en situation sous-périosté au niveau de la voûte palatine. Les techniques chirurgicales et orthodontiques afin de réaliser une fixation rigide des dents déterminées sont présentées pour 10 cas d'une série test. Les premiers résultats apparaissent comme satisfaisants.

L'utilisation des implants mixtes se révèle toujours d'actualité et WEHRBEIN l'illustre à nouveau en 1999 à l'occasion du 75ème congrès de l'European Orthodontic Society [100] sur le thème « Implants et Orthodontie » en présentant plusieurs cas d'implants préprothétiques qui ont joué un rôle majeur au cours du traitement orthodontique.

Par ailleurs il présente les nouveaux types d'implants d'ancrage destinés aux cas exclusivement orthodontiques (implants palatins) et leurs intérêts.

Comme le rappelle PHILIPPART [65] ces derniers ont connu des succès, mais aussi des échecs avec surtout :

- des problèmes d'inflammation des tissus mous ;
- des problèmes de confort pour le patient ;
- des difficultés liées à la mise en place de la mécanique et des appareillages orthodontiques sur ces moyens d'ancrage (difficile de mettre en place les arcs orthodontiques, les ressorts, les chaînettes) ;
- des problèmes de stabilité du moyen d'ancrage ;
- des problèmes de retrait de ces moyens d'ancrage

Les implants ostéointégrés à vocation exclusivement orthodontique présentent les mêmes inconvénients au niveau de la chirurgie et du délai de cicatrisation, même si l'investissement financier est moins élevé et qu'il est possible de les déposer en fin de traitement.

Les sites d'implantation possibles sont aussi assez restreints : il peut s'agir soit des trigones molaires, soit des tubérosités maxillaires, soit de la suture médiane palatine [32].

Et c'est parce que ces nouveaux dispositifs ont encore beaucoup des mêmes limitations que les implants dentaires conventionnels que s'est développé un nouveau type d'ancrage intra oral extra dentaire vers lequel se sont tournés la plupart des orthodontistes : les Mini-implants.

Le type d'une nouvelle forme d'implantologie miniaturisée à but purement orthodontique semble donc prendre forme.

Les techniques chirurgicales doivent être aisées, rapides et atraumatiques pour le patient afin de permettre une plus grande efficacité thérapeutique aussi bien par diminution de la durée de traitement que par neutralisation des problèmes de coopération [54].

C'est pourquoi d'autres équipes ont porté leur travail sur le développement de cette nouvelle approche implantologique.

#### **II.6.6. Apparition des systèmes mini-implantaires**

En 1983, CREEKMORE et EKLUND [17] sont les premiers à présenter un cas où une vis en vitalium a été mise en place chirurgicalement sous l'épine nasale antérieure afin d'appliquer une traction élastique légère et continue sur le bloc incisivo-canin maxillaire pour corriger une forte supraclusion : les incisives ont pu être ingressées de 6 mm et torquées lingualemment de 25°.

Treize ans plus tard, BOUSQUET et al. [10] présentent un cas où une vis en alliage titane de 6 mm de longueur et de 0,7 mm de diamètre est positionnée dans la portion vestibulaire de l'os alvéolaire en mésial de la première molaire maxillaire; les secondes prémolaires maxillaires sont extraites; d'un côté le recul de la première prémolaire se fait classiquement tandis que de l'autre, la vis est utilisée comme ancrage pour reculer la première prémolaire.

En répétant les expériences de CREEKMORE [17], ils ont découvert que les mini-vis, comme celles utilisées en chirurgie maxillo-faciale, fonctionnent très bien comme

ancrage orthodontique. La taille de ces vis a même été encore plus réduite au cours de ces dernières années.

L'implant biorésorbable BIOS (Bioresorbable Implant Anchor for Orthodontic System) est présenté en 1996 par GLATTZER et al.

Produit à partir de polyactide biodégradable avec une superstructure métallique comme ancrage orthodontique. Cet implant a été conçu afin d'apporter un ancrage orthodontique chez l'adulte et l'adolescent, avant d'être résorbé sans aucun signe d'inflammation clinique. Des tests in vitro ont démontré que les implants BIOS peuvent être chargés par des forces horizontales de 50 N.

Mais aucun article confirmant ces résultats in vivo n'a été publié depuis.

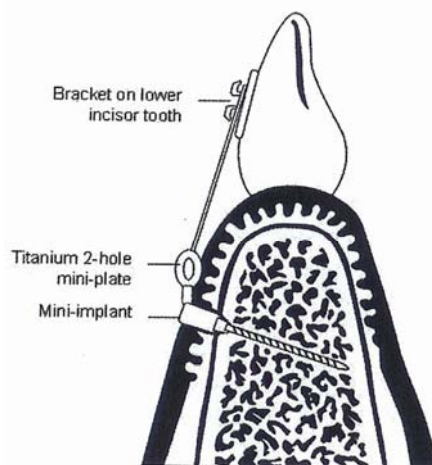


Figure N°23 Mini-implant de KANOMI.

Ainsi, COSTA [16,53] et al. présentent un micro-implant en titane de 8 mm de long et 2 mm de diamètre avec une tête simulant une attache de .022 x .028 ; leur étude est réalisée sur un crâne sec de singe à l'aide de la méthode des éléments finis afin d'étudier les réactions osseuses dans les cas de mise en charge. Ils ont ensuite utilisé le mini-implant sur des patients ne présentant pas de possibilités d'ancrage intra-oral. Les auteurs portent alors un jugement favorable à la mini-vis : efficace, peu coûteuse, elle permet de surcroît une mise en charge immédiate [63].

En 2002, KYUNG et al. [42, 81,6] publient leur protocole de micro-implantation : ils utilisent une mini-vis en titane de 1,2 mm de diamètre et de 6 mm de long. Ces implants



présentent l'avantage de pouvoir être placés au niveau des septa inter-radicaire ouvrant encore de nouvelles perspectives [82].

En 2004, MAH et BERGSTRAND [50] ont fait un rapport sur la discussion des T.A.D. ou temporary anchorage devices, ce qui signifie littéralement « dispositifs d'ancrage temporaire ». Ce terme se réfère à tous types d'implants, vis, pins, et implants placés spécifiquement dans le but de fournir un ancrage orthodontique et déposés après achèvement de la phase biomécanique nécessitant un ancrage maximum.

Les nouvelles perspectives thérapeutiques qu'offre l'alliance entre orthodontie et implantologie apparaissent donc très vastes et plus que jamais d'actualité.

# **III. ETUDE EXPERIMENTALE**

### **III.1. INTRODUCTION**

Nous avons effectué les mesures des volumes dentaires, radiculaires et coronaires, par le logiciel C2000.

Dans la première étude, nous nous intéressons aux mesures linéaires, volumétriques et aux corrélations entre ces volumes et les critères des données anatomiques et bibliographiques.

La seconde étude a pour objectif la détermination des centres de gravité de chaque dent, ainsi que des deux arcades.

Des calculs mathématiques vérifient les mesures fournies par C2000.

Le traitement statistique de ces données permet de proposer des valeurs guides d'ancrage, et de les comparer à celles proposées dans la littérature.

La troisième étude, conduit à la proposition des nouvelles valeurs d'ancrage des groupes dentaires les plus utilisés en cours des traitements orthodontiques et à la localisation tridimensionnelle des centres de résistance de ces groupes.

Dans la quatrième étude de ce travail, à partir des valeurs d'ancrage et des centres de gravité des groupes dentaires, nous analysons les différentes possibilités dans le cadre d'une mécanique conventionnelle et dans le cadre d'une mécanique reposant sur l'emploi de micro vis.

## **III.2. Méthodologie commune aux différentes études**

### III.2.1. Outil utilisé : le logiciel C2000

Le logiciel mis au point par le CIRAD<sup>®</sup> rend possible, en utilisant les données du scanner, la production d'une imagerie et d'une biométrie tridimensionnelle des éléments anatomiques.

Dans cette étude, la base de donnée utilisée par ce logiciel est un ensemble de coupes axiales TDM du crâne, s'étendant de la tête de l'os hyoïde à la région supra-orbitaire et perpendiculaire à l'axe cranio-caudal dans le sens inféro-supérieur.

Depuis les données CT, le logiciel C2000 crée l'imagerie 3D en utilisant la méthode des seuils et le principe du cube divisant, définissant des aires de mêmes valeurs dans un volume [87, 88, 90]. De cette façon, les éléments anatomiques maxillo-faciaux sont reconstruits : les dents ou les racines, les os et la peau (Fig. 24 a à c). La reconstruction 3D des muscles est également possible. Les outils informatiques peuvent ainsi être utilisés pour isoler ou au contraire associer ces éléments, avec plus ou moins de transparence et de profondeur, en relation avec chacun des autres.

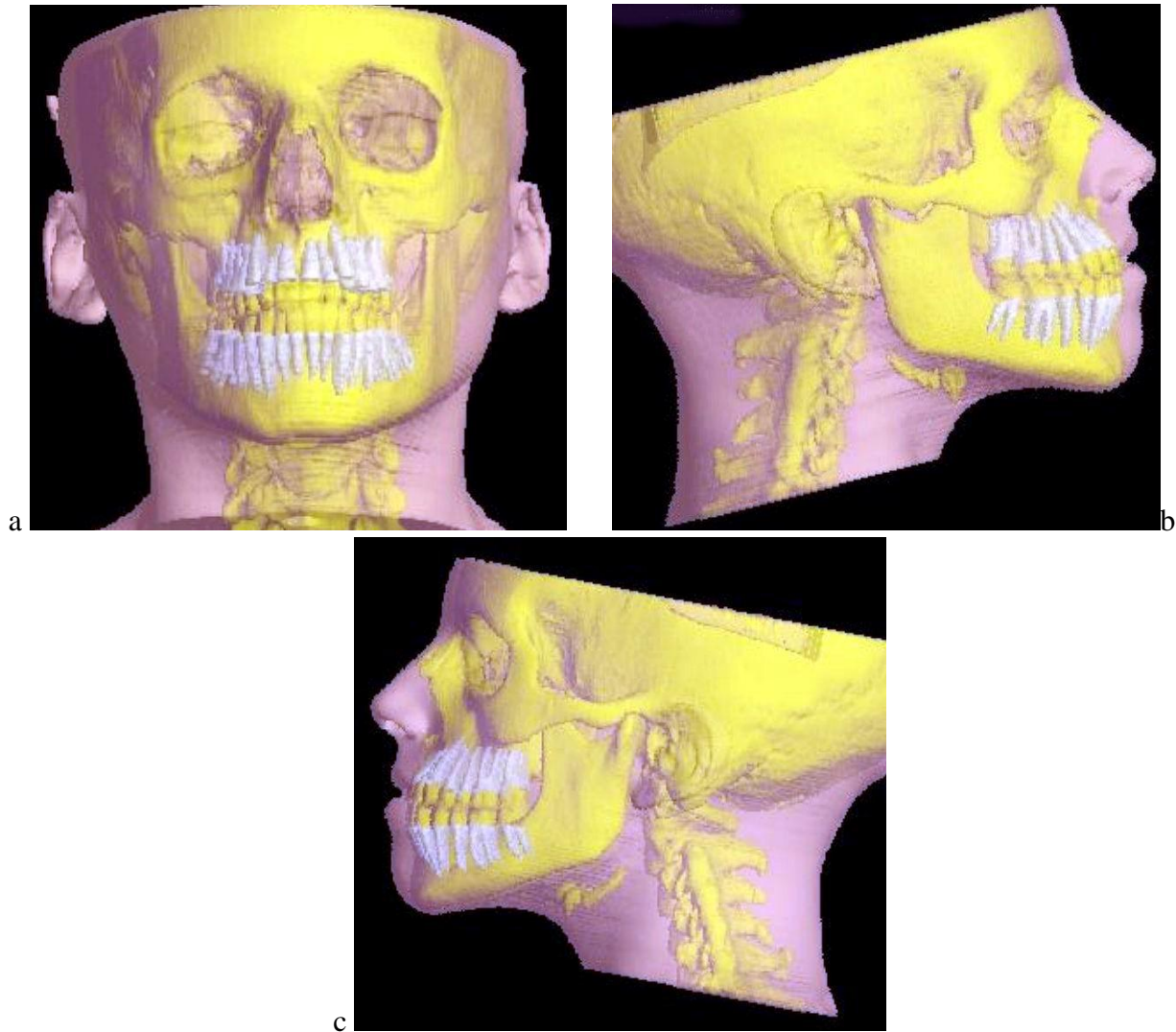


Figure N° 24 a à c Reconstruction 3D des racines, des os, et de la peau.

a : vue de face.

b : profil droit.

c : profil gauche.

### III.2.2. Matériel

Pour cette étude 120 sujets ont été sélectionnés (57 sujets de sexe masculin, 63 sujets de sexe féminin, âgés de 28 ans en moyenne (extrêmes : 15-65 ans) au hasard parmi les patients qui ont déjà bénéficié d'un scanner du crâne à la clinique *PASTEUR*, dans le service neuroradiologique du docteur *TREIL*.

Les sujets sélectionnés ont été explorés pour des pathologies sinusiennes inflammatoires ou des dysmorphoses maxillo-faciales avérées, sans irradiation additionnelle des individus.

Les données des explorations à visée de recherche ont été utilisées dans un deuxième temps, après suppression de l'identité des malades.

Les arcades dentaires comprennent soit 7 dents (absence des dents de sagesse extraites ou agénésiques ; ou bien dents extraites dans un but orthodontique), soit 8 dents par hémiarcade.

### III.2.3. Méthode

#### III.2.3.1. Acquisition des données en 2D

La totalité des acquisitions des données tomodensitométriques a été réalisée sur un appareil ct Twin flash (Elscint, Haïfa. Israël).

L'acquisition pour chaque exploration, réalisée à visée diagnostique, est effectuée sur un sujet en décubitus.

Sur un mode radiographique du crâne de profil réalisé dans un premier temps, on sélectionne dans le plan orbito-méatal une acquisition spiralée étendue de la région sous mentale aux toits orbitaires d'une durée de 35 à 55 secondes selon la longueur de l'hélice d'acquisition et l'épaisseur des coupes.

#### Conditions habituelles d'acquisition

- le diamètre du champ d'acquisition est de 250 mm.
- la collimation du faisceau de rayons X est de 2.7 mm.
- l'épaisseur des coupes reconstruites est de 0.9 et 1.8 mm.
- la matrice des coupes reconstruites est 512/512.
- pitch de 0.7 (valeur du pas de l'hélice d'acquisition).
- à 90 kv et 100 mas, la radiation délivrée est de 4 milligrays par volume d'hélice (source ELSCINT).
- à 90 kv et 75 mas, la radiation délivrée est de 3 milligrays par volume d'hélice (source ELSCINT).

Pour 100 Mas la radiation est de 4 milligray par volume de lame. Pour 75 Mas la radiation est de 3 milligrays par volume de lame (information ELSCINT) [49, 86, 89].



Par comparaison, l'irradiation délivrée pour 60 Mas et 60 KV par un appareil de téléradiographie conventionnelle est de 1,5 milligreys quand la source de rayons X est à 4 mètres de distance, et 6 milligreys pour 2 mètres de distance. L'irradiation délivrée pour 60 Mas et 60 KV pour une orthopantomographie conventionnelle est donc de 13,5 milligreys (informations PHILIPS).

De plus, la poutre primaire du scanner CT évite la glande thyroïde.

Les scanners CT originaux en 2D sont alors transférés par réseau Ethernet vers une station de travail et après conversion au format AMAP, ils sont traités par le logiciel C2000, élaboré par le CIRAD® (Montpellier, France).

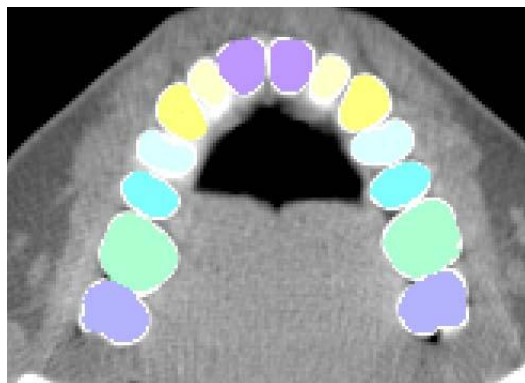
### III.2.3.2. Sélection des dents

Sur les coupes natives, le module céphalométrique du logiciel C2000 assure la segmentation des dents, c'est à dire la séparation et l'attribution de chaque zone dentaire (Fig. 25).

Cette segmentation consiste à associer à chaque sélection un volume décrit par un ensemble de points de l'examen tomodensitométrique.

La sélection des dents, qui par leur innervation font partie intégrante du système trigéminal, est effectuée dent par dent grâce à ce logiciel de segmentation.

Dans ce travail on a utilisé deux méthodes de segmentation :



**Figure N° 25 Coupe illustrant la sélection des dents.**

### III.2.3.2.1. Segmentation manuelle

En effectuant, dans chaque coupe, le contourage puis le coloriage des différentes sélections, c'est-à-dire des différentes structures anatomiques. L'intervention de l'opérateur est toutefois toujours nécessaire pour attribuer l'appartenance de telle ou telle sélection à telle ou telle dent au niveau des contacts dentaires.

### III.2.3.2.2. Segmentation semi-automatique [57]

La méthode de seuillage peut être utilisée pour identifier et limiter les dents.

Le seuillage est une méthode simple permettant d'extraire d'une image native l'ensemble des points (ou pixels) dont la densité est comprise dans un intervalle donné.

Ce traitement permet donc de sélectionner sur l'image des points en fonction de leur niveau de gris. On peut alors séparer des zones de densités différentes, en l'occurrence dans notre étude, les dents entre elles et par rapport à l'os.

A partir des données numériques des coupes axiales bidimensionnelles tomодensitométriques, le logiciel C2000 peut réaliser la reconstruction (Fig. 26a à c).

Puis, des outils informatiques sont utilisés pour isoler et définir chaque dent. Le calcul de la matrice centrale d'inertie précise la position de chaque dent.

Après la segmentation, le logiciel C2000 permet le calcul des volumes dentaires, exprimés en voxels et en millimètres cubes [49, 87].



**Figure N°26a Reconstruction des dents : vue de face.**



**Figure N°26b Reconstruction des dents : vue de profil gauche.**



**Figure N°26c Reconstruction des dents : vue de profil droite.**

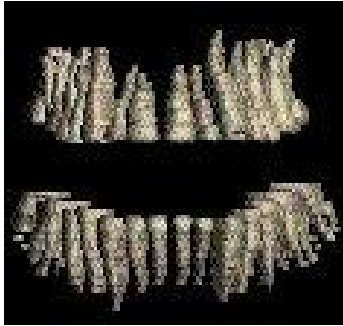
### III.2.3.3.Sélection des racines et des couronnes [57]

Le calcul des volumes radiculaires est réalisé selon la même procédure mais en ne segmentant que des coupes incluant la racine (Fig. 27a à c).

La définition de la coupe frontière entre racine et couronne se fait surtout grâce au logiciel C2000 en utilisant un outil informatique de différenciation de niveaux de gris (Fig. 28) [57].

Elle est donc basée essentiellement sur des considérations de densité (densité de l'émail supérieure à celle des autres tissus dentaires). Le contrôle visuel de la sélection anatomique est assuré par l'opérateur.

La couronne est simplement obtenue par soustraction de la racine à l'ensemble de la dent.



**Figure N°27a Reconstruction des racines : vue de face.**



**Figure N°27b Reconstruction des racines : vue de profil gauche.**



**Figure N°27c Reconstruction des racines : vue de profil droite.**

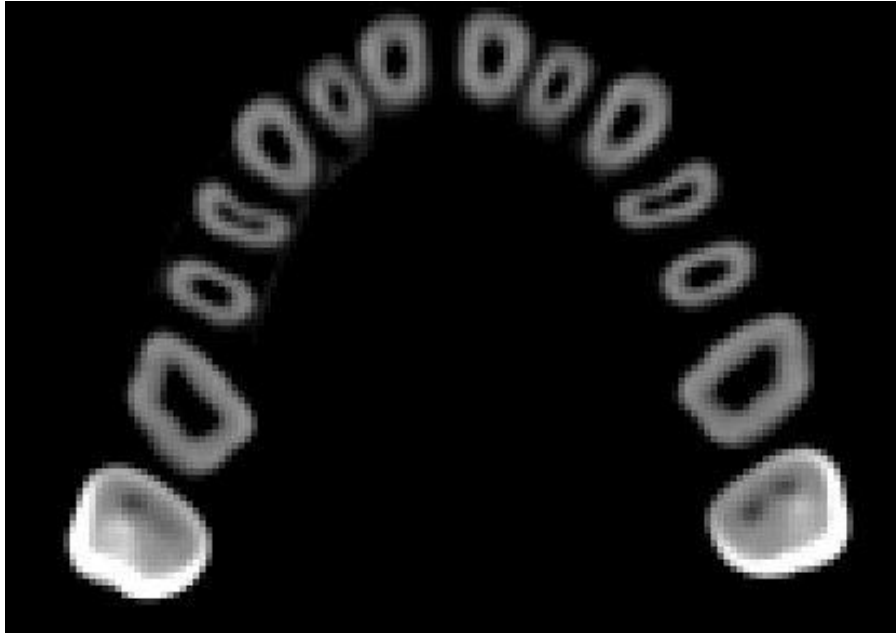


Figure N°28 Coupe montrant la frontière entre la racine et la couronne au niveau de 17 et 27.

### III.2.4. Mesures

Le logiciel C2000 possède un outil de mesure d'un volume sélectionné ; cet outil est appliqué à chaque dent puis séparément aux racines et aux couronnes dentaires.

#### III.2.4.1. Mesures des dimensions transversales et axiales (modifications de axes)

Les diamètres théoriques mésio-distaux et vestibulo-linguaux sont mesurés par le logiciel dans la coupe axiale et donc sans tenir compte de l'inclinaison de l'axe de la dent (le torque) pour le diamètre vestibulo-lingual, et de son angulation (le tip) pour le diamètre mésio-distal.

Il faut ensuite déterminer les diamètres naturels propre à chaque dent.

Ces derniers sont calculés en utilisant les données des diamètres théoriques fournies par le logiciel en tenant compte des inclinaisons des dents (torque) et des angulations (tip) selon les formules suivantes :

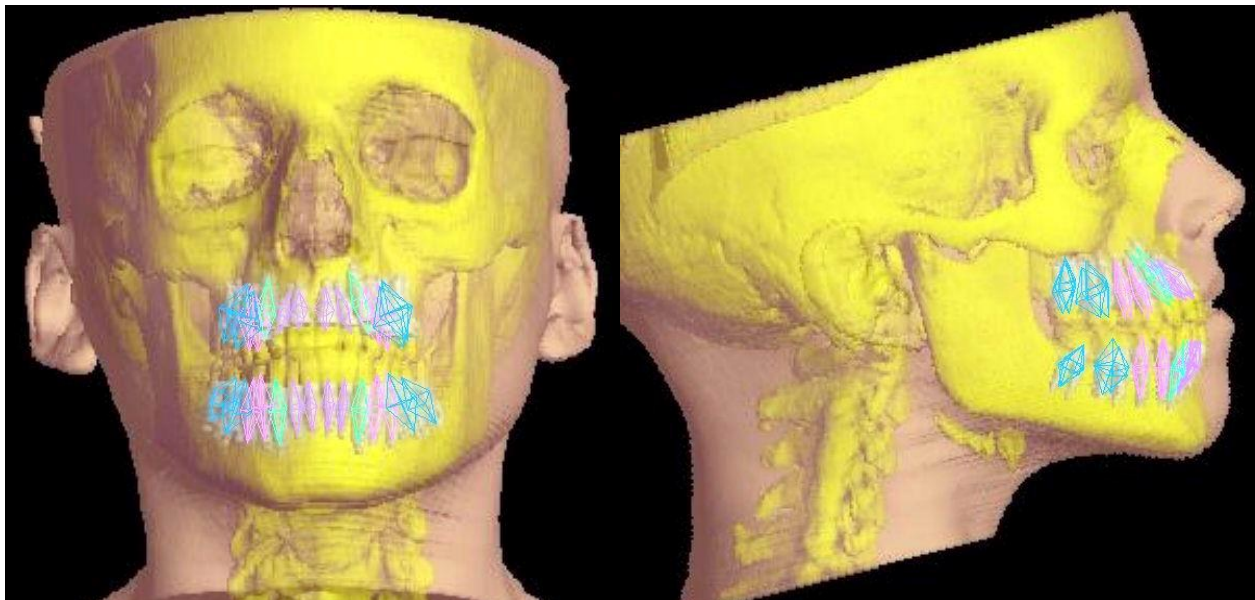
- $D_{vn} = D_t \cdot \cos(a)$ ;
- $D_v$  est le diamètre dans le sens vestibulo-lingual ;
- n signifie naturel ;
- t signifie théorique ;
- a est l'angle de l'inclinaison ;

- $D_{mn} = D_t \cdot \cos(b)$ ;
- $D_m$  est le diamètre dans le sens mésio-distal ;
- n signifie naturel ;
- t signifie théorique ;
- b est l'angle de l'angulation.

Le même outil permet la mesure de la longueur radiculaire.

### III.2.5. La matrice d'inertie

C2000 peut calculer la matrice centrale d'inertie d'un solide sélectionné. Ce calcul est appliqué à chaque dent, ce qui donne son centre de gravité et ses directions coronaradiculaire, mésio-distale et vestibulo-linguale, mais aussi aux racines ce qui donne le centre de gravité radiculaire, centre de résistance de l'ancrage radiculaire, et les axes radiculaires [58, 91] (Fig. 29 a à b).



**Figure N°29** Les matrices d'inertie des racines dentaires : centres de gravité (centres de résistance) et axes d'inertie.

**a** : vue de face.

**b** : vue de profil droit.

### **III.3. ANATOMIE DENTAIRE ET SCANNER 3D**

### III.3.1. Introduction

Le logiciel C2000 permet d'isoler et de reconstruire des structures en trois dimensions à partir d'images de coupes sériées issues de techniques d'acquisition tomographique telles que la tomодensitométrie ou l'IRM. C2000 permet, par segmentation sur chaque coupe axiale, d'isoler les structures appartenant à chaque dent en séparant couronne et racine [90].

Il a été ainsi possible de faire une reconstruction tridimensionnelle des dents et des racines de 120 sujets examinés et de calculer les différents paramètres d'anatomie dentaire intéressants en orthodontie.

L'intérêt des données anatomiques en orthopédie dento-faciale est certain.

#### III.3.1.1. Anatomie coronaire

L'anatomie coronaire conditionne souvent le choix des extractions.

Ce choix fait l'objet d'un débat de chaque jour entre les différentes écoles en orthodontie. Des positions divergentes se manifestent. Certaines écoles préconisent le sacrifice systématique d'une dent donnée plutôt qu'une autre pour des raisons surtout d'anatomie coronaire, par exemple l'extraction des deuxièmes prémolaires supérieures à la place des premières. Ces conceptions s'appuient sur l'idée que l'avulsion des premières prémolaires peut provoquer un déséquilibre et une discontinuité esthétique et fonctionnelle au sein des arcades.

#### III.3.1.2. Anatomie radulaire

Tous les auteurs s'accordent sur le rôle prépondérant de l'anatomie radulaire dans la mécanique orthodontique à travers la notion d'ancrage. Mais chacun attribue à cet ancrage une valeur et une définition différentes en se basant sur des critères particuliers.

#### III.3.1.3. Anatomie globale

C'est parfois l'anatomie globale de la dent qui intervient notamment, dans les thérapeutiques de substitution.



Actuellement avec les méthodes de coronoplastie et/ou des méthodes prothétiques à remodeler la couronne, cela reste impossible bien sûr au niveau radiculaire.

Prenons pour exemple la substitution de la canine maxillaire à l'incisive latérale maxillaire proposée dans certains schémas thérapeutiques; l'évolution des techniques prothétiques nous permet de transformer l'aspect de la couronne de la canine en celui d'une incisive latérale acceptable; mais on ne peut pas souvent éviter les conséquences de la substitution radiculaire sur le plan parodontal [24, 25].

Indépendamment de l'intérêt de la seule racine pour l'ancrage, ou celui parfois de la seule couronne pour le choix d'extraction, la dent constitue une entité et sa connaissance anatomique globale est indispensable avant toute décision thérapeutique.

### **III.3.2. Objectifs**

L'objectif de cette première étude est une mise au point sur l'anatomie dentaire et sur son influence sur le choix et la décision thérapeutique en orthodontie.

Nous déterminons dans cette étude avec le logiciel C2000, les mesures linéaires et les volumes, dentaires, radiculaires et coronaires, d'un échantillon de 120 sujets.

Le traitement statistique de ces données permet de comparer ces mesures entre elles et avec les données de la littérature.

### **III.3.3. Moyens**

L'utilisation du scanner 3D et des logiciels C2000-Cépha et Cépha3DT, nous permet de calculer le volume et les différentes dimensions coronaires et radiculaires de chaque dent puis de les confronter aux sources bibliographiques.

Nous avons calculé les valeurs moyennes, ainsi que les écarts-types correspondants, des dimensions et des volumes radiculaires, coronaires et globaux de chaque dent, et nous avons comparé nos mesures linéaires à celles de la littérature. Enfin nous avons analysé les dimensions des divers groupes de dents et leurs relations entre eux par le calcul des coefficients de corrélation.

### III.3.4. Résultats

III.3.4.1. Echantillon simple :

**Dans un premier temps nous avons basé notre recherche sur un échantillon de 120 sujets**

III.3.4.1.1. Mesures linéaires

Les mesures linéaires présentées dans les tableaux N° 4 et 5, ont été calculées en tenant compte des modifications d'angles décrites plus haut.

	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7
Diamètre mésio-distal en mm	6	5	5	6	6	8	8
Diamètre vestibulo-lingual en mm	5	5	6	8	7	11	11
Longueur de la racine en mm	14	14	18	13	13	12	11

**Tableau N°4 Références linéaires des dents maxillaires.**

	<i>L1</i>	<i>L2</i>	<i>L3</i>	<i>L4</i>	<i>L5</i>	<i>L6</i>	<i>L7</i>
Diamètre mésio-distal en mm	3	3.5	5.5	4.5	5	8	7.5
Diamètre vestibulo-lingual en mm	4.8	5.6	6.5	6.5	7.5	10	8.5
Longueur de la racine en mm	13	14.2	16.5	12.8	13	14	12

**Tableau N°5 Références linéaires des dents mandibulaires.**

La comparaison avec les données connues précédemment montre que les auteurs envisagent les dents antérieures avec des morphologies plus « trapues » et les dents postérieures avec des morphologies plus élancées. LAUTROU [44] donne respectivement pour longueur *l*, et diamètre mésio-distal *d*, des incisives centrales, incisive latérale et canine supérieures:  $l = 13$  mm,  $d = 7$  mm;  $l = 13$  mm,  $d = 5$  mm;  $l = 17$  mm,  $d = 5,5$  mm. Il donne pour les secondes prémolaires, première et seconde molaires :  $l = 14$  mm,  $d = 5$  mm;  $l = 13$  mm,  $d = 8$  mm;  $l = 12$  mm,  $d = 7$  mm.

#### III.3.4.1.2. Statistiques descriptives des volumes

Nous avons calculé les volumes en mm<sup>3</sup> de trois mesures différentes (tableau N° 6) :

**D**= volume de la dent entière

**R**= volume de la racine seule

**C**= volume de la couronne seule

Statistiques	Descriptives			Descriptives			Descriptives	
	Moy.	Dév. Std		Moy.	Dév. Std		Moy.	Dév. Std
<b>D11</b>	652,551	107,69	<b>R11</b>	321,884	77,397	<b>C11</b>	330,667	76,127
<b>D12</b>	401,89	84,317	<b>R12</b>	211,669	65,429	<b>C12</b>	190,221	50,306
<b>D13</b>	650,983	152,858	<b>R13</b>	364,314	129,071	<b>C13</b>	286,669	84,093
<b>D14</b>	545,904	107,82	<b>R14</b>	284,267	81,544	<b>C14</b>	261,636	63,784
<b>D15</b>	560,881	107,807	<b>R15</b>	294,222	84,41	<b>C15</b>	266,659	61,476
<b>D16</b>	1149,251	217,966	<b>R16</b>	589,407	152,494	<b>C16</b>	560,686	136,552
<b>D17</b>	1094,49	182,789	<b>R17</b>	538,767	141,54	<b>C17</b>	555,723	122,798
<b>D18</b>	889,746	183,279	<b>R18</b>	462,935	132,972	<b>C18</b>	460,216	53,118
<b>D21</b>	641,54	105,58	<b>R21</b>	321,404	78,315	<b>C21</b>	320,136	75,087
<b>D22</b>	391,914	82,404	<b>R22</b>	208,089	61,072	<b>C22</b>	183,825	50,81
<b>D23</b>	641,003	146,877	<b>R23</b>	369,527	115,885	<b>C23</b>	271,476	71,583
<b>D24</b>	550,537	105,844	<b>R24</b>	289,851	80,064	<b>C24</b>	260,687	61,838
<b>D25</b>	561,972	112,578	<b>R25</b>	298,711	83,936	<b>C25</b>	263,261	74,373
<b>D26</b>	1160,015	204,642	<b>R26</b>	599,977	157,909	<b>C26</b>	560,038	143,016
<b>D27</b>	1102,006	185,129	<b>R27</b>	552,509	139,181	<b>C27</b>	549,362	126,151
<b>D28</b>	941,285	204,307	<b>R28</b>	482,989	142,041	<b>C28</b>	493,835	84,689
<b>D31</b>	296,388	48,157	<b>R31</b>	162,305	39,956	<b>C31</b>	134,083	36,894
<b>D32</b>	314,886	57,314	<b>R32</b>	169,224	48,442	<b>C32</b>	145,662	42,197
<b>D33</b>	548,313	136,922	<b>R33</b>	303,331	104,047	<b>C33</b>	244,982	74,293
<b>D34</b>	457,244	89,743	<b>R34</b>	235,581	61,375	<b>C34</b>	221,663	57,64
<b>D35</b>	525,068	110,748	<b>R35</b>	281,687	71,782	<b>C35</b>	243,38	69,965
<b>D36</b>	1079,552	190,448	<b>R36</b>	558,828	152,659	<b>C36</b>	520,724	111,988
<b>D37</b>	1075,638	185,571	<b>R37</b>	519,783	140,758	<b>C37</b>	555,855	120,922
<b>D38</b>	986,623	147,213	<b>R38</b>	406,637	187,801	<b>C38</b>	579,985	167,129
<b>D41</b>	296,049	51,243	<b>R41</b>	162,304	38,385	<b>C41</b>	133,745	38,841
<b>D42</b>	322,592	60,237	<b>R42</b>	173,946	48,909	<b>C42</b>	148,646	42,376
<b>D43</b>	551,552	135,93	<b>R43</b>	309,913	96,966	<b>C43</b>	241,639	73,041
<b>D44</b>	461,691	86,419	<b>R44</b>	244,83	65,448	<b>C44</b>	216,861	59,415
<b>D45</b>	524,886	101,885	<b>R45</b>	282,538	68,394	<b>C45</b>	242,348	70,187
<b>D46</b>	1091,61	196,736	<b>R46</b>	570,929	135,943	<b>C46</b>	520,681	118,265
<b>D47</b>	1100,464	172,111	<b>R47</b>	550,125	131,64	<b>C47</b>	550,34	113,185
<b>D48</b>	1008,627	137,448	<b>R48</b>	419,838	190,695	<b>C48</b>	588,79	167,239

**Tableau N°6 Volumes moyens en mm<sup>3</sup> et déviation standard des dents, racines, et couronnes.**

Dans ce tableau, nous décrivons les valeurs moyennes des volumes, des dents, racines et couronnes des 120 sujets examinés dans cette recherche.

Nous avons testé par un test t de Student les différences des moyennes entre droite et gauche (tableau N° 7) ; elles ne sont significatives au seuil de 5%, avec dominance du côté droit par rapport au côté gauche, que pour les 8 dents suivantes :

- Les incisives centrales maxillaires (11 et 21).
- Les incisives latérales maxillaires (12 et 22).
- Les incisives latérales mandibulaires (32 et 42).
- Les premières prémolaires mandibulaires (34 et 44).

	DROITE	GAUCHE	D-G	DDL	t	p
INC. CENT. SUP.	652,551	641,54	9,817	78	2,458	0,0162
INC. LAT. SUP	401,89	391,914	9,976	79	3,28	0,0015
INC. LAT. INF	322,592	314,886	7,706	79	3,5	0,0008
1 <sup>ère</sup> PREM. INF	461,691	457,244	4,447	77	1,208	0,2306

**Tableau N°7 Test t de Student des différences des moyennes entre droite et gauche.**

On remarque aussi que c'est l'incisive centrale inférieure qui a le plus petit volume de racine et de couronne ; par contre, on remarque immédiatement, en ce qui concerne les mesures de l'incisive centrale mandibulaire et celles de l'incisive latérale mandibulaire, que la différence est très légère (d'après notre étude statistique); alors que celle était importante pour les valeurs proposées par les auteurs sans support statistique (JARABAK et FREEMAN<sup>o</sup>). Ceci remet d'ores et déjà en cause les indices précédemment publiés.

### III.3.4.1.3. Statistiques analytiques : rapport couronne /racine/volume global

Parmi nos mesures volumétriques nous pouvons distinguer trois groupes de valeurs:

- volume de la dent entière
- volume de la racine seule
- volume de la couronne seule

Nous nous sommes attachés à rapprocher le rapport d'une héli-arcade avec son homologue au sein d'une même arcade :

Pour cela, nous avons utilisé les coefficients de corrélation.

#### III.3.4.1.3.1. Maxillaire :

##### ***Corrélation entre les dents des 2 héli-arcades droites et gauches***

	D11	D12	D13	D14	D15	D16	D17
D21	<b>0,951</b>						
D22		<b>0,946</b>					
D23			<b>0,979</b>				
D24				<b>0,946</b>			
D25					<b>0,886</b>		
D26						<b>0,943</b>	
D27							<b>0,927</b>

108 observations ont été utilisées dans ce calcul.

12 cas omis (manquants).

Compte tenu de la taille de l'échantillon (108 observations), le coefficient de corrélation entre deux mesures est significatif à partir de

$r \geq 0,3683$  au seuil de confiance de 1%°.

$r \geq 0,2296$  au seuil de confiance de 1%.

$r \geq 0,1942$  au seuil de confiance de 5%.

**Corrélation entre les racines des 2 héli-arcades droites et gauches**

	R11	R12	R13	R14	R15	R16	R17
R21	<b>0,915</b>						
R22		<b>0,906</b>					
R23			<b>0,892</b>				
R24				<b>0,866</b>			
R25					<b>0,861</b>		
R26						<b>0,865</b>	
R27							<b>0,833</b>

107 observations ont été utilisées dans ce calcul.

13cas omis (manquants).

**Corrélation entre les couronnes des 2 héli- arcades droites et gauches**

	C11	C12	C13	C14	C15	C16	C17
C21	<b>0,918</b>						
C22		<b>0,879</b>					
C23			<b>0,755</b>				
C24				<b>0,805</b>			
C25					<b>0,691</b>		
C26						<b>0,819</b>	
C27							<b>0,769</b>

107 observations ont été utilisées dans ce calcul.

13 cas omis (manquants).

On remarque des coefficients de corrélation bas pour :

- Les racines des prémolaires et des molaires, ceci est en accord avec la variabilité morphologique de ces racines ( par ex : une ou deux racines sur la première prémolaire)
- Les couronnes de la 2ème prémolaire et de la deuxième molaire, ceci traduit bien la variabilité morphologique des couronnes de ces dents.

Compte tenu de la taille de l'échantillon (107 observations), le coefficient de corrélation entre deux mesures est significatif à partir de

$r \geq 0,3706$  au seuil de confiance de 1%°.

$r \geq 0,2312$  au seuil de confiance de 1%.

$r \geq 0,1956$  au seuil de confiance de 5%.

III.3.4.1.3.2. Mandibule :

***Corrélation entre les dents des 2 héli-arcades droites et gauches***

	D31	D32	D33	D34	D35	D36	D37
D41	<b>0,918</b>						
D42		<b>0,943</b>					
D43			<b>0,966</b>				
D44				<b>0,933</b>			
D45					<b>0,917</b>		
D46						<b>0,886</b>	
D47							<b>0,888</b>

114 observations ont été utilisées dans ce calcul.

6 cas omis (manquants).

Au niveau de l'arcade inférieure, la diminution de corrélation se remarque au niveau :

- Des molaires, ceci se explique par la variabilité anatomique de sa couronne qui présente parfois cinq cuspides et parfois quatre.



**Corrélation entre les racines des 2 héli-arcades droites et gauches**

	R31	R32	R33	R34	R35	R36	R37
R41	<b>0,915</b>						
R42		<b>0,902</b>					
R43			<b>0,949</b>				
R44				<b>0,859</b>			
R45					<b>0,744</b>		
R46						<b>0,795</b>	
R47							<b>0,732</b>

114 observations ont été utilisées dans ce calcul.

6 cas omis (manquants).

**Corrélation entre les couronnes des 2 héli-arcades droites et gauches**

	C31	C32	C33	C34	C35	C36	C37
C41	<b>0,94</b>						
C42		<b>0,888</b>					
C43			<b>0,871</b>				
C44				<b>0,836</b>			
C45					<b>0,734</b>		
C46						<b>0,617</b>	
C47							<b>0,721</b>

114 observations ont été utilisées dans ce calcul.

6 cas omis (manquants).

On remarque des coefficients de corrélation bas pour :

- Les racines des 2èmes prémolaires et des molaires, ceci est en accord avec la variabilité morphologique de ces racines (par ex : une ou deux racines sur la deuxième prémolaire)
- Les couronnes des 2èmes prémolaires et des molaires, ceci traduit bien la variabilité morphologique des couronnes de ces dents.

Compte tenu de la taille de l'échantillon (114 observations), le coefficient de corrélation entre deux mesures est significatif à partir de

$$r \geq 0,3552 \text{ au seuil de confiance de } 1\%.$$

$$r \geq 0,2207 \text{ au seuil de confiance de } 1\%.$$

$$r \geq 0,1866 \text{ au seuil de confiance de } 5\%.$$

Les coefficients de corrélation droit et gauche sont toujours significatifs et il n'y a pas de différence systématique entre droit et gauche ; le coefficient  $r$  peu élevé reflète une variabilité morphologique au niveau de la dent concernée.

### III.3.4.2. Echantillon droit et gauche confondu

Pour les considérations de centrage où la latéralisation droite gauche n'intervient pas, nous n'avons pas pris en compte cette différence et nous avons pris globalement pour chaque dent les mesures droite et gauche. (Droit et gauche confondu).

#### III.3.4.2.1. Statistiques descriptives : moyennes et écart type

	Moy.	Dév. Std
U1D	647,011	106,439
U2D	396,902	83,254
U3D	645,993	149,509
U4D	548,191	106,525
U5D	561,423	109,851
U6D	1154,633	210,804
U7D	1098,224	183,411
U8D	915,516	191,629
L1D	296,219	49,568
L2D	318,739	58,736
L3D	549,932	136,006
L4D	459,467	87,841
L5D	524,977	106,073
L6D	1085,581	193,094
L7D	1088,051	178,838
L8D	997,625	139,075

#### Légende commune aux trois tableaux 8, 9 et 10 :

U =Upper (dent maxillaire), dents droites et gauches réunies ;

L =Lower (dent mandibulaire), dents droites et gauches réunies ;

Le numéro qui suit la lettre U correspond au numéro de la dent ;

La lettre D correspond à la dent ;

La lettre C correspond à la couronne ;

La lettre R correspond à la racine ;

(Ex U1C=couronne de l'incisive centrale maxillaire droite et gauche ; 11 et 21).

Tableau N°8 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> pour chaque type de dents.

	Moy.	Dév. Std
U1C	325,368	75,551
U2C	187,023	50,502
U3C	279,073	78,215
U4C	261,168	62,628
U5C	264,971	67,991
U6C	560,36	139,394
U7C	552,583	124,108
U8C	477,026	71,098
L1C	133,914	37,761
L2C	147,154	42,18
L3C	243,311	73,457
L4C	219,262	58,395
L5C	242,864	69,857
L6C	520,703	114,802
L7C	553,097	116,782
L8C	584,387	162,787

**Tableau N°9 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> des couronnes pour chaque type de dents.**

	Moy.	Dév. Std
U1R	321,643	77,614
U2R	209,879	63,114
U3R	366,921	122,297
U4R	287,023	80,601
U5R	296,452	83,935
U6R	594,726	154,835
U7R	545,551	140,102
U8R	472,962	134,657
L1R	162,304	39,055
L2R	171,585	48,58
L3R	306,622	100,306
L4R	240,206	63,409
L5R	282,113	69,889
L6R	564,878	144,21
L7R	534,954	136,696
L8R	413,238	184,33

**Tableau N°10 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> des racines pour chaque type de dents.**

Ces tableaux, donnent une référence volumétrique pour chaque type de dent et l'écart type associé. La stabilité (en volume) est quantifiée par le coefficient de variation (rapport écart type/moyenne).

On remarque que la dent entière a un volume plus stable que celui de la couronne lui même plus stable que celui de la racine, et ce, aussi bien pour le maxillaire que pour la mandibule.

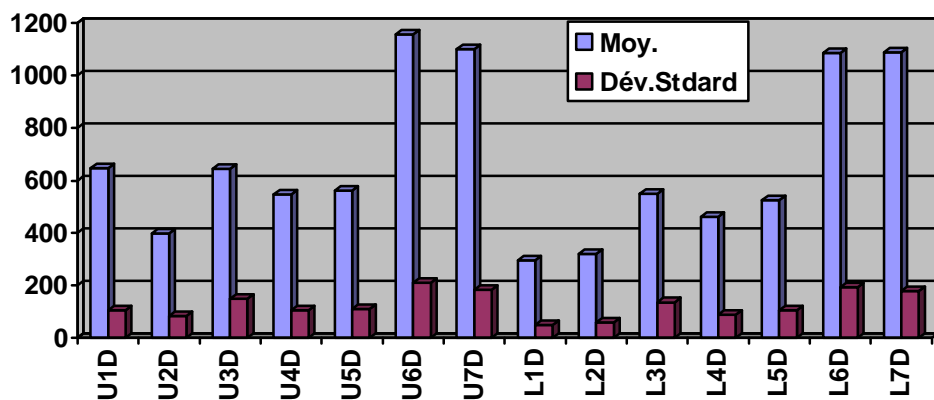


Figure N°30 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> pour chaque type de dents.

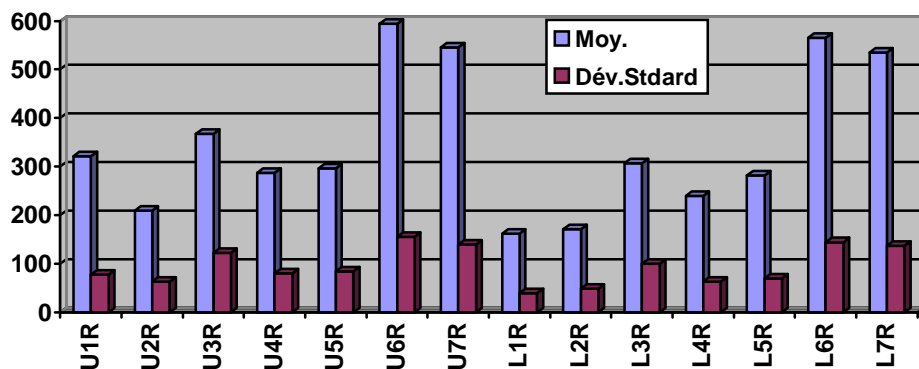


Figure N°31 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> des racines pour chaque type de dents.

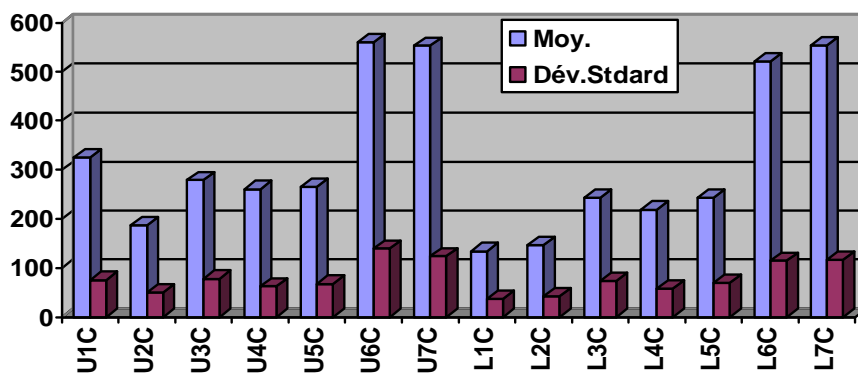


Figure N°32 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> des couronnes pour chaque type de dents.

### A propos des moyennes

Certaines idées communément admises dans le monde de l'orthodontie savent donc

complètement fausses :

- a) La différence entre la première et la deuxième prémolaire maxillaire est négligeable (de l'ordre de 3%). Elle ne justifie pas, en elle seule, une extraction systématique des 15 et 25 préconisée par certaines écoles.
- b) Au niveau des premières et deuxièmes prémolaires mandibulaires, la différence est, au contraire, plus importante : elle atteint 14 % et justifierait pour des raisons de patrimoines dentaires, l'extraction des premières prémolaires plutôt que les deuxièmes.
- c) La différence entre l'incisive centrale et la latérale mandibulaires, est beaucoup plus faible par rapport à ce qui apparaît dans la littérature : 7,6 %.
- d) Les premières et les deuxièmes molaires mandibulaires ont pratiquement la même valeur de volume.

#### **A propos des coefficients de variation**

Les coefficients de variation les plus élevés sont observés, par ordre décroissant, sur les canines maxillaires et mandibulaires, les incisives latérales maxillaires, et les deuxièmes prémolaires mandibulaires. Ceci nous surprend pour les canines, mais pas pour les autres dents citées ci-dessus (dents de morphologie instable)

Les variabilités morphologiques affectent :

- Au niveau de la dent entière ; surtout les incisives latérales et les canines,
- Au niveau de la racine comme de la couronne seule ; surtout les incisives latérales, les canines, et les prémolaires maxillaires et mandibulaires.

#### III.3.4.2.2. Statistiques analytiques

Parmi nos mesures volumétriques nous pouvons distinguer trois groupes de valeurs:

- volume de la dent entière
- volume de la racine seule
- volume de la couronne seule

Nous nous sommes attachés à rapprocher un groupe de valeurs et un autre groupe de valeurs appartenant à la même arcade

Pour cela, nous avons utilisé les coefficients de corrélation.

III.3.4.2.2.1. Rapports morphologiques pour une même dent entre couronne racine, dent entière.

III.3.4.2.2.1.1. Maxillaire :

- U = Upper (dent maxillaire) droite et gauche réunis.

- le numéro qui suit la lettre U correspond au numéro de la dent.
- la lettre C correspond à la couronne
- la lettre R correspond à la racine

(ex U1C=couronne de l'incisive centrale supérieure droite et gauche ;11 et 21).

#### Corrélation entre la dent et sa racine

	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7
U1R	0,736						
U2R		0,79					
U3R			0,852				
U4R				0,786			
U5R					0,8		
U6R						0,734	
U7R							0,721

290 observations ont été utilisées dans ce calcul.

22 cas omis (manquants).

#### Corrélation entre la dent et sa couronne

	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7
U1C	0,7						
U2C		0,659					
U3C			0,574				
U4C				0,648			
U5C					0,644		
U6C						0,702	
U7C							0,659

290 observations ont été utilisées dans ce calcul.

22 cas omis (manquants).

**Corrélation entre la couronne et la racine d'une même dent**

	U1C	U2C	U3C	U4C	U5C	U6C	U7C
U1R	0,031						
U2R		0,059					
U3R			0,059				
U4R				0,039			
U5R					0,056		
U6R						0,031	
U7R							-0,047

290 observations ont été utilisées dans ce calcul.

22 cas omis (manquants).

Ces trois tableaux nous montrent :

- une corrélation significative entre le volume total de la dent et celui de sa racine.
- une corrélation moins forte entre le volume de la dent et celui de sa couronne.
- une absence de corrélation significative entre le volume de la racine et celui de la couronne au sein de la même dent.

**Ces résultats introduisent la notion de covariation du volume dent/couronne ou dent/racine mais jamais couronne/racine.**

Compte tenu de la taille de l'échantillon (290 observations), le coefficient de corrélation entre deux mesures est significatif à partir de

$$r \geq 0,2653 \text{ au seuil de confiance de } 1\%.$$

$$r \geq 0,1617 \text{ au seuil de confiance de } 1\%.$$

$$r \geq 0,1362 \text{ au seuil de confiance de } 5\%.$$

#### III.3.4.2.2.1.2. Mandibule:

- L = Lower (dent mandibulaire) droite et gauche réunies.
- le numéro qui suit la lettre L correspond au numéro de la dent.
- la lettre C correspond à la couronne

- la lettre R correspond à la racine

(ex L1C=couronne de l'incisive centrale inférieure droite et gauche ;31 et 41).

***Corrélation entre la dent et sa racine***

	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
L1R	0,663						
L2R		0,704					
L3R			0,848				
L4R				0,742			
L5R					0,752		
L6R						0,809	
L7R							0,761

308 observations ont été utilisées dans ce calcul.

13 cas omis (manquants).

***Corrélation entre la dent et sa couronne***

	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
L1C	0,638						
L2C		0,581					
L3C			0,68				
L4C				0,695			
L5C					0,762		
L6C						0,691	
L7C							0,669

308 observations ont été utilisées dans ce calcul.

13 cas omis (manquants).



**Corrélation entre la couronne et la racine de la même dent**

	L1C	L2C	L3C	L4C	L5C	L6C	L7C
L1R	-0,153						
L2R		-0,169					
L3R			0,187				
L4R				0,034			
L5R					0,146		
L6R						0,134	
L7R							0,026

308 observations ont été utilisées dans ce calcul.

13 cas omis (manquants).

Ces trois tableaux nous montrent :

- une corrélation significative entre le volume total de la dent et celui de sa racine.
- une corrélation moins forte entre le volume de la dent et celui de sa couronne.
- une absence de corrélation significative entre le volume de la racine et celui de la couronne au sein de la même dent.
- une valeur de  $r$  proche du seuil significatif (L3).

**Ces résultats introduisent la notion de covariation du volume dent/couronne ou dent/racine mais jamais couronne/racine.**

Compte tenu de la taille de l'échantillon (308 observations), le coefficient de corrélation entre deux mesures est significatif à partir de

$$r \geq 0,2579 \text{ au seuil de confiance de } 1\%.$$

$$r \geq 0,1570 \text{ au seuil de confiance de } 1\%.$$

$$r \geq 0,1322 \text{ au seuil de confiance de } 5\%.$$

**On constate qu'il y a des corrélations étroites entre la dent et sa racine, et entre la dent et sa couronne, mais pas de corrélations entre la racine et la couronne de la même dent ; ceci aux deux arcades.**

### III.3.4.2.2.2. Rapports morphologiques entre différents groupes de dents

Nous regroupons, dans cette partie les volumes coronaires, radiculaires et dentaires globaux par les séries suivantes :

-6 ANTSUP : le groupe incisivo-canin maxillaire.

-6ANTINF : le groupe incisivo-canin mandibulaire.

-INC SUP : les quatre dents antérieures maxillaires ; (secteur antérieur maxillaire).

-INC INF : les quatre dents antérieures mandibulaires ; (secteur antérieur mandibulaire).

-MOLSUP : les premières et deuxièmes molaires maxillaires ; (secteur postérieur maxillaire).

-MOLINF : les premières et deuxièmes molaires inférieures ; (secteur postérieur mandibulaire).

-MAX : l'ensemble des dents supérieures.

-MAND : l'ensemble des dents inférieures.

Les deux histogrammes (Fig. 33 et 34) donnent ainsi les références volumétriques des groupes dents et des groupes radiculaires les plus sollicités pendant les traitements orthodontiques.

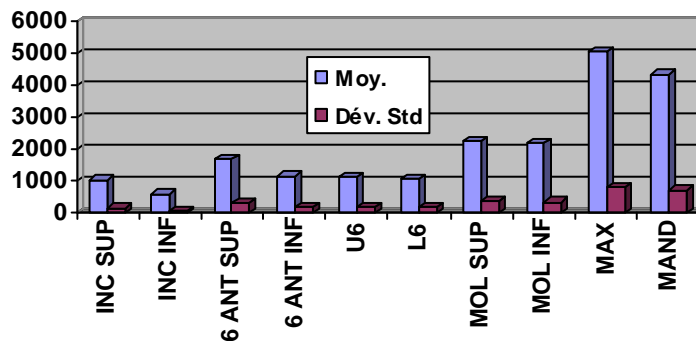


Figure N°33 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> des différents groupes de dents.

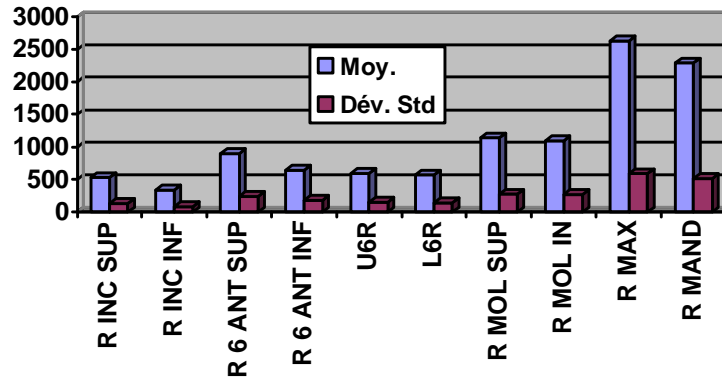


Figure N°34 Références volumétriques en mm<sup>3</sup> radiculaires des différents groupes de dents.

#### III.3.4.2.2.2.1. Corrélation entre différents groupes de dents

	6 ANT SUP	6 ANT INF	INC SUP	INC INF	MOL SUP	MOL INF	MAX	MAND
6 ANT SUP	1	0,911	0,968	0,838	0,84	0,759	0,954	0,879
6 ANT INF	0,911	1	0,883	0,933	0,839	0,796	0,906	0,931
INC SUP	0,968	0,883	1	0,854	0,812	0,73	0,922	0,852
INC INF	0,838	0,933	0,854	1	0,778	0,734	0,836	0,861
MOL SUP	0,84	0,839	0,812	0,778	1	0,87	0,952	0,908
MOL INF	0,759	0,796	0,73	0,734	0,87	1	0,845	0,954
MAX	0,954	0,906	0,922	0,836	0,952	0,845	1	0,931
MAND	0,879	0,931	0,852	0,861	0,908	0,954	0,931	1

294 observations ont été utilisées dans ce calcul.

20 cas omis (manquants).

Les coefficients de corrélation entre groupes sont toujours fortement significatifs.

Dans ce tableaux, on remarque une très forte corrélation entre les dents du même secteur maxillaire et mandibulaire (INCSUP/INCINF ; MOLSUP/MOLINF) ; et une corrélation à peine moins forte entre les secteurs antérieur et postérieur d'une même arcade (INCSUP/MOLSUP ; INCINF/MOLINF).

Les coefficients de corrélation sont un peu moins significatifs entre le secteur antérieur d'une arcade et le secteur postérieur de l'autre.

Compte tenu de la taille de l'échantillon (294 observations) la corrélation entre deux mesures est significative à partir de

$r \geq 0,2636$  au seuil de confiance de 1%.

$r \geq 0,1606$  au seuil de confiance de 1%.

$r \geq 0,1353$  au seuil de confiance de 5%.

### **III.4. ANCRAGE DENTAIRE EN ORTHODONTIE ET SCANNER 3D**

### III.4.1. Introduction

L'ancrage dentaire est un problème avec lequel l'orthodontiste est toujours confronté dans sa pratique thérapeutique quotidienne.

La tomodensitométrie tridimensionnelle permet, grâce aux logiciels C2000-Cépha et Cépha3DT, de calculer certains paramètres de l'anatomie dentaire tels que les volumes radiculaires. Ces derniers peuvent servir de base pour définir la notion d'ancrage en orthodontie.

#### III.4.1.1. L'ancrage biologique ou ancrage passif

L'ancrage biologique ou passif est constitué par la dent, l'os alvéolaire et les ligaments parodontaux, mais, au-delà du système dentaire, par tous les supports osseux et musculaires intra comme extra oraux capables de résister à nos forces orthodontiques. La valeur de l'ancrage de la dent est fonction de la longueur, du volume, et du nombre de ses racines. Elle dépend également de sa position plus ou moins versée dans l'os alvéolaire (Théorie du « piquet de tente » de Tweed) [55].

La définition de la résistance de la dent aux déplacements varie selon les différents auteurs ; elle est définie :

-tantôt par la surface radiculaire; chaque mm<sup>2</sup> de ligament s'opposant au mouvement quelque soit son orientation [29, 66];

-tantôt par la surface projetée dans un plan perpendiculaire au déplacement, avec l'idée que seules les zones compressées ou distendues s'opposent au déplacement.

-tantôt par la prise en compte de la longueur radiculaire (JARABAK); une dent plus longue semblant ancrée plus solidement [49, 43] ;

**Pour nous le meilleur estimateur de l'ancrage reste le volume radiculaire qui représente mieux l'intégralité tridimensionnelle de la racine dans l'os alvéolaire.**

Les hiérarchies des surfaces perpendiculaires au déplacement, des surfaces radiculaires totales et des volumes sont en tout état de causes très voisines.

### III.4.2. Objectifs

Nous nous intéressons dans cette deuxième étude aux valeurs de  $\alpha$  en orthodontie et à leur influence sur les choix thérapeutiques ;

Des nouveaux coefficients de  $\alpha$  unitaires des dents sont proposés, et ils remettent en cause certaines attitudes thérapeutiques en orthodontie.

### III.4.3. Moyens

Dans un premier temps, le logiciel C2000 permet le calcul des mesures volumiques, dentaires, radiculaires et coronaires, au sein d'un échantillon de 120 sujets.

Le centre de gravité de chaque dent, ainsi que des deux arcades, ont été recherchés par l'utilisation de ce même logiciel.

Des calculs mathématiques sont faits dans un deuxième temps pour vérifier les mesures fournies par C2000.

Enfin le traitement statistique de ces données permet de proposer des valeurs guides de  $\alpha$  et de les comparer à celles proposées dans la littérature.

Les valeurs moyennes, ainsi que les écarts-types correspondants, des volumes radiculaires, coronaires, et globaux de chaque dent sont calculés. Les différences entre droite et gauche restent négligeables, et pour les considérations de  $\alpha$  la latéralisation droite/gauche n'intervient pas : nous n'avons donc pas pris en compte cette différence et nous avons confondu pour chaque dent nos mesures droites et gauches.

### III.4.4. Résultats

Le tableau N°11 donne les volumes et les surfaces des racines des dents monoradiculées maxillaires calculés à partir des dimensions radiculaires mesurées : diamètres cervicaux mésio-distaux et vestibulo-linguaux donnant le rayon cervical moyen et longueur radiculaire (annexe II et III). Les valeurs des volumes peuvent être comparées à celles directement mesurées par le logiciel C2000 et valider ainsi la mesure directe.

## MAXILLAIRE

	U1	U2	U3
Diamètre moy. Méso-distal en mm*	5,5	4,5	5
Diamètre moy. vestibulo-lingual en mm*	5	4,5	6
Diamètre moy. de la racine en mm*	5,25	4,5	5,5
Rayon moy. de la racine en mm	2,625	2,25	2,75
Longueur moy. de la racine en mm	14	13,5	17,75
Volume moy. de la racine en mm <sup>3</sup>	303,065516	214,708223	421,709726
Surface moy. de la racine en mm <sup>2</sup>	155,845108	128,488529	206,213466

Tableau N°11 Calcul mathématique du volume et de surface radiculaire moyen des trois dents antérieures maxillaires à partir de leurs dimensions radiculaires mesurées à l'aide de C 2000 (\* : mesure effectuée au niveau du collet).

Le tableau N°12 permet de rapprocher pour chaque dent, d'une part la surface radiculaire moyenne de FREEMAN, et le coefficient d'ancrage de JARABAK apparenté à ce type de mesure de surface, d'autre part le volume radiculaire moyen déterminé par cette étude et le coefficient d'ancrage proposé ici.

JARABAK a attribué des valeurs guides d'ancrage pour chaque dent en donnant à l'incisive centrale inférieure la plus petite valeur puisqu'elle présente la plus petite racine en anatomie dentaire ; elle sera la valeur guide pour les autres dents. La pondération proposée par cet auteur semble s'appuyer sur la surface radiculaire moyenne et sur la longueur radiculaire.

De la même manière, les valeurs de volumes radiculaires moyens permettent d'attribuer des coefficients d'ancrage à chaque dent. En se basant sur ce même principe, on a attribué à l'incisive centrale inférieure la valeur d'ancrage 1, puisqu'elle présente la plus petite valeur en volume d'après le tableau N°8.



**MAXILLAIRE****MANDIBULE**

	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Surface radulaire en mm <sup>2</sup> (Freeman)	230	194	282	312	254	533		170	200	270	237	240	475	
VOLUME radulaire en mm <sup>3</sup> d'après cette étude	321	209	366	287	296	594	545	162	171	306	240	282	564	534
Coefficient d'ancrage de Jarabak	4	3	8	7	6	9		1	2	8	5	5	10	
Coefficient d'ancrage d'après cette étude	2	1,5	2.25	2	2	4	3,5	1	1	2	1,5	2	3,5	3,5

Tableau 12 Surface radulaire moyenne de Freeman, coefficient d'ancrage de Jarabak, volume radulaire moyen déterminé par cette étude et coefficient d'ancrage proposé pour chaque type de dents.

### III.4.5. Discussion

#### III.4.5.1. Les mesures théoriques

Le calcul théorique du volume et de la surface radulaire d'une dent mono-radulée assimile sa forme à un paraboloïde de révolution (annexe II et III).

##### III.4.5.1.1. Le volume

Les différences observées entre les valeurs théoriques (tableau N°11) et celles mesurées (tableau N°8) restent de l'ordre de 10% et sont vraisemblablement dues à l'écart forme idéale/forme réelle.

#### III.4.5.1.2. La surface

Les mesures linéaires radiculaires effectuées dans ce travail se rapprochent des valeurs données dans les publications d'anatomie, ce qui confirme la validité du scanner comme instrument d'étude anatomique.

Ces mesures permettent pour les mono-radiculées le calcul de la surface radiculaire théorique, toujours dans l'approximation de la forme idéale du parabolioïde de révolution (Annexe III). Les surfaces calculées sont régulièrement de 30% inférieures aux valeurs données par Freeman (tableau N°12), et nous pensons que des mesures plus précises de surface doivent être reprises.

#### III.4.5.1.3. Les valeurs de ancrage unitaires des dents

Les coefficients proposés par cette étude corrigent les pondérations exagérées des canines proposées par Jarabak, en désaccord avec les mesures de surfaces : le rapport des surfaces incisive centrale mandibulaire/canine mandibulaire est de 63% et le rapport des coefficients est de 1/8 ; le rapport des volumes des mêmes dents est de 53% proche du rapport surfacique, et en accord avec le rapport des coefficients proposé ici : 1/2.

De même les molaires, et à un moindre degré les prémolaires, sont fortement surpondérées par Jarabak, Le rapport surfacique pour l'incisive centrale mandibulaire et la molaire mandibulaire est de 36%, pour un rapport des coefficients de 1/10 ; là encore le rapport des volumes de 29% est proche du rapport surfacique et conduit au rapport des coefficients de 1/3,5.

Ainsi les coefficients proposés sont en bon accord avec les rapports des volumes radiculaires des différentes dents dont ils sont issus, mais aussi en accord avec les rapports surfaciques et en accord avec notre expérience clinique quotidienne.

#### III.4.5.1.4. Les valeurs de ancrage des groupes de dents

On peut calculer et comparer entre-elles les valeurs de ancrage des groupes de dents souvent solidarisées et sollicitées conjointement dans diverses étapes thérapeutiques (tableau N°13).

D'après ce tableau, on peut estimer les valeurs de la résistance stable et mobile avant d'entamer n'importe quel acte orthodontique.

Certains comportements thérapeutiques apparaissent dès lors extrêmement dangereux. La mobilisation d'un groupe incisif maxillaire (ou mandibulaire), surtout en présence d'une supraclusion, en appui sur les seules premières molaires oppose un ancrage mobile de 7 à un ancrage stable de 8.

La mobilisation simultanée d'un groupe incisivo-canin maxillaire (ou mandibulaire) en prenant appui sur les molaires met en jeu une résistance mobile de 12 pour un ancrage stable de 15.

<b>Les 4 incisives maxillaires (11/12 et 21/22)</b>	<b>7</b>
<b>Les 4 incisives mandibulaires (31/32 et 41/42)</b>	<b>4</b>
<b>Les 6 antéro-maxillaires (11/12/13 et 21/22/23)</b>	<b>11.5</b>
<b>Les 6 antéro-mandibulaires (31/32/33 et 41/42/43)</b>	<b>8</b>
<b>Les 2 premières molaires maxillaires (16/26)</b>	<b>8</b>
<b>Les 2 premières molaires mandibulaires (36/46)</b>	<b>7</b>
<b>Les 4 molaires maxillaires (16/26 et 17/27)</b>	<b>15</b>
<b>Les 4 molaires mandibulaires (36/46 et 37/47)</b>	<b>14</b>

Tableau N°13 Les différentes valeurs d'ancrage des groupes de dents les plus sollicités en orthodontie.

#### III.4.6. Centres de gravité et axes d'inertie

En tomographie tridimensionnelle, et en utilisant un logiciel permettant de déterminer la matrice centrale d'inertie d'un solide, il est possible de rechercher le centre de gravité G de l'ensemble de la dent, et ses directions morphologiques caractéristiques: axe coronoradiculaire (axe principal d'inertie), axe vestibulo-lingual et axe mésio-distal (axes secondaires d'inertie) (Fig. 33).

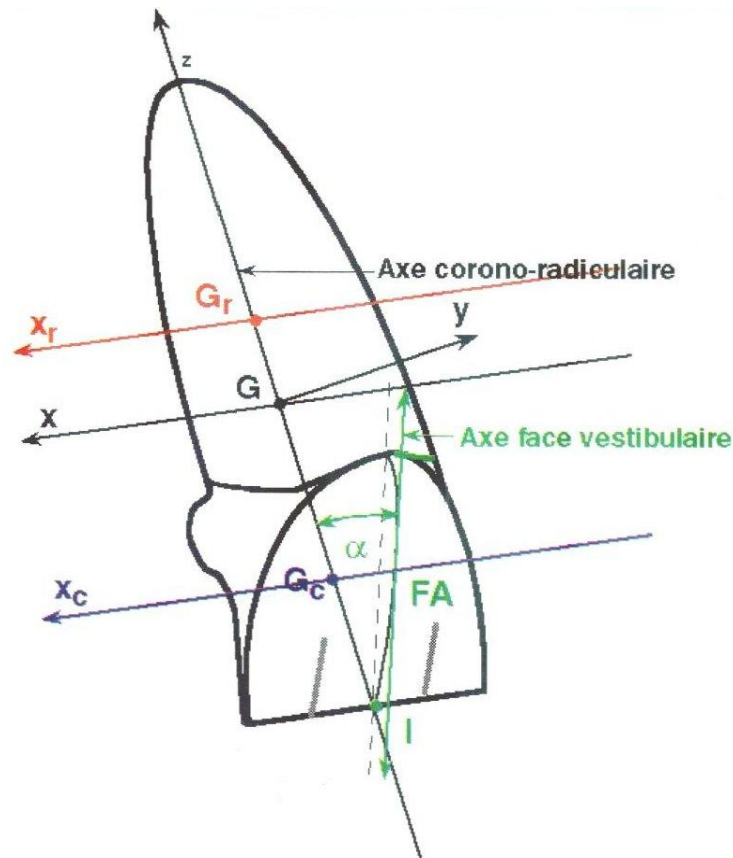


Figure N°33  $G_c$  : Centre de gravité coronaire et axes de symétrie coronaires  $G_c$   $x_c$   $y_c$   $z_c$ .

$G$  : Centre de gravité corono-radicalaire et axes de symétrie de la dent  $G$   $xyz$ .

$G_r$  : Centre de gravité radicalaire, correspondant au centre de résistance et axes de symétrie radicalaires  $G_r$   $x_r$   $y_r$   $z_r$ .

Il est également possible de déterminer par segmentation:

- le centre de gravité coronaire  $G_c$  et les axes d'inertie qui sont l'axe coronaire, l'axe vestibulo-lingual coronaire et l'axe mésio-distal coronaire. Le centre de gravité coronaire constitue pour l'odontologiste, le point de référence de positions linéaires intuitivement accepté ;
- ou le centre de gravité radicalaire  $G_r$  et les axes d'inertie qui sont l'axe radicalaire, l'axe vestibulo-lingual radicalaire et l'axe mésio-distal radicalaire (Fig. 33 théorique et Fig. 29 pratique).

Le centre de gravité radicalaire n'est autre que le centre de résistance et sa détermination sera indispensable dans la mise au point quotidienne de toute mécanique orthodontique, et dans toute recherche de modélisation.

Nous avons vérifié dans le cas des dents monoradiculées l'homogénéité des résultats de détermination du centre de gravité radiculaire obtenue par le calcul et obtenue directement à l'aide du logiciel. Pour une racine dentaire ayant la forme idéale d'un parabolöide de révolution un calcul simple (annexe I) montre que le centre de gravité se trouve au 1/3 radiculaire cervical, exactement comme le centre de résistance calculé par Burstone. Les déterminations par C2000 sont en parfait accord avec cette localisation.

### **III.4.7. CONCLUSION**

La lecture des ancrages mobile et stable avant chaque mouvement dentaire doit être selon nous un réflexe obligé pour tout praticien en orthopédie dento-faciale.

### **III.5. CENTRES DE RESISTANCE DES GROUPES DENTAIRES ET MECANIQUE ORTHODONTIQUE.**

### **III.5.1. Détermination du centre de résistance.**

### III.5.1.1. Introduction

La détermination de sa position en orthodontie, a fait l'objet de nombreux travaux et, parallèlement, on a étudié le système de forces appliqué au niveau des attaches ; ceci permet l'analyse du déplacement dentaire thérapeutique.

Tous les auteurs s'accordent sur l'importance de la détermination de la position du centre de gravité de groupe dentaire dans le traitement orthodontique, mais aucune de ces études n'a effectué une localisation tridimensionnelle précise.

Le centre de résistance est indépendant du système de force mais dépend du solide et du milieu. Une force passant par le centre de résistance provoque une translation, une force exercée en tout autre point, crée un moment par rapport à ce centre de résistance et donc provoque une rotation autour de ce centre de résistance.

Lorsque un solide est partiellement immergé dans un milieu déformable résistant, on parle de centre de résistance, qui est alors l'équivalent du centre de gravité [18].

En orthodontie, la notion d'ancrage implique la résistance à une force de déplacement. Aucune dent ou groupe de dent n'est en effet définitivement fixe dans la cavité buccale.

L'ancrage naturel de la dent est constitué par son parodonte. Cet ancrage est mis à l'épreuve dans la migration physiologique comme dans le déplacement thérapeutique.

Toute mécanique orthodontique sollicite l'ancrage dentaire et, à partir d'un certain seuil d'activation cellulaire, induit le remaniement de l'os alvéolaire, et donc un déplacement dentaire, souhaité ou non souhaité.

Il est tout aussi difficile de connaître de façon précise la valeur de la force maximale que peuvent supporter les structures d'ancrage sans voir apparaître de mouvements parasites.

### III.5.1.2. Objectifs

Cette troisième étude, conduit à la proposition :

- de nouvelles valeurs d'ancrage des dents et des groupes dentaires les plus utilisés en cours des traitements orthodontiques,
- et à la localisation tridimensionnelle des centres de résistance unitaires et des centres de résistance de groupe.



L'étude d'un échantillon de 120 sujets, conduit à la proposition de nouveaux coefficients d'ancrage et à la détermination des positions moyennes des centres de résistance de groupe.

### III.5.1.3. Moyens

Le logiciel c2000 et l'application Cépha rendent possible, en utilisant les données du CT, la production d'une imagerie en 3D des dents. Ce même logiciel permet des mesures volumiques, dentaires, radiculaires et coronaires, au sein d'un échantillon de 120 sujets.

Le centre de gravité de chaque dent, des groupes de dents, ainsi que des deux arcades, ont été recherchés par l'utilisation de ce même logiciel.

Des calculs mathématiques sont ensuite faits, pour utiliser les mesures fournies par C2000.

Enfin le traitement statistique de ces données permet de calculer d'une part les valeurs les valeurs d'ancrage, et de localiser en 3D les centres de gravité des différents groupes de dents les plus utilisées en orthodontie.

#### III.5.1.3.1. Détermination des centres de gravité des groupes dentaires

Pour déterminer les centres de gravité et les masses globales des différents groupes dentaires, nous avons utilisé trois méthodes :

- Sélection simultanée de toutes les racines du groupe sans séparation. Le logiciel c2000 calcule alors le volume global et la masse globale du groupe radiculaire étudié, et les coordonnées cartésiennes du centre de résistance.
- Sélection séparée des racines des dents du groupe et détermination de leurs volumes et masses respectives, et des coordonnées cartésiennes de leurs centres de gravité. Le calcul du centre du gravité du groupe et de la masse globale, sont alors réalisés par détermination du barycentre des différents centres de gravité non équipondérés et sommation des volumes et masses.
- Sélection séparée des racines des dents du groupe et détermination de leurs volumes et masses respectives, et des coordonnées cartésiennes de leurs centres de gravité. Le calcul du centre du gravité du groupe et de la masse

globale, sont alors réalisés par détermination du barycentre des différents centres de gravité équipondérés et sommation des volumes et masses.

Le repère orthonormé utilisé par le scanner étant le repère de saisie, les coordonnées cartésiennes ne permettent de localiser les centres de gravité de groupe par rapport à l'arcade.

Nous avons donc repéré sur l'axe sagittal de l'arcade, la position antéropostérieure des centres de gravité de groupe par rapport au centre de gravité des incisives centrales en employant un calcul analytique précisé en annexe IV.

Dans le sens vertical nous avons défini la position des centres de gravité de groupe par rapport à l'arc ou à la ligne des gorges des brackets, repérée sur le plan mathématique par la ligne des centres coronaires, selon un calcul précisé en annexe V.

#### III.5.1.4. Résultats

Dans le sens antéro-postérieur, les distances moyennes du secteur antérieur à chaque couple ainsi qu'à chaque groupe dentaire, sont précisés dans le tableau N°14.

Les figures N° 34 et 35 précisent les positions des uns par rapport aux autres.

Les figures N° 36 à 41 visualisent mieux pour le clinicien la position des centres de gravité de groupe.

Le tableau N° 15, donne les masses des différents groupes radiculaires calculés par les 3 méthodes décrites plus haut et leurs valeurs d'ancrage.

Le tableau N°16, localise la position verticale des centres de gravité de groupe par rapport à la ligne passant par la gorge des brackets (l'arc).

Distance entre Inc Inf et Secteur (4 I) mandibulaires	0,554307362
Distance entre Inc Inf et Secteur (IC) mandibulaires	2,097840246
Distance entre Inc Inf et Secteur (5, 6, 7) mandibulaires	26,54734273
Distance entre Inc Inf et Secteur (4, 5, 6, 7) mandibulaires	23,92288351
Distance entre Inc Inf et Secteur Arcade mandibulaires <b>COMPLETE</b>	18,23393745
Distance entre Inc Inf et Secteur Arcade mandibulaires <b>AVEC EXTRACTIONS (4)</b>	11,39471587
Distance entre Inc Sup et Secteur (4 I) maxillaires	1,11262659
Distance entre Inc Sup et Secteur (IC) maxillaires	3,510316815
Distance entre Inc Sup et Secteur (5, 6, 7) maxillaires	28,21094719
Distance entre Inc Sup et Secteur (4, 5, 6, 7) maxillaires	25,60972427
Distance entre Inc Sup et Secteur Arcade maxillaires <b>COMPLETE</b>	18,534052
Distance entre Inc Sup et Secteur Arcade maxillaires <b>AVEC EXTRACTIONS (4)</b>	12,28705034
Distance entre Les 2 Centales et 2èmes Molaires mandibulaires	35,30114743
Distance entre Les 2 Centales et 1ères Molaires mandibulaires	24,21407011
Distance entre Les 2 Centales et 2èmes Prémolaires mandibulaires	15,67462818
Distance entre Les 2 Centales et 1ères Prémolaires mandibulaires	8,808396699
Distance entre Les 2 Centales et canines mandibulaires	4,548578362
Distance entre Les 2 Centales et Latérales mandibulaires	1,221634722
Distance entre Les 2 Centales et 2èmes Molaires maxillaires	35,31632241
Distance entre Les 2 Centales et 1ères Molaires maxillaires	26,80395968
Distance entre Les 2 Centales et 2èmes Prémolaires maxillaires	18,70820636
Distance entre Les 2 Centales et 1ères Prémolaires maxillaires	12,69016481
Distance entre Les 2 Centales et canines maxillaires	7,119945271
Distance entre Les 2 Centales et Latérales maxillaires	2,752768039

Tableau N°14 Les distances moyennes du secteur antérieur à chaque couple ainsi qu'à chaque groupe dentaire dans le sens antéro-postérieur.

Les figures 34- 35, permettent d'apprécier les positions relatives des centres de gravité de groupes ou d'arcades et des couples dentaires homologues.

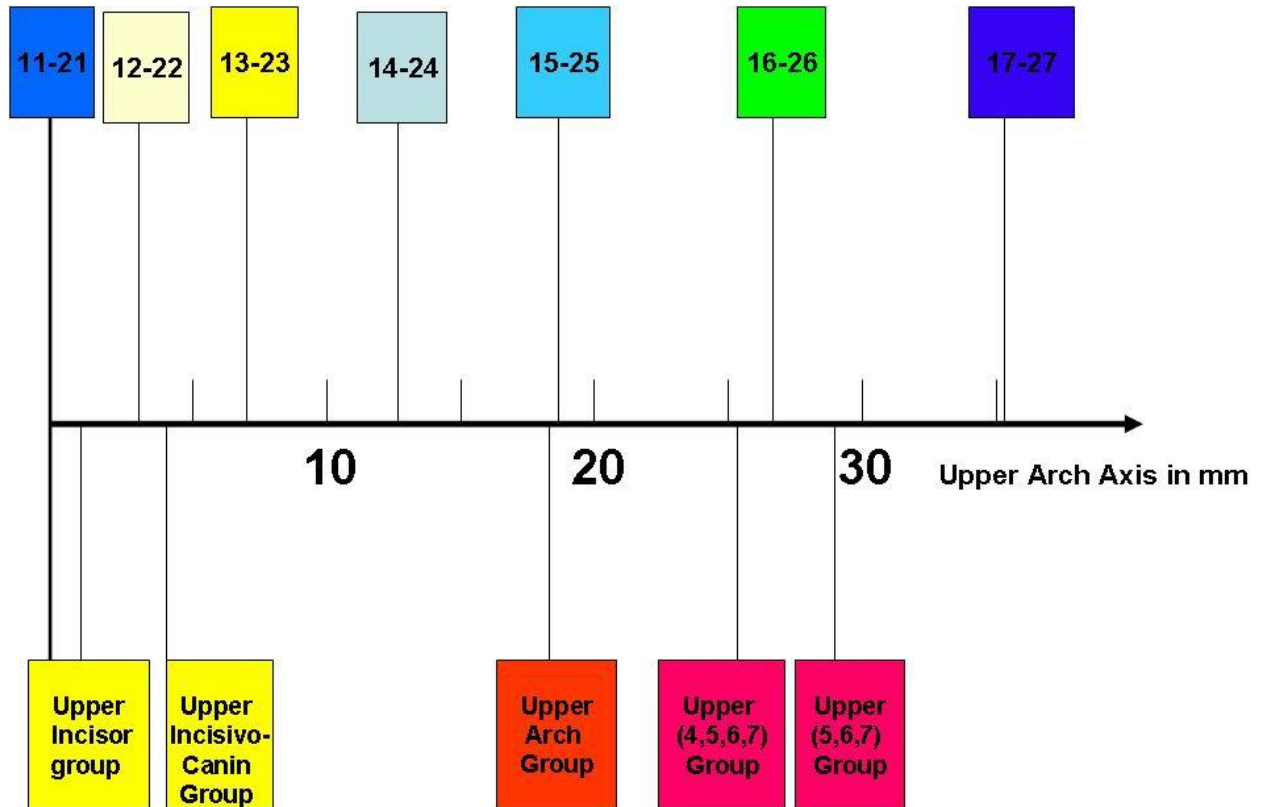


Figure N° 34 Position relative des centres de gravité de groupes ou d'arcades et des couples dentaires homologues maxillaires.

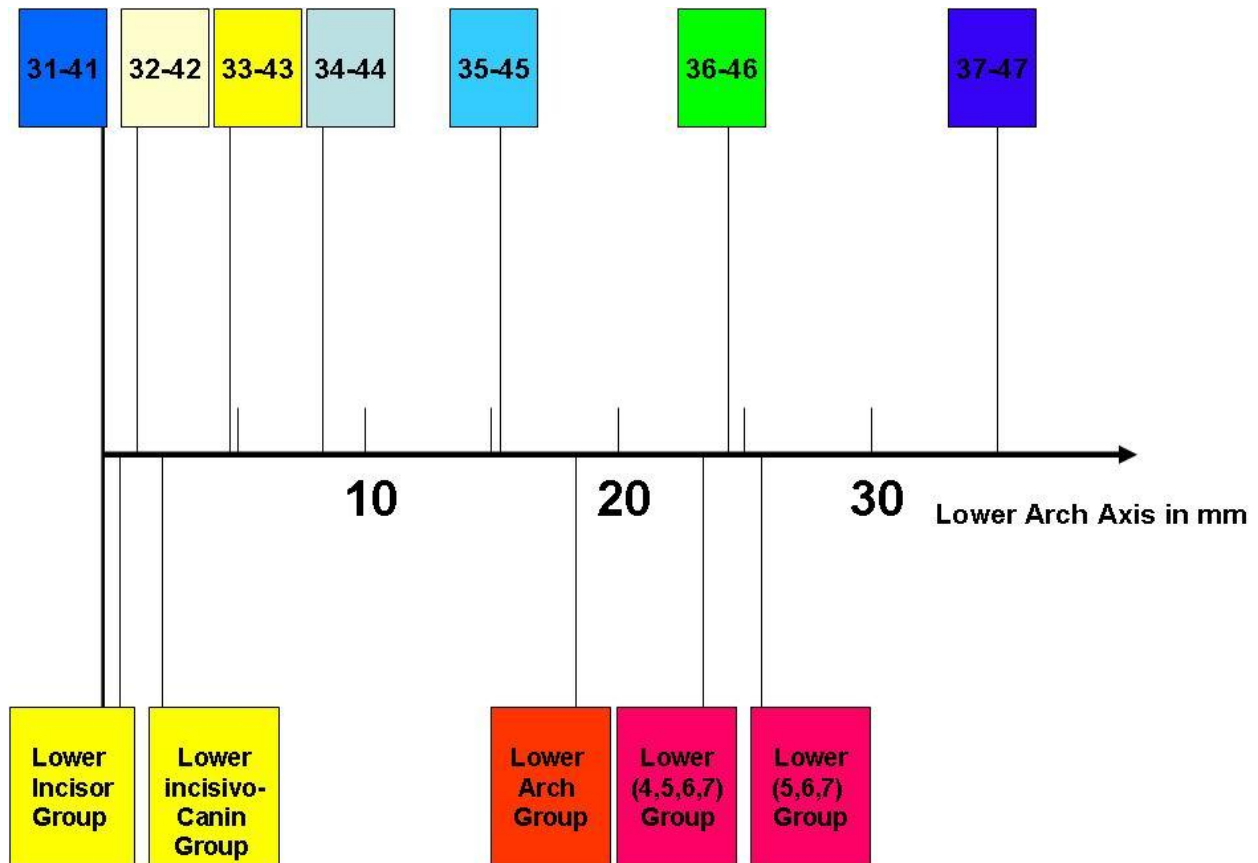


Figure N°35 Position relative des centres de gravité de groupes ou d'arcades et des couples dentaires homologues mandibulaires.

#### III.5.1.4.1. Localisation antéro-postérieure des centres de résistance

Les figures 36- 37, montrent la position des centres de gravité par rapport aux incisives centrales des groupes suivants :

- Groupe antérieur (6 dents antérieures),
- Groupe postérieur (2<sup>ème</sup> prémolaire, 1<sup>ère</sup> molaire et 2<sup>ème</sup> molaire).

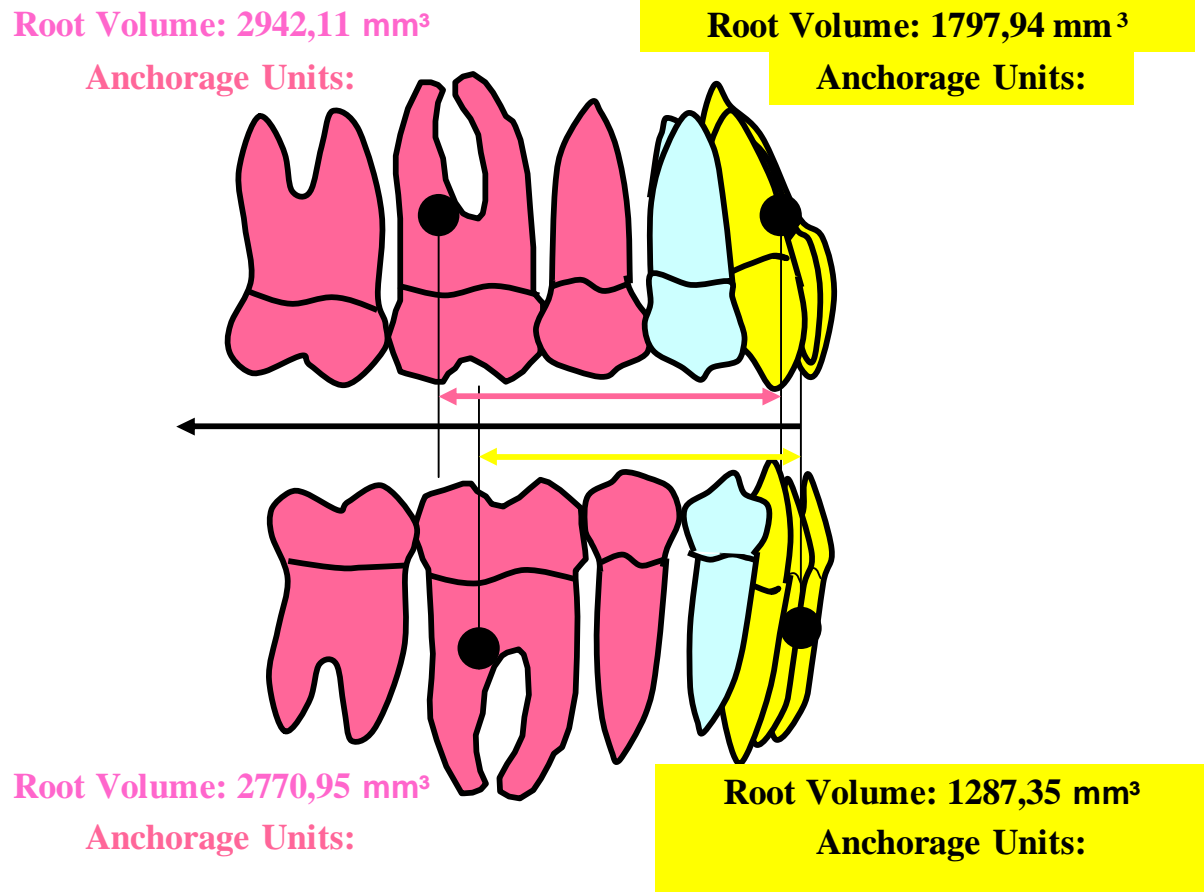


Figure N°36 Position des centres de gravité des groupes de dents, par rapport aux incisives centrales.

- Groupe antérieur : 6 dents antérieures
- Groupe postérieur : 2<sup>ème</sup> prémolaire, 1<sup>ère</sup> molaire et 2<sup>ème</sup> molaire.

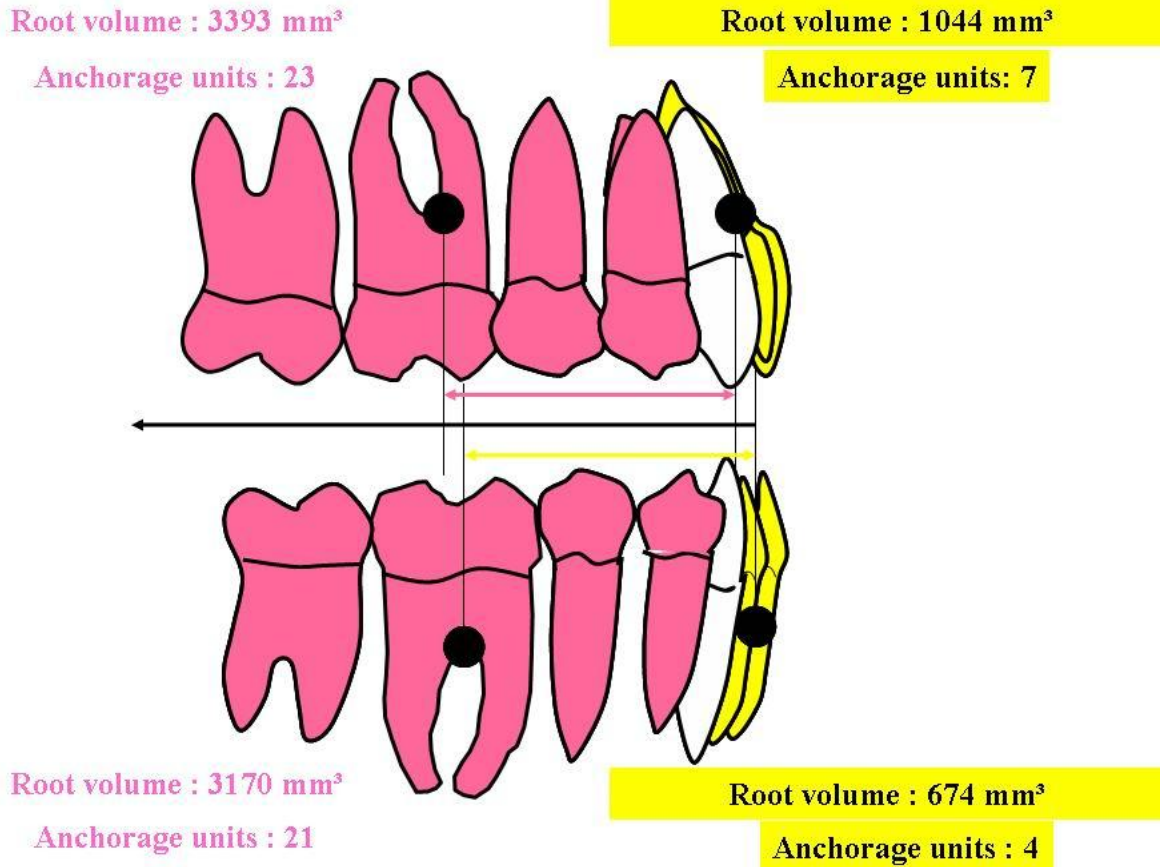


Figure N°37 Position des centres de gravité des groupes de dents, par rapport aux incisives centrales.

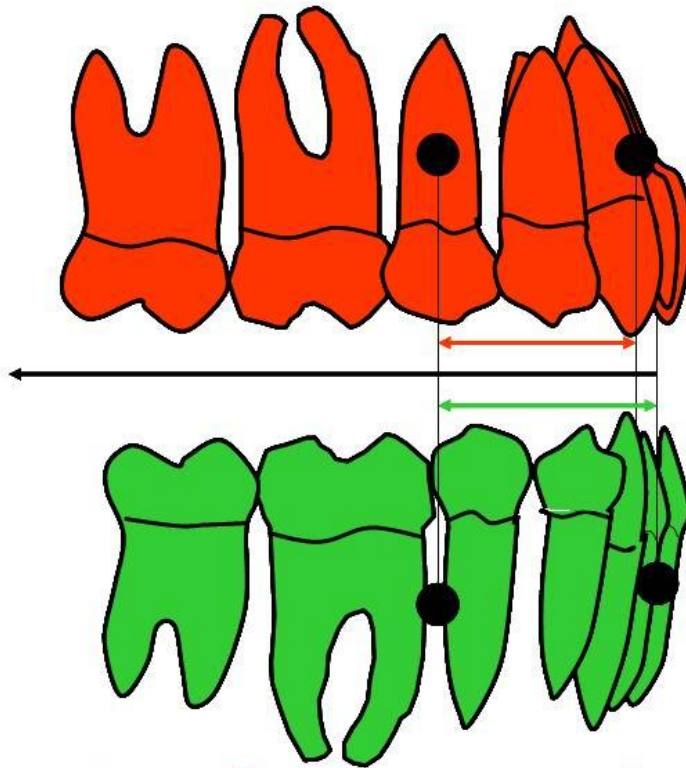
-Groupe antérieur : 4 dents antérieures

-Groupe postérieur : 1<sup>ère</sup> prémolaire, 2<sup>ème</sup> prémolaire, 1<sup>ère</sup> molaire et 2<sup>ème</sup> molaire.

Les figures 38- 39, montrent la position des centres de gravité d'arcade, complète ou avec extraction des premières prémolaires, par rapport aux incisives centrales.

**Root Volume: 5318 mm<sup>3</sup>**

**Anchorage Units: 34,5**



**Root Volume: 4532 mm<sup>3</sup>**

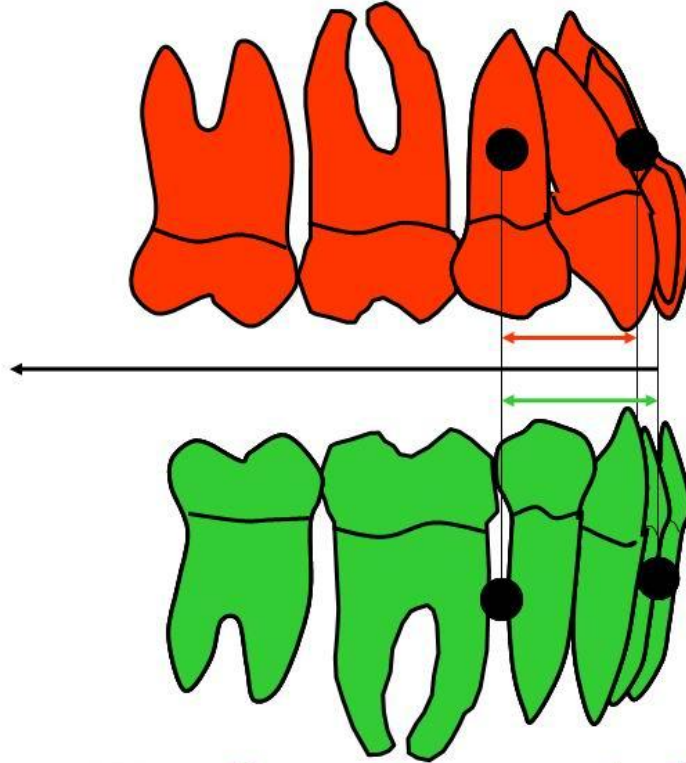
**Anchorage Units: 29**

**Figure N°38** Position des centres de gravité des groupes arcades, par rapport aux incisives centrales.  
-Groupe arcade : toutes les dents sans extractions des 1ères prémolaires.



**Root Volume: 4740 mm<sup>3</sup>**

**Anchorage Units: 32,5**



**Root Volume: 4058 mm<sup>3</sup>**

**Anchorage Units: 27,5**

Figure N°39 Position des centres de gravité des groupes arcades, par rapport aux incisives centrales  
-Groupe arcade : toutes les dents, avec les 1ères prémolaires extraites.

Les figures 40- 41, précisent la position des centres de gravité des couples dentaires homologues, toujours par rapport aux incisives centrales.

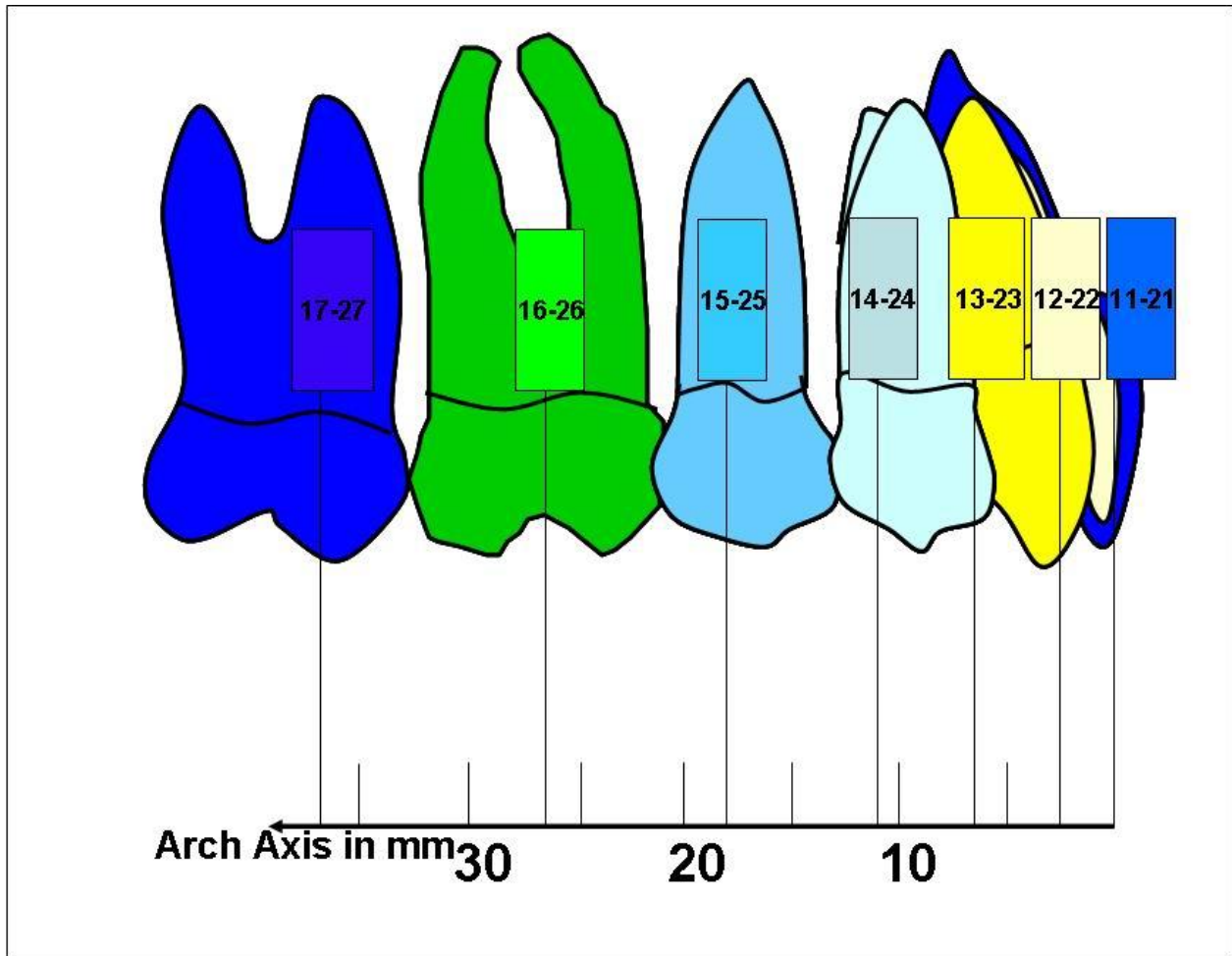


Figure N°40 Position des centres de gravité des couples dentaires homologues maxillaires, par rapport aux incisives centrales.

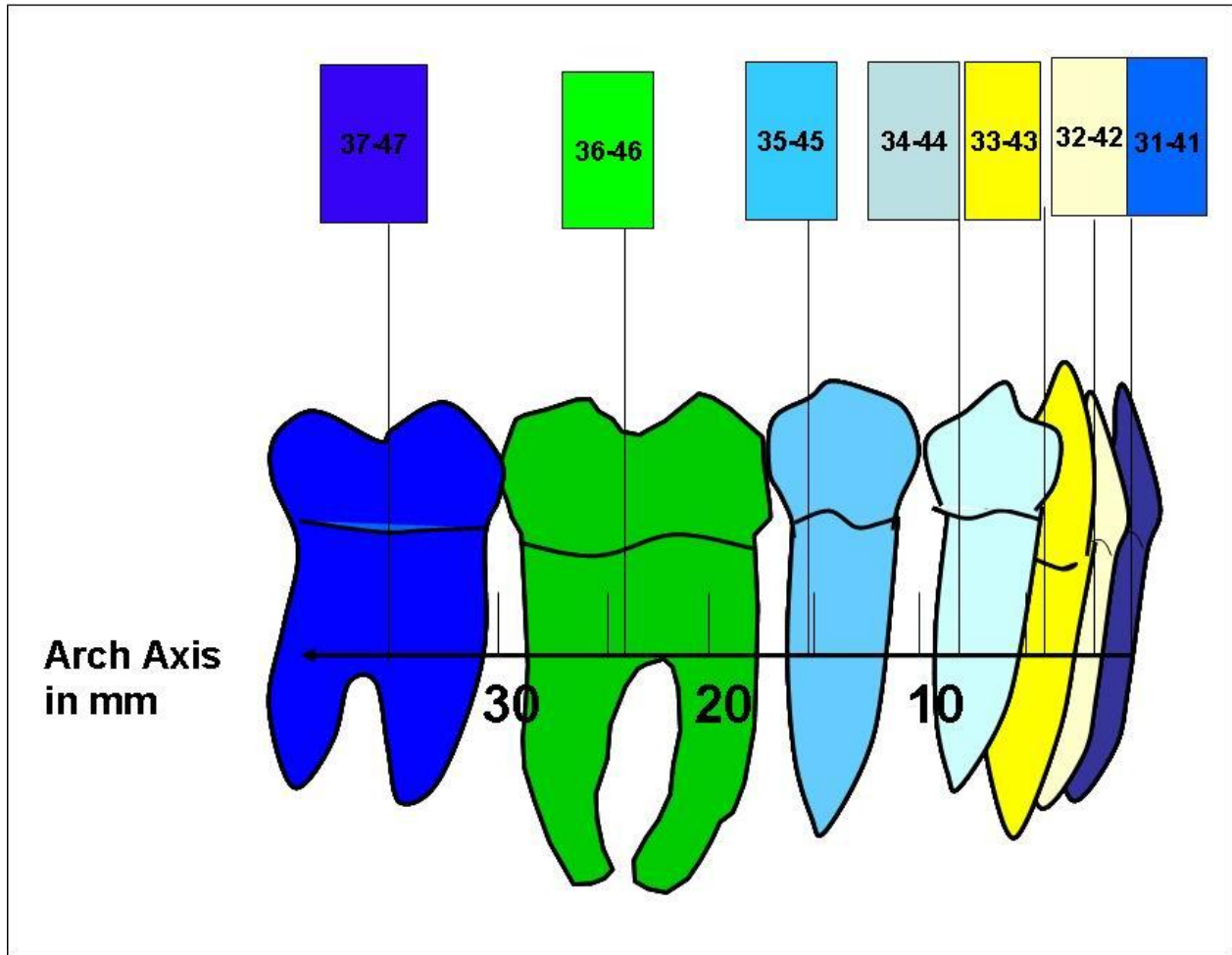


Figure N°41 Position des centres de gravité des couples dentaires homologues mandibulaires, par rapport aux incisives centrales.

	<b>Masse du groupe de dents sélectionnées simultanément et non pondérées par leurs coefficients d'Ancrage</b>	<b>Masse du groupe de dents non sélectionnées simultanément et non pondérées par leurs coefficients d'Ancrage</b>	<b>Masse du groupe de dents non sélectionnées simultanément et pondérées par leurs coefficients d'Ancrage</b>	<b>Valeurs d'ancrage des différents groupes</b>
Groupe des 4 Incisives mandibulaire	1,673	1,682	1,622	4
Groupe des 4 Incisives maxillaires	2,683	2,685	2,839	7
Groupe Incisivo-canin mandibulaire	3,247	3,248	3,245	8
Groupe Incisivo-canin maxillaire	4,586	4,572	4,665	11.5
Goupe Secteur latéral mandibulaire (4,5,6,7)	8,148	8,134	8,518	21
Goupe Secteur latéral maxillaire (4,5,6,7)	8,683	8,707	9,33	23
Groupe Secteur latéral mandibulaire (5,6,7)	6,968	6,924	7,301	18
Groupe Secteur latéral maxillaire (5,6,7)	7,309	7,092	7,707	19
Groupe Arcade mandibulaire	11,564	11,382	11,764	29
Groupe Arcade maxillaire	13,548	13,28	13,995	34.5

Tableau N°15 Références des masses et des valeurs d'ancrage des différents groupes radiculaires.

## III.5.1.4.2. Localisation verticale des centres de résistance

<b>Nom du groupe de dents</b>	<b>Distances en mm dans le sens vertical des centres de gravité des groupes de dents par rapport à la ligne moyenne des brackets (ARC)</b>
Groupe Arcade mandibulaire	8,082
<b>Groupe Arcade maxillaire</b>	<b>6,759</b>
Groupe Incisivo-canin mandibulaire	8,621
<b>Groupe Incisivo-canin maxillaire</b>	<b>7,519</b>
Groupe Secteur Latéral mandibulaire (5,6,7)	7,915
<b>Groupe Secteur Latéral maxillaire (5,6,7)</b>	<b>7,533</b>
Groupe 4 Incisifs mandibulaires	7,773
<b>Groupe 4 Incisifs maxillaires</b>	<b>7,238</b>
Groupe Secteur Latéral I mandibulaire (4,5,6,7)	7,985
<b>Groupe Secteur Latéral maxillaire (4,5,6,7)</b>	<b>6,371</b>

Tableau N°16 Références de localisation verticale des centres de résistances des différents groupes dentaires.

## III.5.1.4.3. Discussion

Les 3 méthodes de détermination de la masse radulaire, ou ancrage de groupe, donnent des résultats très voisins. Par rapport à la méthode de référence, sélection simultanée des racines du groupe, la seconde méthode, sommation des masses des différentes racines, conduit bien sur à des valeurs quasi-identiques.

L'utilisation des coefficients d'ancrage que nous avons déterminé, donne des valeurs d'ancrage de groupe qui ne diffèrent que de six pour cent au maximum. Ceci montre que l'emploi des coefficients d'ancrage proposés peut être systématisé et éviter ainsi dans une étude mécanique, le travail fastidieux de sélection radulaire groupée ou séparée.

Les figures précisent le résultat, nous insisterons simplement sur les localisations de centres de gravité d'arcades et leurs superpositions dans le sens vertical, clé de l'équilibre fonctionnel :

- Sans extraction, le centre de gravité d'arcade se situe au maxillaire au niveau de la 2<sup>ème</sup> prémolaire et entre la seconde prémolaire et la première molaire à la mandibule, référence fonctionnelle de la clé d'ANDREWS.
- Avec extraction de première prémolaire, (perte de l'ancrage faible situé dans le secteur médian), les centres de gravités d'arcades sont peu affectés, avec un léger recul de 0,7 mm (espaces d'extraction non fermés). Ils conservent la même position par rapport aux secondes prémolaires une fois les espaces fermés.

L'utilisation pratique de ces centres de gravité de groupe, trouve une application clinique immédiate dans les calculs de mécanique conventionnelle qui devrait être connue de tous et dans les calculs des mécaniques s'appuyant sur des ancrages absolus, c'est à dire sur les micro-vis. Tout ceci est développé dans la seconde partie.

## **III.5.2. Applications**

### III.5.2.1. Introduction.

L'orthodontie multi-attache mobilise usuellement à chaque étape divers groupes dentaires solidarisés, résistance mobile, en prenant appui sur d'autres groupes solidarisés, résistance stable.

Classiquement, dans une approche très schématique où il n'existe qu'une direction de force comme de déplacement parallèlement à l'arcade, l'élément mécanique (ressort ou élastique) liant les deux groupes doit être suffisant pour mobiliser le premier groupe et insuffisant pour ébranler le second. C'est la règle simpliste de De Nevrezé.

La détermination des centres de résistance de ces groupes dentaires, poids et localisation, permet une analyse rigoureuse de la mécanique ; celle-ci est complexe dès qu'on envisage un espace à trois dimensions, puisque les moments et les forces d'une part et les trois sens de l'espace d'autre part sont interdépendants ; mais cette analyse conditionne les mouvements résultants, souhaités comme parasites.

Pour un groupe dentaire libre, la connaissance du déplacement induit par un système de forces passe par le calcul :

- de la résultante des forces appliquées : somme vectorielle de ces forces et responsable de la translation (parallèle à cette résultante)
- du moment résultant par rapport au centre de résistance du groupe: somme vectorielle des moments résultants des différentes forces par rapport au centre de résistance (rotation autour du vecteur moment résultant dans le sens direct).

Nous envisagerons les systèmes mécaniques possibles en orthodontie :

La mécanique globale d'arcade, qui déplace toute l'arcade sans effectuer de déplacements internes à l'arcade

La mécanique sectorielle ou intra-arcade qui déplace un secteur dentaire, groupe solidarisé, par rapport à un autre secteur, groupe solidarisé. Le plus solide des deux groupes constitue la résistance stable et il doit être mobilisé a minima, le plus léger constitue la résistance mobile, c'est lui qui doit être déplacé.

Le lien entre les deux groupes peut être rigide, et nous devons l'analyser comme une « liaison » de type glissière.



Lorsque le lien entre les deux groupes n'est pas un lien rigide, nous devons analyser le déplacement de deux groupes indépendants.

Nous avons ainsi trois situations mécaniques différentes.

Par ailleurs les mécaniques intra-arcades peuvent être soutenues par des forces extérieures à l'arcade (extra-orales, intermaxillaires, ou ancrées sur des micro vis), directement lorsque ces forces sont exercées sur le groupe à mobiliser, indirectement lorsque ces forces sont exercées sur le groupe stable en « renfort d'ancrage ».

Nous analysons ces différentes possibilités dans le cadre d'une mécanique conventionnelle et dans le cadre d'une mécanique reposant sur l'emploi de micro vis.

Afin de faciliter la lecture des analyses et des schémas nous raisonnerons toujours sur une arcade maxillaire de classe II2, c'est à dire basculée dans le sens horaire avec supraclusion incisive d'origine maxillaire, avec une DDM associée ayant exigé le sacrifice 14-24. L'objectif thérapeutique est donc le recul-ingression de l'arcade et surtout bien sûr du groupe incisif ou du groupe incisivo-canin, et la bascule antihoraire de cette arcade.

### III.5.2.2. Mécanique conventionnelle

C'est la mécanique classique employée avant l'apparition des micro vis et qui utilise comme forces extérieures à l'arcade seulement des forces extra-orales ou intermaxillaires.

Comme annoncé plus haut nous distinguerons trois mécaniques-types :

- Mécanique globale d'arcade
- Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec lien rigide
- Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans lien rigide

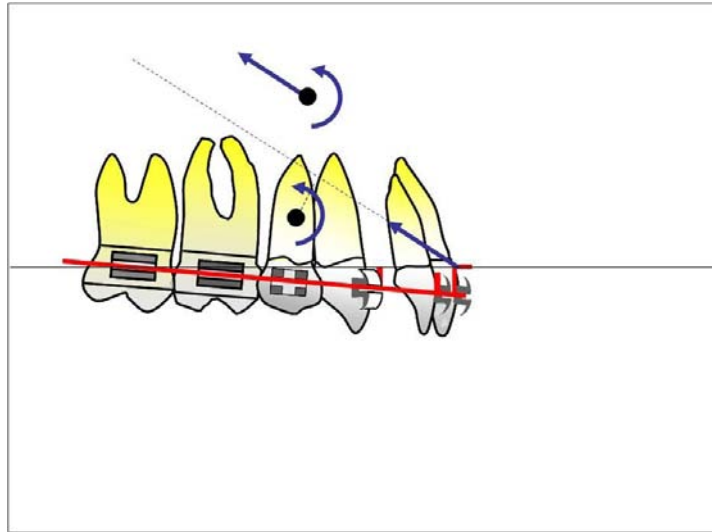
#### III.5.2.2.1. Mécanique globale d'arcade

##### Conditions de définition

L'arcade est solidarisée par un arc lourd (.019x.026 ou full size .022x.028), interdisant tout déplacement dentaire, même minime (vertical, vestibulo-lingual, torque, tipping, rotation axiale) à l'intérieur de l'arcade. Les glissements le long de l'arc sont impossibles soit parce qu'il n'existe pas d'espaces, soit parce que ceux-ci sont maintenus « en

force » (stop soudés mésiaux et distaux aux dents voisines d'un espace d'extraction, coil fermé bloquant cet espace, by-pass avec des steps bien au contact des brackets des dents voisines).

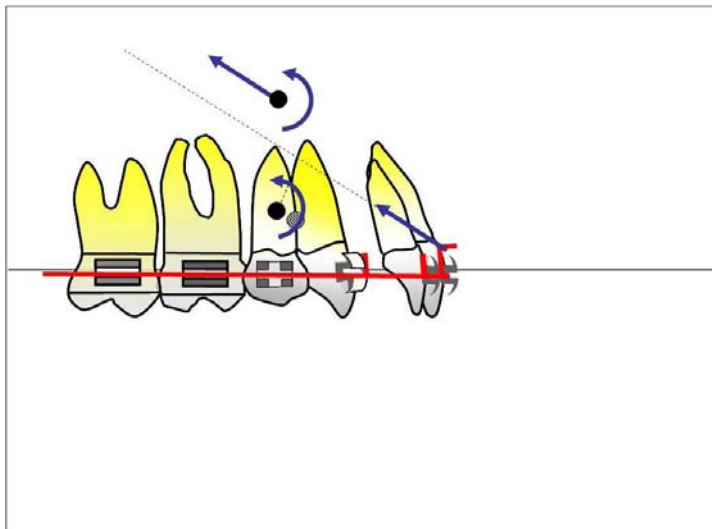
L'arcade ne peut se déplacer en translation comme en rotation que globalement.



**Figure N°42 Mécanique globale d'arcade**

**Figure N°42 a** Analyse de la mécanique par rapport au centre de résistance d'arcade

La bascule d'arcade dépend de la position de l'axe de la force par rapport au centre de résistance d'arcade. L'efficacité de la bascule anti-horaire recherchée dépend de la localisation du point d'application ; les forces directionnelles hautes (HPHG) constituent bien sûr la meilleure option.



**Figure N°42b** Effet : translation en haut et en arrière et rotation antihoraire.

### Analyse (schéma 42a et b).

Une force directionnelle antéropostérieure haute est mise en place sur le secteur incisivo-canin maxillaire (HPHG).

Le centre de résistance à prendre en compte est le centre de résistance de l'arcade globale (sans 14-24).

La résultante est la force elle-même : translation de l'arcade vers le haut et vers l'arrière.

L'axe de la force passe au dessus du centre de résistance, le moment résultant (ici une seule force donc un seul moment) est antihoraire : rotation antihoraire de l'arcade.

La bascule de l'arcade dépend dans une mécanique globale de l'arcade de la position du centre de résistance de l'arcade globale par rapport à l'axe de la force.

Comme corollaire, il est évident qu'une force extra-orale sur arc facial, ancrée sur 16-26 ou 17-27, induira une rotation horaire de l'arcade.

### III.5.2.2.2. Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec lien rigide (glissière)

#### Conditions de définition

L'arcade est solidarisée par un arc lourd (.019x.026), interdisant tout déplacement même minime (vertical, vestibulo-lingual, torque, tipping, rotation axiale). De même toute flexion de l'arc même au niveau des espaces d'extraction est supposée impossible. Les dents sont divisées en deux groupes le groupe stable que l'on souhaite mobiliser au minimum et le groupe mobile des dents à déplacer. Les dents de chaque groupe sont solidarisées mais non obligatoirement jointives (le groupe stable peut comporter par exemple les 4 incisives et 5-6-7 solidarisées à distance, dans une étape de recul canin). Les glissements le long de l'arc sont possibles et soigneusement contrôlés, ils permettent le déplacement d'un groupe par rapport à l'autre.

#### Clinique

Ce dispositif est très largement utilisé dans les mécaniques de glissement (basées en général sur des brackets ayant une gorge de .022).

- Il peut concerner les déplacements des dents extrêmes : groupe incisif, groupe incivo-canin, groupe molaire, groupe seconde prémolaire-molaire. Le reste de l'arcade constituant l'ancrage stable.
- Il peut concerner les déplacements des dents intermédiaires : canines ou prémolaires. Le second groupe dentaire, groupe stable étant constitué par les dents antérieures et postérieures solidarisiées « a distance ».

### Analyse mécanique

Un tel système est une liaison, de type glissière, et nous l'analyserons comme tel.

Une liaison est un système mécanique qui limite le nombre de degrés de liberté d'un solide matériel (exemple : charnière, rotule, articulation de Cardan, glissière). La glissière, liaison la plus simple libérant seulement un degré de liberté, la translation, se retrouve dans le tiroir de l'armoire ou dans le wagonnet sur un rail.

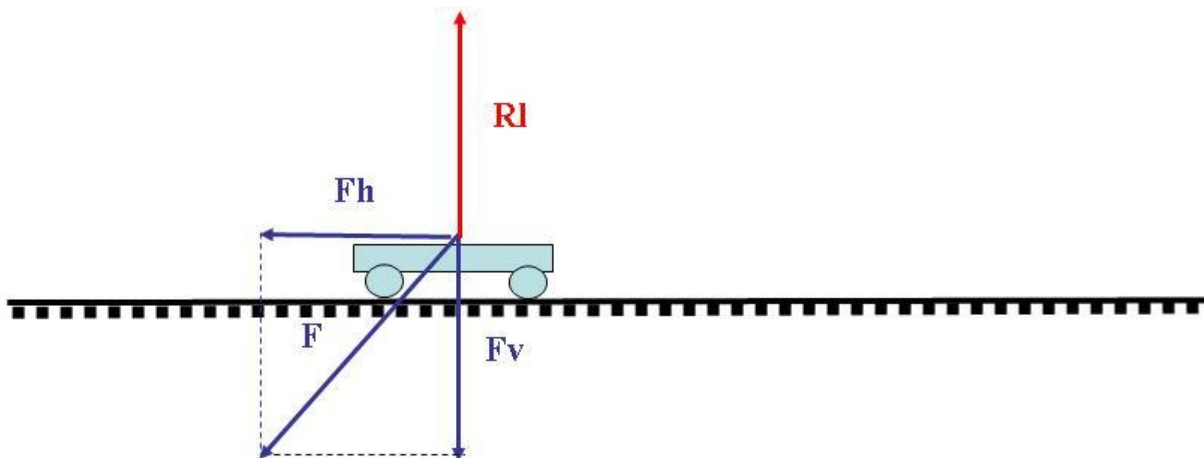


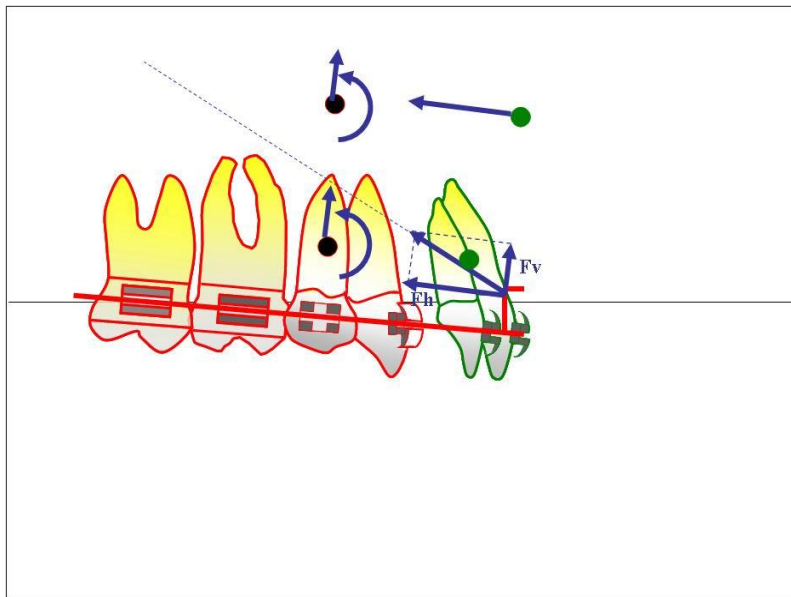
Figure N°43 Mécanique du solide lié : glissière

$F_h$  : composante compatible avec la liaison : déplacement

$F_v$  : composante incompatible avec la liaison : compensée par la résistance de la liaison,  $R_l$ , ou bien déplacement du système (ici le rail).

Pour analyser un tel système on décompose la force appliquée sur le wagonnet ou le tiroir (Fig. N° 43) :

- les composantes « compatibles avec la liaison (dans ce cas parallèle à la glissière) provoquent le déplacement compatible : c'est à dire le déplacement du wagonnet ou du tiroir, sur le rail ou dans sa glissière.
- les composantes incompatibles (perpendiculaires au rail ou à la glissière) se heurtent à la résistance de la liaison. Leur effet concerne le dispositif complet : le rail peut se déplacer légèrement ou même se briser.



**Figure N°44 Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec liaison rigide (glissière), soutenue directement par une force appliquée sur le secteur « mobile »**

**Figure N°44a Analyse de la mécanique :**

**Fh compatible avec la liaison détermine le glissement**

**Fv incompatible provoque une ingresson et une rotation antihoraire de l'arcade globale**

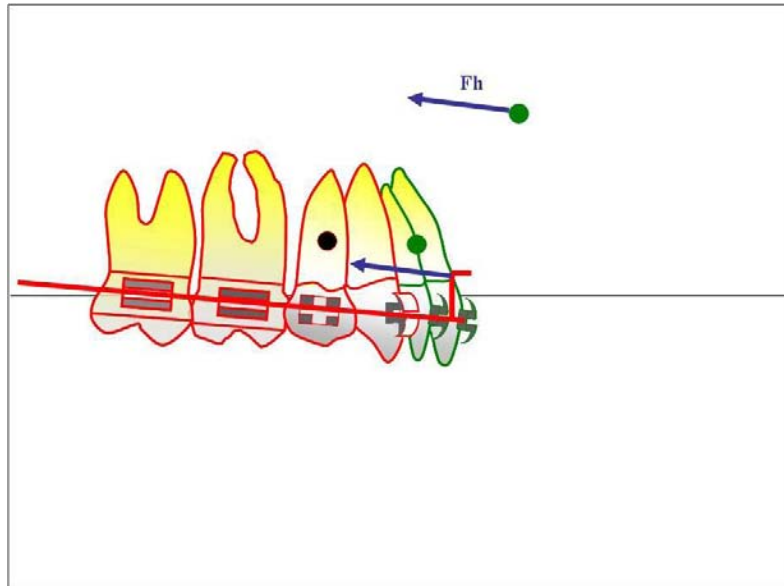


Figure N°44b Glissement

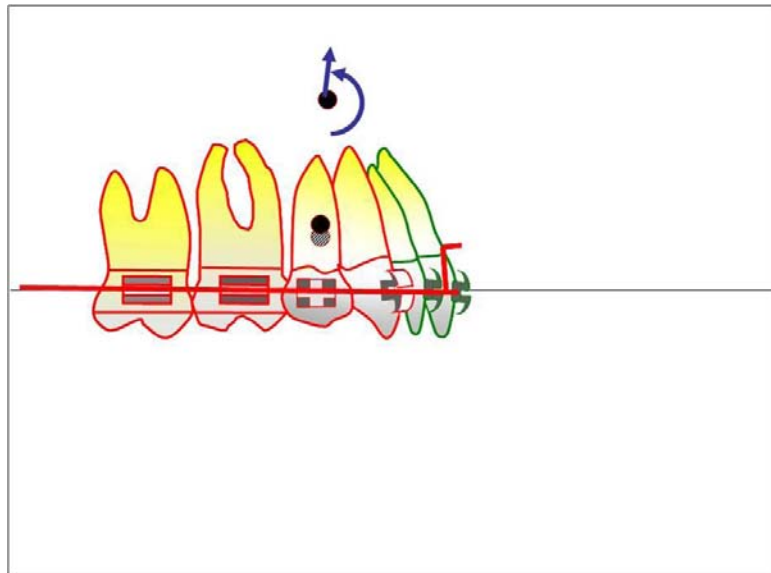


Figure N°44c Ingression et rotation antihoraire de l'arcade globale.

Analyse clinique (Fig. N° 44 a, b et c) :

La force active est en général appliquée sur le groupe dentaire à mobiliser, mais elle peut aussi être appliquée en « renfort d'ancrage » sur le groupe stable.

Toujours devant la même situation clinique, la force directionnelle appliquée sur le secteur antérieur se décompose en une force parallèle à l'arc,  $F_h$ , compatible avec la liaison, et une force perpendiculaire à l'arc,  $F_v$ , incompatible.

Fh détermine le mouvement interne à l'arcade, le déplacement mettra en cause seulement la résistance du groupe incisivo-canin (5.75 unités de ancrage).

Fv se heurte à la résistance globale de l'arcade : pour déterminer son effet nous raisonnons en mécanique globale de l'arcade (centre de résistance de poids 15.25 unités de ancrage, situé au niveau de 15-25, à 18.8mm de 11-21, soit à 15mm de l'ancrage de la force directionnelle, entre 11-21 et 12-22).

L'arcade connaît donc une résultante générale verticale et faible intensité, Fv, et un moment résultant antihoraire fort Fvx15mm. Elle se déplace très légèrement vers le haut et effectue surtout une bascule antihoraire.

D'une manière générale, l'effet sur l'arcade dépend dans ce type de mécanique

1° de l'orientation de la force par rapport à l'arc, ou à la ligne de l'arcade : force vers le haut ou vers le bas,

2° de la position du point d'application par rapport au centre de résistance de l'arcade globale.

### III.5.2.2.3. Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans lien rigide

#### Conditions de définition

La liaison entre les groupes dentaires mobile et stable est insuffisamment rigide :

- Soit parce que la section de l'arc est insuffisante
- Soit parce que la portion de l'arc fléchissante est très importante (site d'extraction très ouvert)
- Soit parce qu'il existe des boucles importantes qui augmentent la longueur des segments fléchissants
- Soit parce que la traction de rapprochement est très importante, et donc capable de fléchir l'arc.

Soit pour plusieurs de ces raisons simultanément.

Rappelons que une boucle de type « key loop » ou « goutte d'eau », introduite dans un espace canine-prémolaire par exemple, vise à augmenter la longueur des segments fléchissants en ouverture-fermeture, dans un facteur 2.5 à 3 (selon la taille de la boucle et sa forme). Mais ces secteurs fléchissants interviennent aussi dans la flexion

transversale ou verticale. Ainsi un arc .019x.026 acier adopte, par adjonction d'une boucle de fermeture, le comportement d'un fil rond .018 acier, voire nitinol (annexe VI) en flexion dans un parallèle à l'arcade ou dans un plan horizontal.

### Analyse mécanique

L'analyse mécanique d'un tel système exige la prise en compte de deux groupes séparés, avec chacun son centre de résistance et sa valeur d'ancrage.

Entre ces deux groupes un ressort exerce une action complexe, qui peut très souvent être schématisée par une simple action de séparation ou d'ouverture, ou bien de rapprochement ou de fermeture.

Bien sûr, sur le groupe mobile comme sur le groupe stable, peuvent se exercer des forces extérieures à l'arcade (extra-orales ou intermaxillaires).

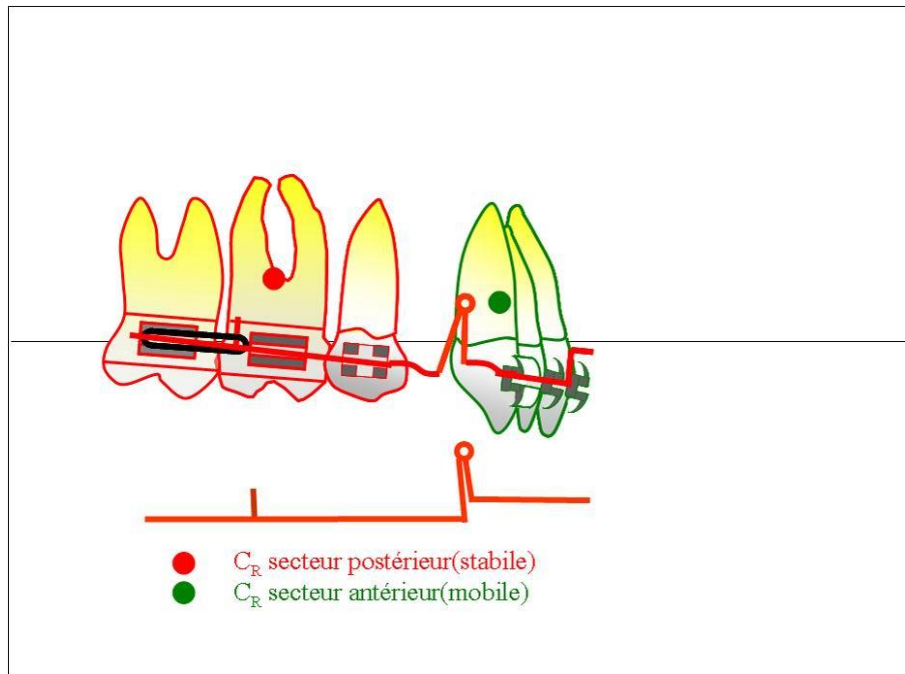


Figure N°45 Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans liaison rigide.

Figure N°45a Analyse de la mécanique :

Toute la mécanique repose sur les déterminations des centres de résistance des groupes de dents solidarisées.



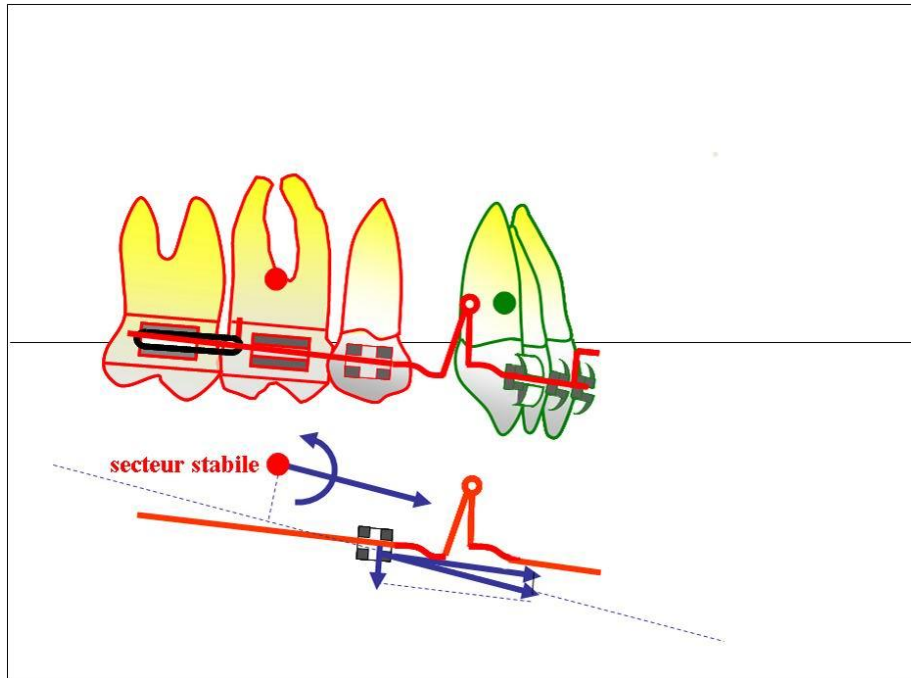


Figure N°45b Le secteur postérieur ou stable, subit une traction en avant et légèrement vers le bas, ainsi qu'une forte version en avant (tip forward).

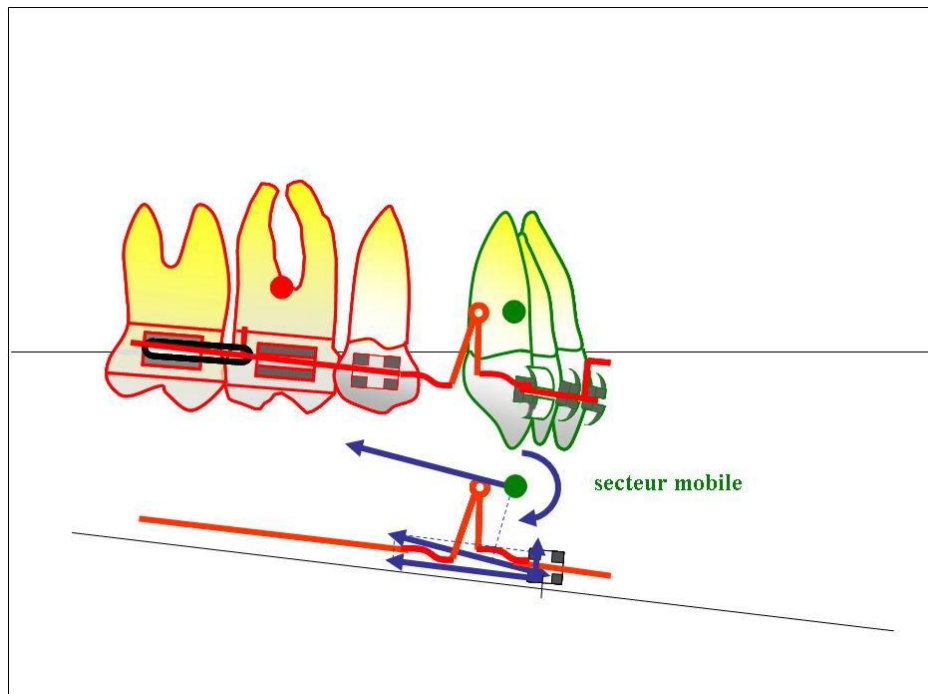


Figure N°45c : Le secteur antérieur ou mobile, subit une translation de recul fort et de légère ingression, ainsi qu'une forte palato-version.

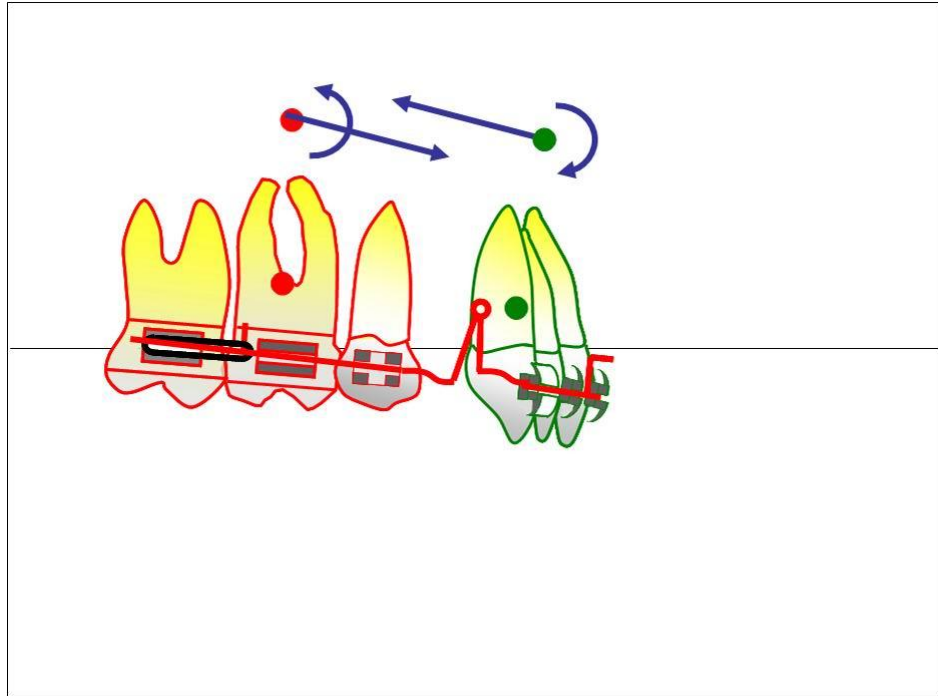


Figure N°45d Situation de départ et mécanique

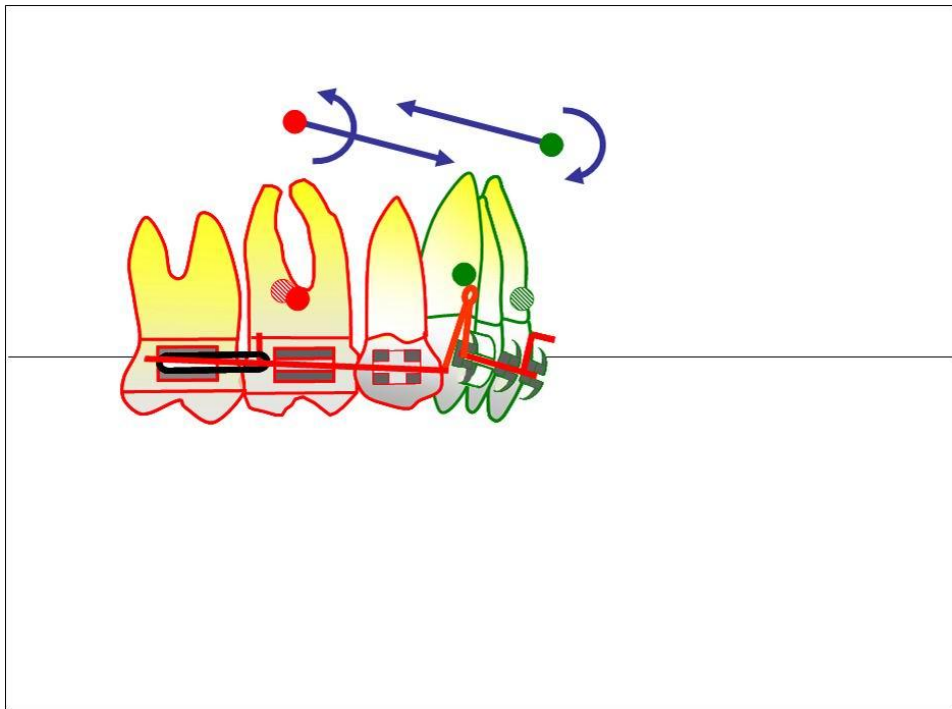


Figure N°45e Effet

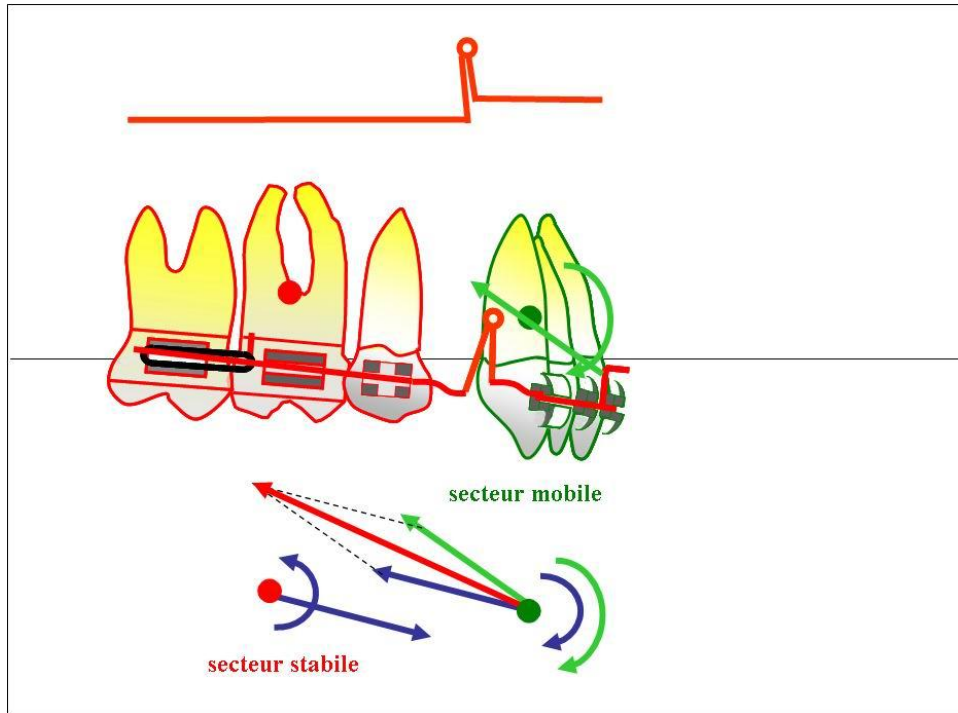


Figure N°45f Mécanique soutenue directement par une force appliquée sur le secteur « mobile ». (L'action globale est la somme des actions de l'arc (bleu) et de la force extra-orale (vert))

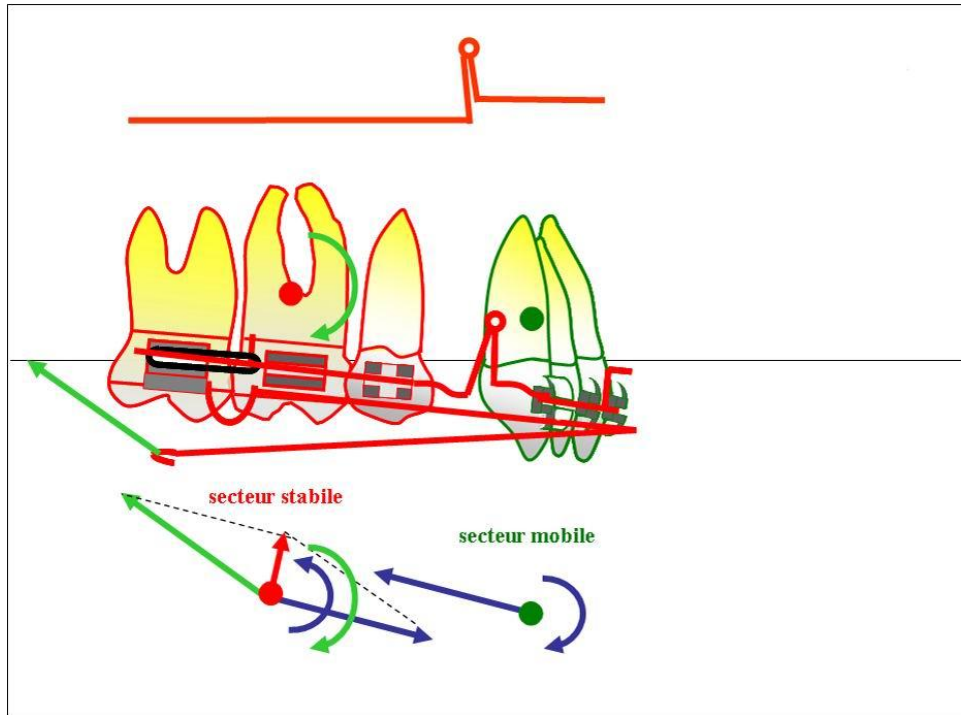


Figure N°45g Mécanique soutenue indirectement par une force appliquée sur le secteur « stable », ou renfort d'ancrage (L'action globale est la somme des actions de l'arc (bleu) et de la force extra-orale (vert)).

#### Analyse clinique (Fig. N° 45 a, b, c, d, e, f et g) :

Les dispositifs de recul incisif ou incisivo-canin, comme les dispositifs de perte d'ancrage sur les groupes molaires utilisant des boucles de fermeture, doivent se analyser de cette manière.

Si nous étudions une mécanique de recul ingression incisivo-canin (45a), employant un arc à boucles, avec des steps ingressifs sur le secteur antérieur. La boucle exerce de part et d'autre des forces de rapprochement et d'ingression (antérieure)-égression (postérieure) (45b et 45c).

L'analyse mécanique est conduite en utilisant les centres de résistance des deux groupes.

On notera l'égression-avancée du groupe stable et le recul-ingression du groupe mobile plus important du fait de la différence de poids des ancrages (9/5.25). On notera aussi la rotation antihoraire du secteur postérieur et le rabitting du groupe antérieur.

Une force directionnelle haute peut être appliquée sur le groupe antérieur (45f). Son effet se analyse par rapport au centre de résistance du groupe antérieur et se ajoute à l'effet précédent, renforçant le recul-ingression et le rabitting.

Une force extra-orale sur arc facial peut être appliquée sur le secteur postérieur, en « renfort de ancrage » (45g). Son effet se analyse par rapport au centre de résistance du groupe postérieur ; il contrecarre les effets de la boucle en introduisant une ingression-recul et une rotation antihoraire.

#### III.5.2.2.4. Mécanique intra-arcade ou sectorielle mixte :

Nous avons envisagé plus haut deux modèles extrêmes : en (III.5.2.2.2.) une glissière parfaite, sans flexion de l'arc et en (III.5.2.2.3.) deux blocs dentaires indépendants reliés par un ressort de rapprochement et une rigidité transversale de l'arc minime.

Le modèle de la glissière se appliquera de autant plus parfaitement que :

- la section de l'arc est suffisante
- la portion fléchissante de l'arc est faible (site de extraction déjà partiellement fermé ou diastème réduit)
- il n'y a pas de boucles de fermeture importantes (mécanique de glissement)
- la traction de rapprochement est modérée, et donc incapable de fléchir l'arc
- l'ancrage du groupe mobile est faible, ce qui limite la contrainte fléchissante sur l'arc (liée au rabitting que tend à provoquer le recul antérieur) : modèle théorique encore plus valable pour un recul canin ou un recul incisif que pour un recul incisivo-canin.
- l'élément mobile est intermédiaire et non pas terminal : le modèle théorique se appliquera mieux dans une perte de ancrage sur 36-46 que sur 37-47.

En clinique on rencontrera parfois des situations intermédiaires ou mixtes.

### III.5.2.3. Mécanique reposant sur l'emploi de micro vis

Il est frappant de voir comment les orthodontistes criblent leurs patients de micro vis, sans trop réfléchir à la mécanique.

La majeure partie de la littérature s'intéresse aux différents modèles de vis, aux méthodes d'insertion, aux pourcentages d'échec

Les analyses mécaniques sont très rares.

La mise en œuvre d'une mécanique appropriée pour une étape thérapeutique donnée est très rarement discutée (choix du site d'insertion / type d'ancrage sur l'arc ou sur les dents/ mécanique globale ou sectorielle, de type glissière ou sans liaison rigide / action directe sur le groupe mobile ou renfort d'ancrage sur le groupe stable ..)

Le protocole complet intégrant les micro vis au plan de traitement global n'est pas encore publié : choix du site et mise en place, technique d'utilisation, modification de la mécanique dans le cursus thérapeutique, déplacement de la micro vis avec nouvelle mécanique, dépose des micro vis

La plupart des cas présentés sont des cas extrêmes, qui remplissent d'admiration pour la prouesse réalisée mais ont peu de valeur pédagogique

Comme précédemment nous distinguerons trois mécaniques-types :

- Mécanique globale d'arcade
- Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec lien rigide
- Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans lien rigide

#### III.5.2.3.1. Mécanique globale d'arcade

##### Conditions de définition et analyse mécanique

Les conditions d'application, c'est à dire l'existence d'une arcade parfaitement solidarifiée, sans mouvements internes, et l'analyse mécanique utilisant l'ancrage global et le centre de résistance de l'arcade complète, restent d'actualité (cf. en III.5.2.2.1.)

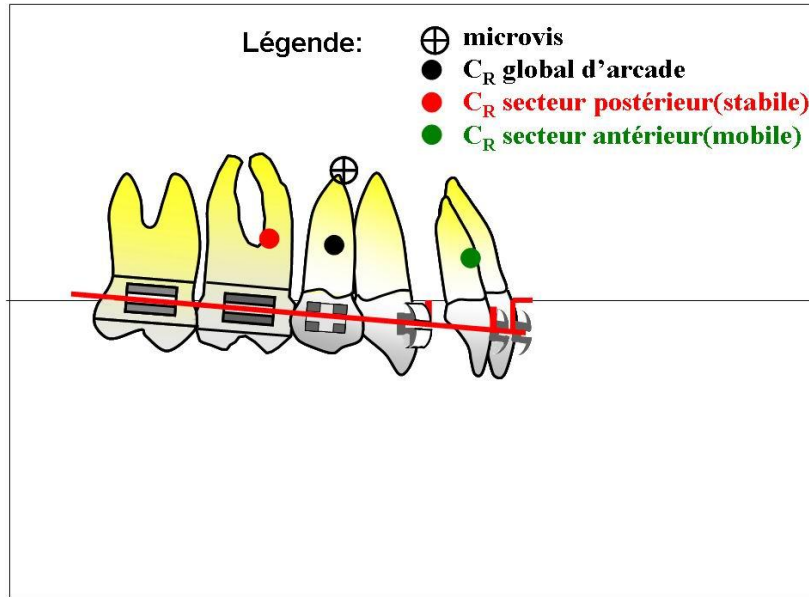


Figure N°46 Micro vis : Mécanique globale d'arcade.  
 Figure N°46a Légende.

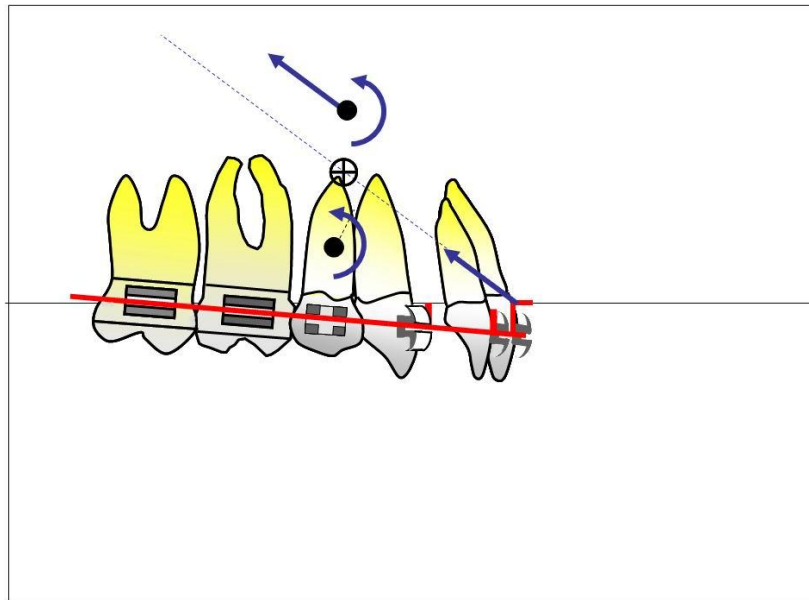


Figure N°46b Analyse mécanique.

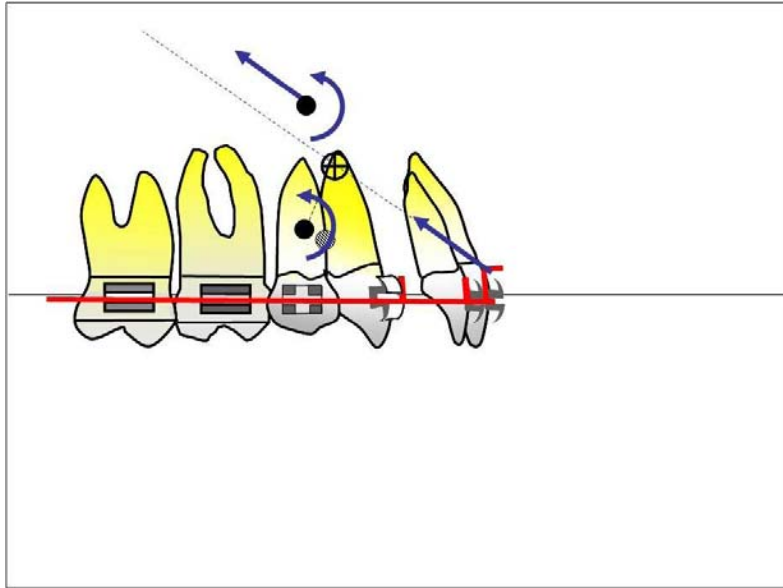
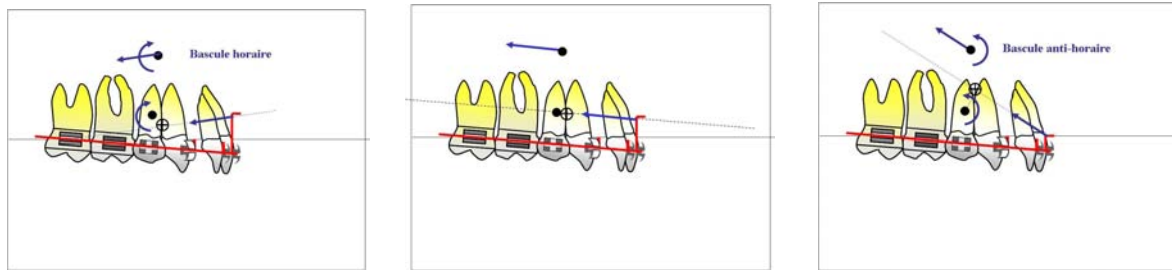


Figure N°46c Effet clinique : Ingression-recul et rotation antihoraire de l'arcade globale.



**Différents situations possibles :**

**La bascule d'arcade dépend du niveau relatif**

**Centre de résistance d'arcade/axe micro vis-ancrage sur l'arc (axe de la force)**

**La translation d'arcade dépend du niveau relatif**

**Ancrage sur l'arc / micro vis**

**46d : bascule horaire - 46e : translation pure - 46f : bascule antihoraire**

### Analyse clinique (Fig. N°46 a, b, c, d, e et f)

Les schémas (46a, b et c) montrent le principe de l'analyse clinique : Avec une arcade solidarisée, une micro vis haute et située juste en mésial de la racine des 15-25 et un ancrage sur l'arc, bas et antérieur, la force exercée directement à partir de la micro vis aura une action d'ingression-recul et de bascule antihoraire.

En déclinant les différentes positions respectives de la micro vis, de l'ancrage sur l'arc et du centre de résistance de l'arcade globale (46d, 46e et 46f), on peut choisir sa mécanique.



On se rappellera que :

**La bascule d'arcade dépend du niveau relatif**

**Centre de résistance d'arcade/axe micro vis-ancrage sur l'arc (axe de la force)**

**La translation d'arcade dépend du niveau relatif**

**Ancrage sur l'arc / micro vis**

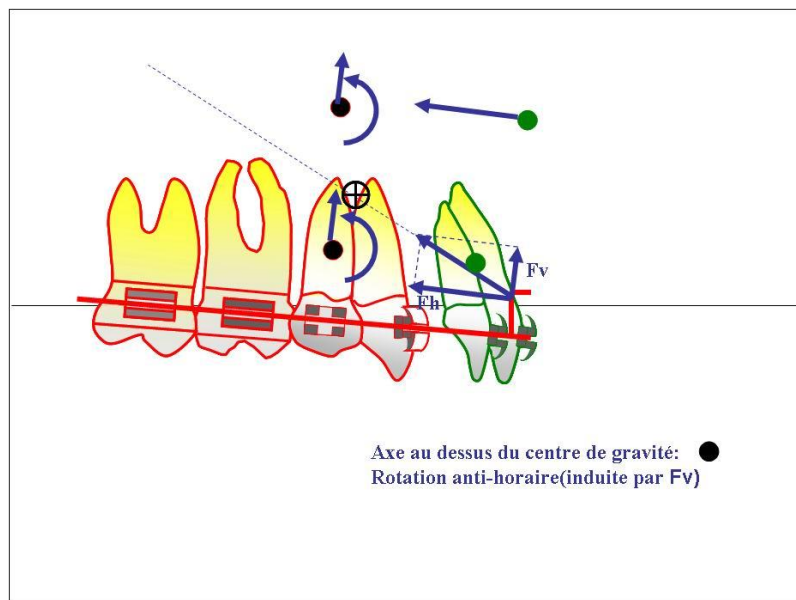
### III.5.2.3.2. Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec lien rigide (glissière)

#### Conditions de définition et analyse mécanique

Les conditions mécaniques sont celles définies au paragraphe III.5.2.2.2. ; Il existe une glissière parfaitement rigide qui permet seulement au groupe « mobile » de se déplacer par rapport au groupe stable.

L'analyse sépare les composantes parallèles à la glissière, qui induisent les translations ou le « jeu » de la glissière, et les composantes incompatibles, qui se heurtent à la résistance globale de la glissière, c'est à dire de l'arcade.

#### III.5.2.3.2.1. Force exercée directement sur l'élément mobile



**Figure N°47 Micro vis : Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec liaison rigide (glissière)**

**Force exercée directement sur l'élément mobile.**

**Figure N°47a Analyse mécanique**

**Fh : composante horizontale compatible avec la liaison (liaison glissière) :**

Elle provoque le mouvement de translation pure

Elle se heurte à la résistance globale du groupe ou valeur d'ancrage du groupe

**Fv : composante verticale incompatible avec la liaison :**

Elle ne provoque pas de mouvement

Elle se heurte à la résistance globale de la liaison c'est à dire à la valeur d'ancrage de l'arcade

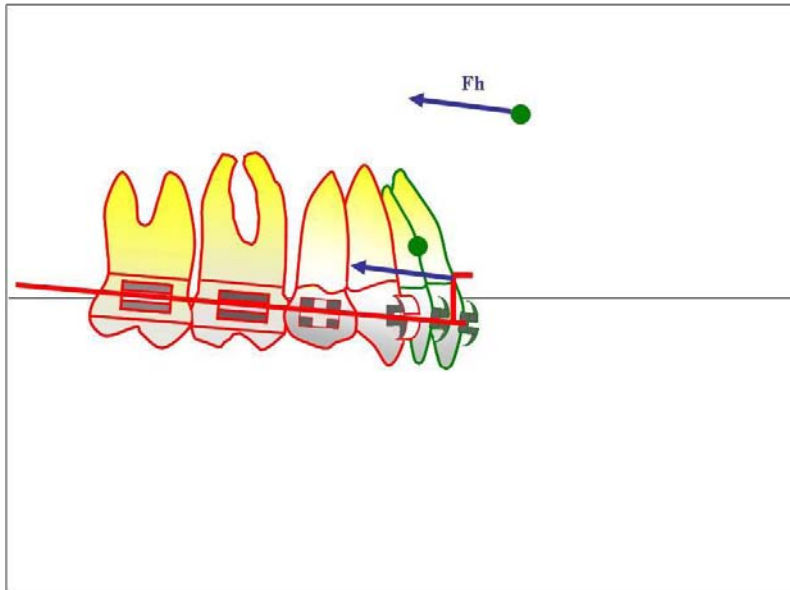


Figure N°47b Effet de Fh seule : composante horizontale compatible avec la liaison : mouvement distalant (effet essentiellement recherché)

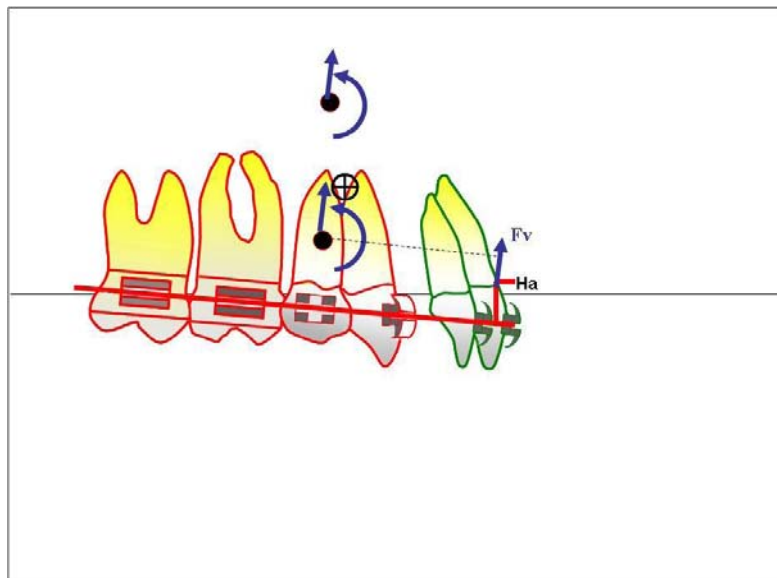


Figure N°47c Fv: composante verticale incompatible avec la liaison : elle provoque le déplacement global d'arcade: résultante: Fv et moment résultant:  $Fv \times Cr-Ha$

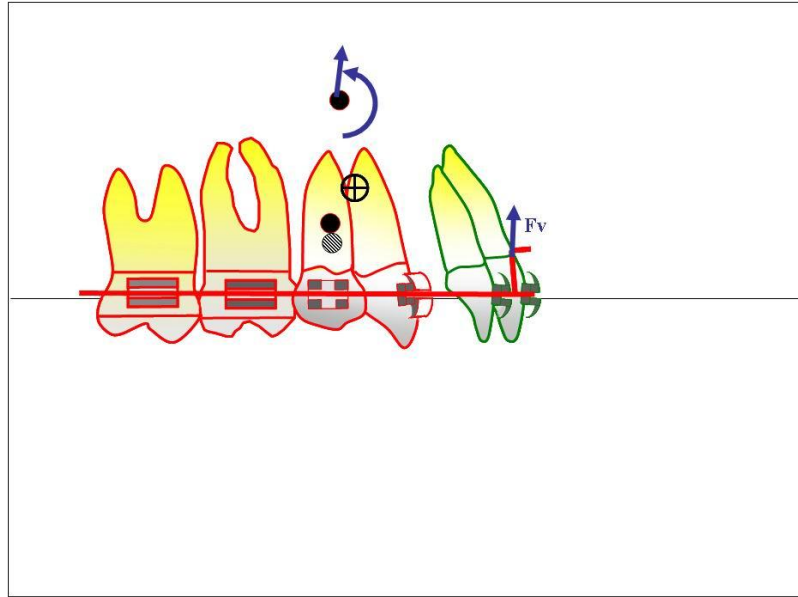


Figure 47d Effet de Fv seule

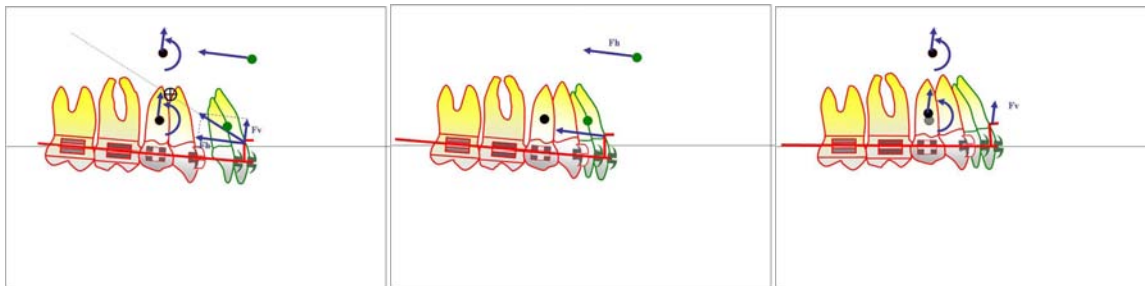


Figure N°47 e, f et g Effet global : Effets successifs de Fh et de Fv

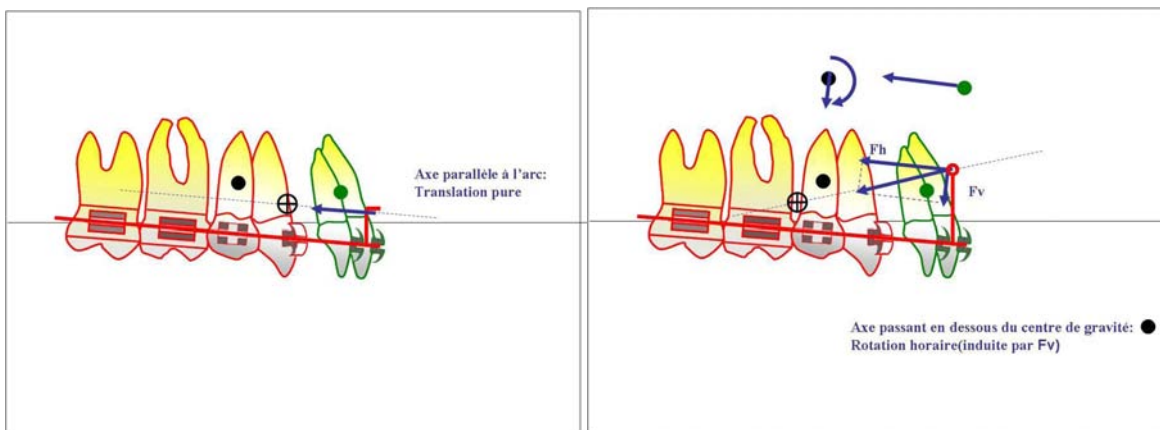


Figure N°47h et i : Autres situations possibles : translation pure, rotation horaire.  
 La bascule d'arcade dépend du moment créé par la composante normale à l'arc, Fv, par rapport au centre de résistance de l'arcade globale, Cr.

Analyse clinique (Fig. N° 47 a, b, c, d, e, f, g, h et i)

Les schémas illustrent le principe de l'analyse clinique : Avec une arcade solidarifiée par un arc 019x026, sauf pour le glissement resté libre le long de l'arc, une micro vis haute et située juste en mésial de la racine des 15-25 permet d'exercer directement sur le bloc incisif une force de recul haute.

La composante parallèle de l'arc assure le recul incisif, sous réserve de la résistance globale du groupe

La composante verticale entraîne une légère ingression et un fort recul ; elle est aussi responsable de la bascule antihoraire de l'arcade.

En modifiant les différentes positions respectives de la micro vis, de l'ancrage sur l'arc et du centre de résistance de l'arcade globale (47h et 47i), on peut choisir sa mécanique.

On retiendra que:

**La bascule de l'arcade dépend du moment créé par la composante normale à l'arc/micro vis**

**La translation verticale de l'arcade dépend du sens de cette composante verticale.**

### III.5.2.3.2.2. Force exercée sur l'élément stable en « renfort d'ancrage »

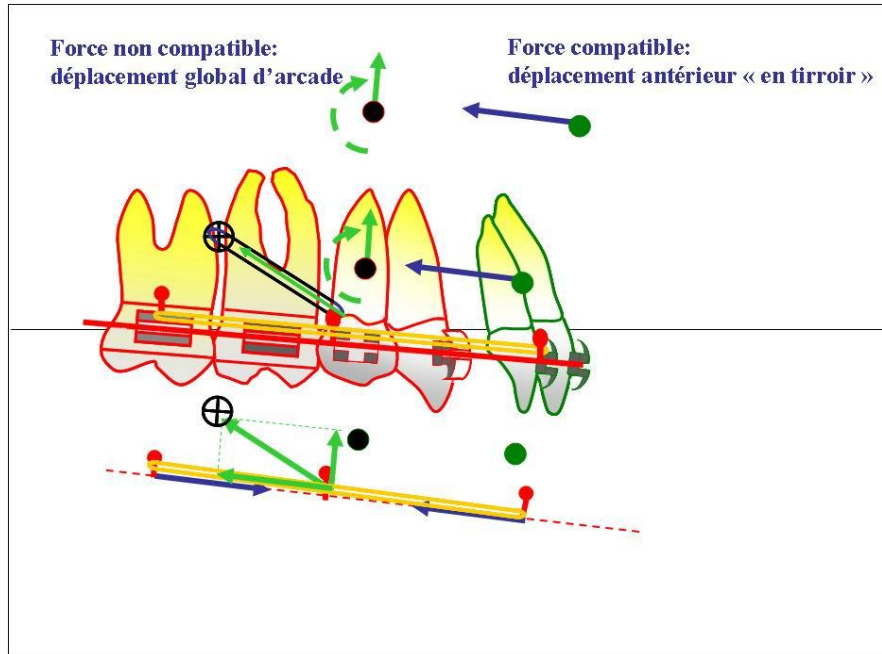


Figure N°48 Micro vis : Mécanique intra-arcade ou sectorielle avec liaison rigide (glissière)

Force exercée indirectement sur le secteur « stable », ou renfort d'ancrage.

Figure N°48a Analyse mécanique : mécanique intra-arcade de rapprochement (module élastomérique) et « renfort d'ancrage » par micro vis sur le secteur postérieur.

La composante parallèle à l'arc de la tension de la ligature métallique solidarissant la microvis à l'arc, équilibre exactement la force de rapprochement.

La composante perpendiculaire, « verticale », agit sur l'ensemble de l'arcade.

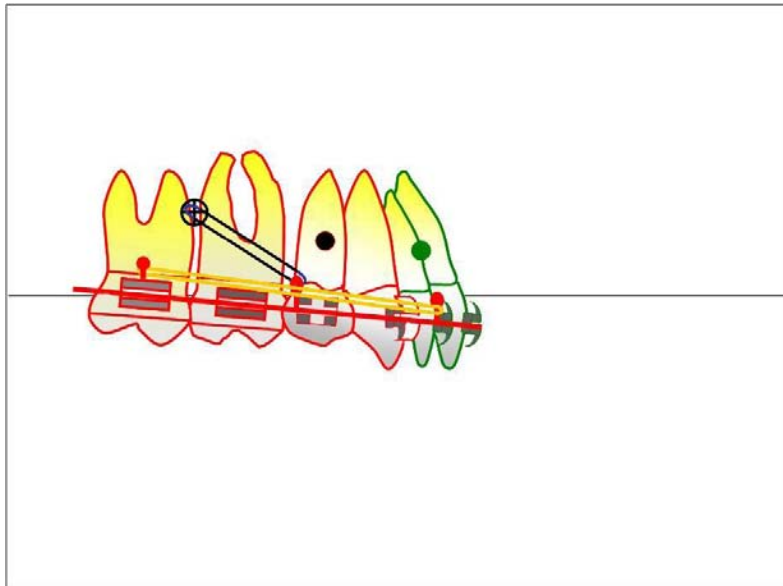


Figure N°48b Effet mécanique :

Recul du « tiroir » antérieur

Légère ingression d'arcade et pratiquement pas de bascule : Intérêt de l'ancrage sur 15 (proche du centre de résistance d'arcade)

### Analyse clinique (Fig. N° 48a et b)

La micro vis mise en place entre 6 et 7, est solidarisée au bracket de 5 par une ligature métallique.

Les forces de rapprochement (module élastomérique ici) sont parallèles à l'arc. La force mésialante sur l'élément stable est compensée par la composante de la tension de la ligature métallique parallèlement à l'arc. L'arcade tend à se déplacer très légèrement dans le sens vertical (composante verticale de la tension) et à basculer dans le sens horaire encore plus faiblement puisque le point d'application sur la seconde prémolaire correspond pratiquement au centre de résistance de l'arcade.

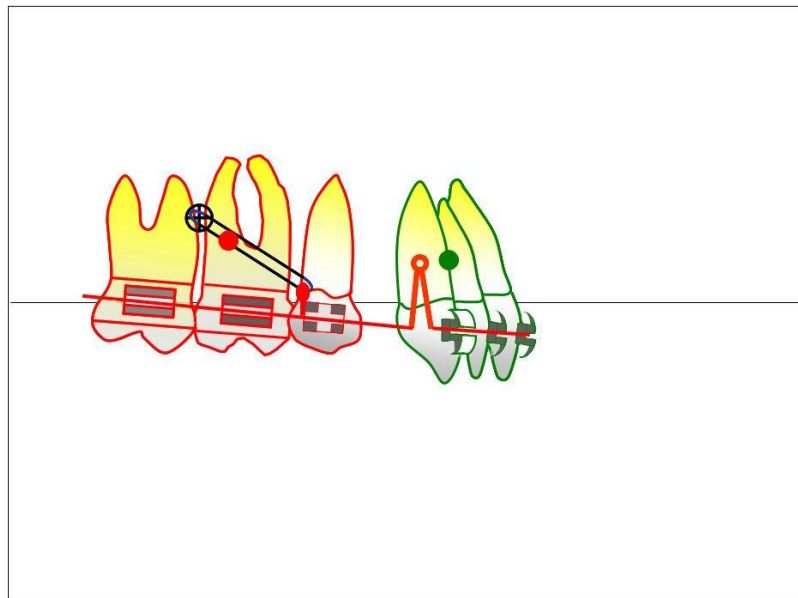
### III.5.2.3.2.3. Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans lien rigide

#### Conditions de définition et analyse mécanique

Comme au paragraphe (III.5.2.2.2.3) la liaison entre les groupes dentaires mobile et stable est insuffisamment rigide

L'analyse mécanique passe ici aussi par la prise en compte de deux groupes d'ancrage séparés. Le ressort qui les relie peut être assimilé à une simple action d'ouverture, ou de fermeture.

Directement sur le groupe mobile ou indirectement sur le groupe stable, s'exercent des forces ancrées sur des micros vis.



**Figure N°49 Micro vis : Mécanique intra-arcade ou sectorielle sans liaison rigide, soutenue indirectement par une force appliquée sur le secteur « stable », ou renfort d'ancrage, associée à une mécanique intra-arcade de recul du secteur antérieur (mobile).**

**Figure N°49a Mécanique en place**

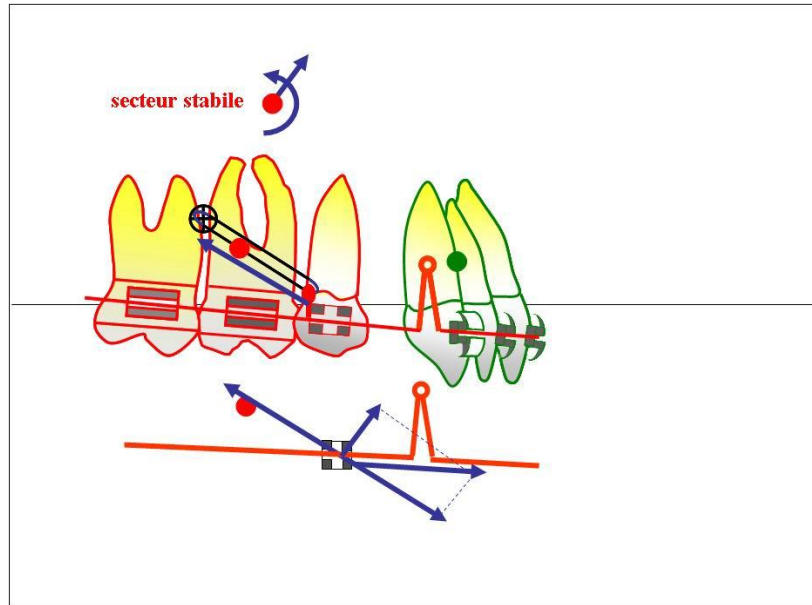


Figure N°49b Analyse des effets sur le secteur stable

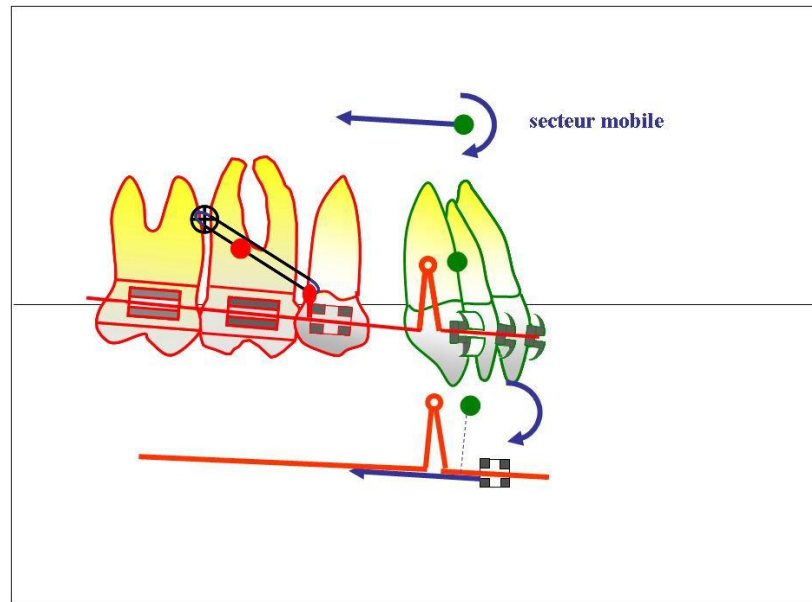


Figure N°49c Analyse des effets sur le secteur mobile

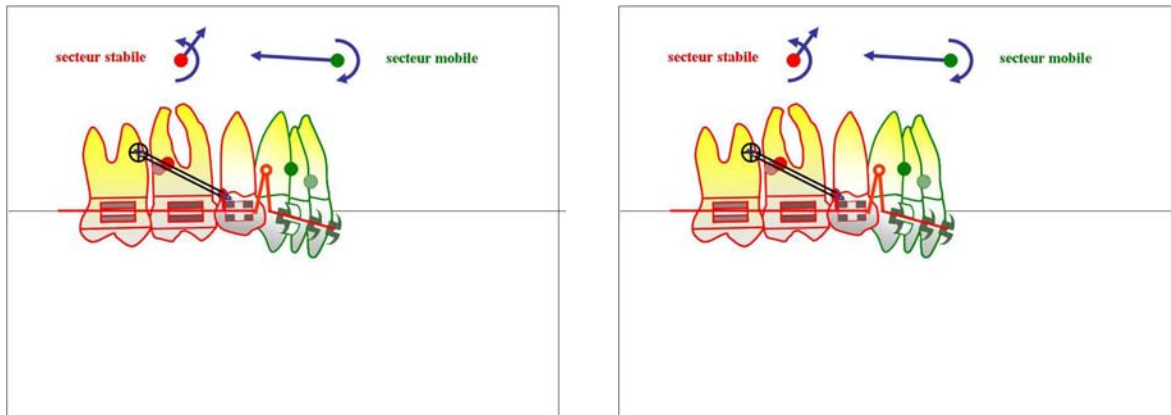


Figure N°49d et e Film des effets simultanés antérieur et postérieur.

#### Analyse clinique (Fig. N° 49a, b, c, d et e) :

Un arc de faible section avec une boucle de fermeture dans le space d'extraction 14-24 est activé en vue d'un recul incisivo-canin. Une micro vis haute et située entre première et seconde molaire est solidarifiée aux brackets des 15-25 par une ligature métallique en chaîne, dans une intention de renfort d'ancrage.

Le groupe stable est soumis à deux forces : la tension de la ligature métallique et la traction mésialante de la boucle. Cette dernière se décompose en une composante parallèle à la ligature métallique et une composante perpendiculaire. La première est contrecarrée par une tension du fil exactement égale. La résultante des forces appliquées au groupe stable est donc simplement la composante de la force de la boucle perpendiculaire à l'axe de la ligature métallique. Ce groupe subit surtout une rotation de tip forward (rotation anti-horaire), et une très légère ingressio avancée (49b).

Le groupe mobile reçoit simplement la force distalante de la boucle : il subit un fort mouvement de rabbiting et de recul (49c).

#### III.5.2.4. Conclusion

Certains envisagent l'emploi des micro-vis d'une manière simpliste : je mets une micro vis à droite de la dent si je dois la déplacer à droite, une autre au dessus si je dois l'ingresser, une autre devant si je dois l'avancer etc. ; ils multiplieront ainsi les micro vis nécessaires et risquent de transformer leurs patients en Saint Sébastien de l'époque moderne !



Si les micro vis constituent pour l'orthodontie un instrument remarquable, elles doivent être utilisées avec tact et mesure ; leur emploi ne nous prive donc pas de la réflexion mécanique qui doit précéder tous nos actes, il la rend même peut-être plus complexe. L'étude théorique, l'expérimentation, les leçons tirées de la clinique permettront seuls de rationaliser l'emploi des vis et de l'inscrire dans des protocoles standard optimisés.

## **IV. CONCLUSION**

A l'heure où l'orthodontie a de plus en plus recours aux ancrages « absolus », il semble intéressant de faire le point sur l'ancrage dentaire.

Chaque traitement nécessite une évaluation précise des forces nécessaires pour obtenir le mouvement désiré aussi bien que l'ancrage nécessaire pour supporter ces forces.

La plupart des systèmes d'ancrage conventionnels comprennent des forces extra-orales ou des élastiques intra-oraux qui requièrent une importante coopération du patient.

Les patients adultes refusent d'ailleurs souvent un traitement orthodontique à cause des impératifs esthétiques liés à ces dispositifs.

L'ancrage squelettique mini-implantaire apparaît comme une réponse à ces inconvénients sans pour autant négliger les objectifs thérapeutiques finaux. Il permet aussi éventuellement de mettre en place des mécanismes à une seule arcade voir à un segment d'arcade.

La première et deuxième partie de ce travail a permis d'exposer les connaissances actuelles concernant l'ancrage et la biomécanique en orthodontie. En effet l'ancrage stable dentaire restera essentiel tant que les micros vis ne seront pas un instrument systématique présent dans toute thérapeutique multi attache. Par ailleurs l'ancrage dentaire contrôle seul les composantes non parallèles à la direction de la traction exercée par la vis. Enfin l'ancrage mobile conditionne toute la mécanique avec comme sans micro vis.

L'utilisation du scanner 3D et des logiciels C2000-Cépha et Cépha3DT, a permis dans la troisième partie expérimentale, de proposer, à travers la notion de volume radiculaire, des nouveaux coefficients unitaires d'ancrages dentaires en premier temps ; ensuite des valeurs d'ancrages des groupes dentaires classiquement mobilisés en mécanique orthodontique, et de préciser la localisation des centres de résistances des différents groupes en deuxième temps.

Les résultats présentés faciliteront bien, nous l'espérons, la mise en œuvre de la mécanique orthodontique et préserveront les praticiens de effets iatrogènes inattendus.

L'étude de la mécanique globale de arcade, et les mécaniques sectorielles, avec ou sans liaison rigide entre les groupes stable et mobile, ceci dans le cas d'emploi de forces extra-orales ou dans le cas d'emploi de micro vis illustre l'intérêt de cette étude des ancrages.

Les systèmes mini-implantaires apportent donc une aide considérable dans nos thérapeutiques avec des résultats prévisibles et reproductibles. Néanmoins il ne faut pas perdre de vue qu'ils ne restent qu'un moyen pour atteindre nos objectifs et que leur contribution doit se faire dans le cadre d'une réflexion qui prend en considération les principes biomécaniques fondamentaux.

Les mini-implants ne sont en effet pas une révolution philosophique mais technique

# **V. ANNEXE**

**Annexe I**

Un parabolôïde de révolution est le solide engendré par une parabole d'équation  $y=ax^2$  (a est un paramètre) tournant autour de son grand axe (axe Oy).

L'origine O est ici l'apex ou extrémité de la racine.

Au niveau du collet on peut écrire :

$$l=ar_m^2$$

$x=r_m$ , rayon radiculaire cervical égal au demi-diamètre radiculaire moyen

$y=l$ , longueur de la racine.

Un calcul intégral simple donne :  $V=\pi l^2/2a =\pi l.r_m^2/2$

**Annexe II**

Le volume élémentaire d'une « tranche » de racine s'écrit :

$$dv = \pi x^2 . dy = \pi x^2 . 2ax dx$$

En intégrant de  $x= 0$  à  $x= r_m$  :  $\int ydv = ax^2 . \pi x^2 . 2ax dx = \pi . 2 a^2 . x^5 dx$

On obtient :

$$\int ydv = \pi . 2a^2 . r_m^6 / 6$$

Et en divisant par le volume, on trouve l'ordonnée du centre de gravité,  $y_G$

$$y_G = 2/3 . l$$

**Annexe III**

La surface élémentaire d'une "tranche" de parabolôïde de révolution, toujours dans l'hypothèse d'une parabole d'équation  $y= ax^2$ , s'écrit :

$$ds = 2\pi \sqrt{(1+4a^2x^2)} . dx$$

Par intégration de  $x=0$  à  $x= r_m$ , on trouve la surface totale du parabolôïde (h, longueur radiculaire et  $r_m$ , rayon moyen radiculaire au collet) :

$$S= \pi r_m^4 / 6h^2 . \{ (1+4h^2/r_m^2)^{3/2} - 1 \}$$

**Annexe IV**

$D = U \cdot V /  U  =  V  \cos \theta,$
où $\theta$ désigne l'angle entre les vecteurs U et V
$U \cdot V = u_x v_x + u_y v_y + u_z v_z$
$ U  = \sqrt{u_x^2 + u_y^2 + u_z^2}$
$D = U \cdot V /  U  = (u_x v_x + u_y v_y + u_z v_z) / \sqrt{u_x^2 + u_y^2 + u_z^2}$

Le vecteur  $U = G_1 G_7$

Le vecteur  $V = G_1 G_g$

**Annexe V**

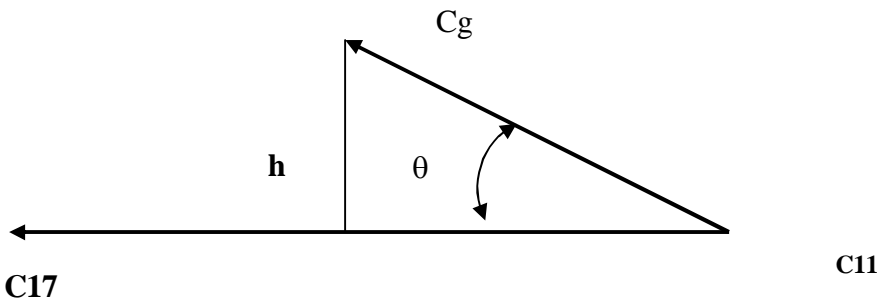
Calcul distance verticale arc (ou bracket)/centre de gravité d'un groupe

C11 : centre de gravité coronaire de 11-21 (des couronnes 11-21)

C17 : centre de gravité coronaire de 17-27 (des couronnes 17-27)

Cg : centre de gravité radiculaire du groupe étudié (des racines du groupe étudié)

L'axe C11-C17 représente l'arc ou la ligne des brackets



(C11-C17) le vecteur C11-C17

[C11-C17] la valeur absolue de (C11-C17)

*X produit vectoriel*  
*x produit scalaire ou produit de deux nombres*

$$h = [C11-Cg] \times \sin \theta$$

$$[(C11-C17) \times (C11-Cg)] = [C11-C17] \times [C11-Cg] \times \sin \theta$$

$$h = [C11-Cg] \times \sin \theta = [C11-C17] \times [(C11-C17) \times (C11-Cg)] / [C11-C17] \times [C11-Cg]$$

$$h = [C11-Cg] \times [(C11-C17) \times (C11-Cg)] / [C11-C17] \times [C11-Cg]$$

$$\mathbf{h} = \frac{[(C11-C17) \times (C11-Cg)]}{[C11-C17]}$$

Coordonnées des points C11, C17 et Cg

C11: (x11, y11, z11)

C17: (x17, y17, z17)

Cg: (xg, yg, zg)

(C11-C17):

x17-x11

y17-y11

z17-z11

(C11-Cg):

xg-x11

yg-y11

zg-z11

(C11-C17)  $\times$  (C11-Cg)

{(y17-y11) x (zg-z11)} - {(z17-z11) x (yg-y11)}

{(z17-z11) x (xg-x11)} - {(x17-x11) x (zg-z11)}

{(x17-x11) x (yg-y11)} - {(y17-y11) x (xg-x11)}

$$[(C11-C17) \times (C11-Cg)] = \left( \{(y17-y11) x (zg-z11)} - \{(z17-z11) x (yg-y11)} \right)^2 +$$

$$\{(z17-z11) x (xg-x11)} - \{(x17-x11) x (zg-z11)} \}^2 + \{(x17-x11) x (yg-y11)} - \{(y17-y11)$$

$$x (xg-x11)} \}^2)^{1/2}$$

$$[C11-C17] = \{(x17-x11)^2 + (y17-y11)^2 + (z17-z11)^2\}^{1/2}$$

On en déduit h

$$\mathbf{h} = \frac{[(C11-C17) \times (C11-Cg)]}{[C11-C17]}$$



**Annexe VI (schéma 50a, b, c et d)**

Les forces et moments exercés par un arc fléchi, sur les brackets à droite et à gauche, dépendent des positions angulaires des brackets et de la longueur,  $l$ , du secteur fléchissant selon des lois respectivement en  $1/l^2$  et en  $1/l$  ( 2)

$$f_i = - 6 E I (a+a') / l^2 \quad m_i = -2 E I (a'+2a) / l$$

Lorsque les brackets sont décalés de  $d$  dans le sens vertical, sans déformation angulaire (situation en S symétrique ;  $a = a'$  et  $a = d/l_0$ ), les forces verticales exercées suivent des lois en  $1/l^2$  (50a). L'adjonction d'une boucle de fermeture augmente la longueur des secteurs fléchissants de l'arc d'un facteur 2.5 à 3 (50b). Les forces verticales qui assurent la « rigidité » du fil dans l'espace inter dentaire, sont ainsi diminuées dans un facteur de  $1/6.25$  à  $1/9$ .

Lorsque les brackets sont angulés symétriquement (situation en V symétrique ;  $a = -a'$  angulation globale  $2a$ ), les moments exercés de part et d'autre de l'espace inter dentaire suivent des lois en  $1/l$  (50c), les moments de redressement du fil fléchi, sont donc diminués par l'adjonction de boucles dans un facteur  $1/2.5$  à  $1/3$ .

Le paramètre matériau, paramètre de rigidité  $E$ , varie seulement de 4.70 en passant de l'acier inoxydable au nickel-titane conventionnel

Mais le paramètre de section  $I$  varie respectivement en passant d'un arc rond .014, .016, .018, ou .020 à un arc de rectangulaire de section .019x.026, d'un facteur 7.07, 4.73, 2.95 ou 1.94.

Ainsi l'introduction d'une boucle de fermeture classique, sur un arc acier .019x.026 lui donne le comportement transversal ou vertical dans l'espace d'extraction, voisin de celui d'une portion de fil rond de .018 de même matériau pour une flexion simple, ou même d'un fil rond de .014 pour une déformation « en marche d'escalier » (Acier .018 rapport de rigidité avec l'arc acier .019x.026 : 2.95 . Acier .014, rapport de rigidité avec l'arc acier .019x.026 : 7.07)

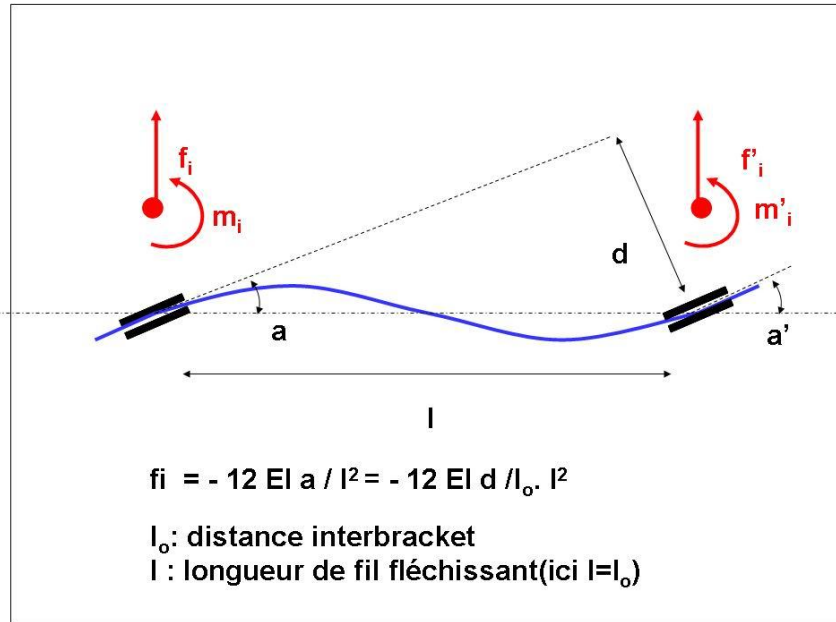


Figure N°50a déformation « en escalier » (S symétrique)

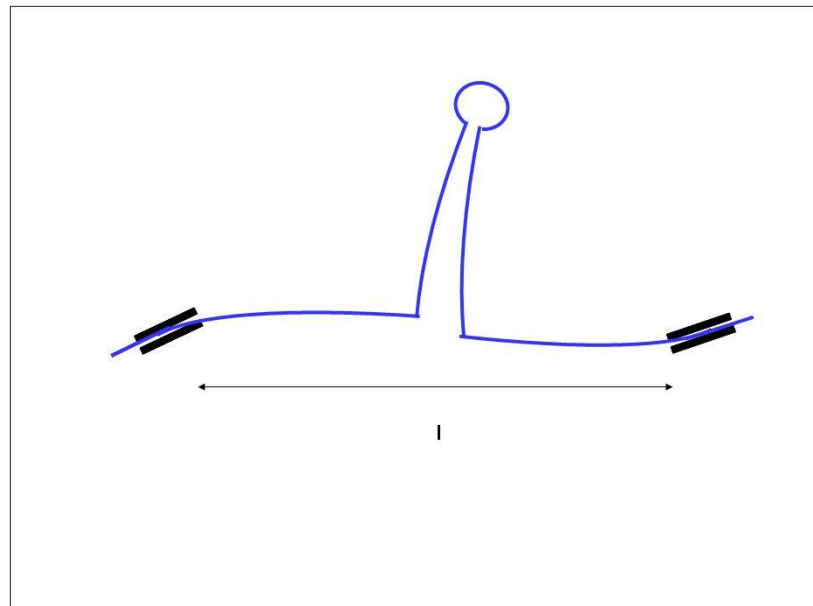


Figure N°50 b déformation « en escalier » avec adjonction d'une boucle « key loop »

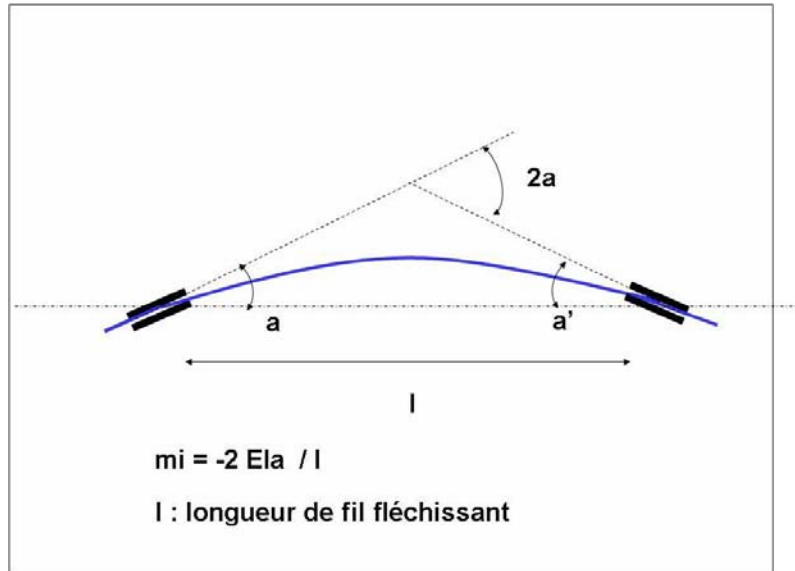


Figure N°50c déformation en flexion (V symétrique)

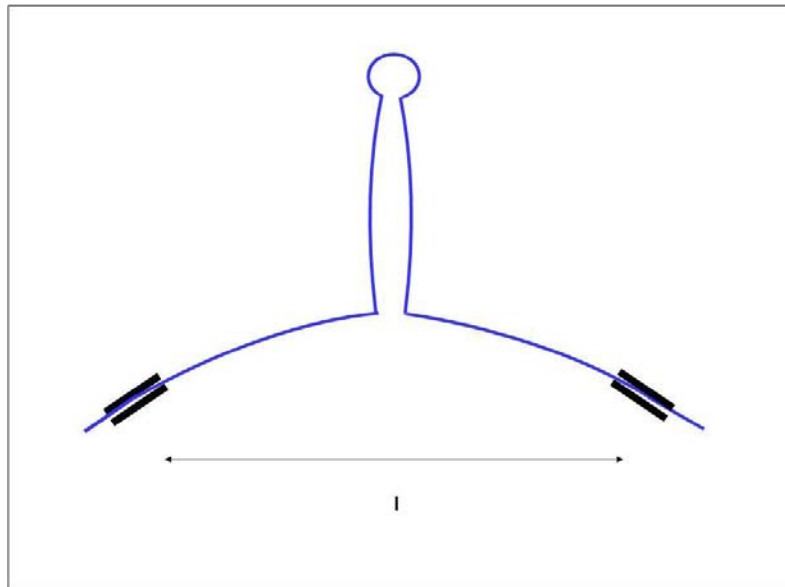


Figure N°50d déformation en flexion avec adjonction d'une boucle « key loop »

# **VI. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

**1. ANDREASEN GF., ZWANZIGER D.**

A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket.  
Am. J. Orthod. 1980;78:25-40.

**2. ATTIA Y.**

Encycl. Méd. Chir. Paris .STOMATOLOGIE.  
Fasc. 1985 :23490 D10.

**3. BAILLET G.P.**

Biomécanique orthodontique et notion de "force légère"  
Encycl. Méd. Chir. Paris. Stomato. Paris. 1988:23490 B10.

**4. BARAT Y.**

Répercussions sur le ligament d'une force sur une dent.  
Orthod. Fr. 1996;67,Tome1chap. 3.

**5. BARAT Y, GANDIOL S.**

Déplacement dentaire provoqué.  
Orthod. Fr. 1996;67:Tome1chap.3.

**6. BAE SM, PARK HS, KYUNG HM, KWON OW, SUNG JH.**

Clinical application of micro-implant anchorage.  
J. Clin. Orthod. 2002;36:298-302.

**7. BLOCK MS, HOFFMAN DR.**

A new device for absolute anchorage for orthodontics.  
Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1995;3:251-258.

**8. BOURBILLON F.**

L'ancrage, élément essentiel d'un traitement orthodontique essai de synthèse.  
Th.: Chir. Dent.:AIX Marseille II : 1984.

**9. BOURRIAU G., HORN A.J.**

Le contrôle de l'ancrage dans le sens antéro-postérieur et le sens vertical en technique Edgewise.  
Rev. Orthop. Dento Faciale.1985.

**10. BOUSQUET F, BOUSQUET P, MAURAN G, PARGUEL P.**

Use of an impacted post for anchorage.  
J. Clin. Orthod. 1996; May: 261-265.

**11. BRIDGES T, KING G, MOHAMMED A.**

The effects of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat.  
Am. J. Orthod. 1988;93:245-250.

**12. BURSTONE CJ, PRYPUTNIEWICZ RJ.**

Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces.  
Am. J. Orthod. 1980;77:396-409.

**13. CARANO A, VELO S, LEONE P et SICILIANI G.**

Clinical applications of the microscrew anchorage system  
J. Clin. Orthod.2005;39(1):9-24.

**14. CHRISTIANSEN RL, BURSTONE CJ.**

Centers of rotation within the periodontal space.  
Am. J. Orthod. 1969;55:353-369.

**15. CLARK R.A.**

Root surface area.  
Certificate Thesis University of Oregon, 1969.

**16. COSTA A, DALSTRA M, MELSEN B.**

L'Aahrus anchorage system.  
Ortognatodonzia Italiana. 2000;9:487-496.

**17. CREEKMORE T, EKLUND MK.**

The possibillity of skeletal anchorage.  
J. Clin. Orthod.1983;17:266-269.

**18. DAVIDOVITCH Z.**

Le déplacement dentaire.  
Rev. Orthop. Dento Faciale. 1994;30:42-53.

**19. DE NEVREZE cité par MULLER H.**

Introduction à la pratique de l'orthopédie dento-faciale et de l'orthodontie.  
A.G.E.C.D., 5 éd. Paris, 1970.

**20. DEMANGE C.**

Les situations d'équilibre dans les systèmes de forces.  
Am. J. Orthod. 1991;3:118-124.

**21. DOUGHTERY H.L.**

Communication personnelle ; Barcelone, 2000.

**22. FAVERO L, BROLLO P, BRESSAN E.**

Orthodontic anchorage with specific fixtures: Related study analysis.  
Am. J. Orthod. DentaFac. Orthop. 2002;122:84-94.

**23. FAURE J.**

Aspects théoriques de la modélisation mathématique et informatique des déplacements thérapeutiques.  
L'orthodontie Française. 1996; 3° partie, 2 :145-154.

**24. FAURE J, BARON P.**

Les thérapeutiques de substitution : résultats préliminaires.  
J. Edge. 1992; 25:123-147.

**25. FAURE J, BARON P.**

Les traitements de substitution de canines en incisives latérales supérieures. Résultats fonctionnels et esthétiques.

Great news 1992;5:21-27.

**26. FELDMANN et al.**

Onplant de nobel biocare pour ancrage orthodontique.

Journal de parodontologie et d'implantologie orale- numéro hors-série. 2000;19:361-371.

**27. FONTENELLE A.**

Une conception parodontale du mouvement dentaire provoqué : évidences cliniques.

Rev. Orthop. Dento Faciale. 1982, 16.

**28. FRANK R.M.**

Apposition et résorption de l'os alvéolaire.

Rev. Orthop. Dento Faciale. 1972.

**29. FREEMAN DC.**

Root surface area related to Anchorage in the Begg Technique. Master's Thesis. University of Tennessee. Memphis, 1965.

**30. GAINSFORTH B, HIGLEY LB.**

A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone.

Am. J. Orthod. Oral Surg. 1945;31:406-407.

**31. GARCIA R.**

Ancrage et thérapeutique edgewise.

Rev. Orthop. Dento faciale 1985;19:191-204.

**32. GEDRANGE T, HIETSCHOLD V, MAI R.**

An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants.

Cli. Oral Impl. Res. 2005;16:425-431.

**33. HERMAN R et COPEJ B.**

Miniscrew implants: IMTEC mini ortho implants

Semin. Orthod. 2005;11:32-39.

**34. HIXON E.H, ATIKIAN H, CALLOW G.E.**

Optimal force, differential force and anchorage.

Am. J. Orthod. 1969;55(5):437-457.

**35. HIGLEY L.B.**

Anchorage in orthodontics.

Am. J. Orthod. 1969;55(5): 791-794.

**36. HOCEVAR R.A.**

Understanding, planning and managing tooth Movement: Orthodontic force system theory.  
Am. J. Orthod. 1981.

**37. HOFFER-GUDIN-ROUSSEAU.cité par CHATEAU, M.**

Orthopédie dento Faciale clinique. CdI, éd. paris, 1984.

**38. HÜRZELER MB, QUINONES CR, KOHAI RJ et al.**

Changes in peri-implant tissues subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys.

J. Periodontol. 1998;69(3):396-404.

**39. IZARD G.**

Orthodontie. La pratique stomatologique. MASSON, 3ème éd; cité par LANGLADE, M :  
Thérapeutique orthodontique ,1986.

**40. JARABAK H.**

Technique and Treatment with the light wire appliances.

The Mosby Co ed. St. Louis, 1972.

**41. KING GI, KEELIG SD, Mc COY EA, WAND TH.**

Measuring dental drift and orthodontic tooth movement in response to various initial forces in adults rats.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1991;99:456-465.

**42. KYUNG HM.**

The development of orthodontic micro-implant.

Dental Success 2002;22:571-579.

**43. LANGLADE M.**

Thérapeutique Orthodontique.

MALOINE, 3ème éd. Paris, 1986.

**44. LAUTROU A.**

Anatomie dentaire 2<sup>ème</sup> éd.Masson, 1997.

**45. LAZARO P.**

Relation orthodontie/implantologie: applications cliniques.

Réalités cliniques. 1998;9(1):69-79.

**46. LECLERC JF.**

Implants osteo-intégrés en orthodontie linguale.

L'orthodontie française. 1997;68 (1):197-205.



**47. LINKOW LI.**

The endosseous blade implant and its use in orthodontics.  
Int. J. Orthodont. 1969;18:149-154.

**48. LUBBERTS R, TURLEY PK.**

Force application to bioglass-coated alumina implants of various sizes (abstract).  
J. Dent. Res. 1982;61:Supp:339.

**49. MADRID C, TREIL J, CASTEIGT J, COURTOIS B.**

Une nouvelle analyse céphalométrique à partir de la reconstruction 3D : une étude pilote à partir de 95 sujets.  
Cah. Anthropole. Biom. Hum. 1997;15:143-50.

**50. MAH J., BERGSTRAND F.**

Temporary anchorage devices: a status report.  
J. Clin. Orthod. Mars 2005:132-136.

**51. MÄNNCHEN R.**

A new supraconstruction for palatal orthodontic implant.  
J. Clin. Orthod. 1999;33 (7):373-381.

**52. MASSONTRITSCH M.H.**

L'ancrage dentaire en orthopédie dento-faciale.  
Th. Chir. Dent. Nancy I:1985.

**53. MELSEN B et COSTA A.**

Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage  
Clin Orthod Res. 2000;3:23-28.

**54. MELSEN B, LANG NP.**

Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants.  
Clin. Oral. Impl. Res. 2001;12:144-152.

**55. MERRIFIELD LL.**

The systems of directional forces.  
J. Chas. Tweed Found. 1982;10:5-29.

**56. MULLIGAN TF.**

Traduit et synthétisé par F.FLAGEUL  
Du bon usage de la mécanique en orthodontie.  
Rev. Orthop. Dento Faciale.1982;16 (3):299-305.  
Rev. Orthop. Dento Faciale. 1982;16 (4):483-496.  
Rev. Orthop. Dento Faciale.1983;17 (1):67-79.  
Rev. Orthop. Dento Faciale.1983;17 (2):299-305.

**57. NABBOUT F, FAURE J, BARON P, BRAGA J, TREIL J.**

Anatomie dentaire et Orthodontie. L'apport du scanner 3D.  
Rev. Orthop. Dento Faciale. 2003;37:59-73.

**58. NABBOUT F, FAURE J, BARON P, BRAGA J, TREIL J.**

L'ancrage dentaire en orthodontie : les données du scanner  
International orthodontics. 2004;2:241-256.

**59. ÖDMAN J, LEKHOLM U, JEMT T, THILANDER B.**

Osseointegrated implant as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adults patients.

Eur. J. Orthod. 1994;16(3):187-201.

**60. OLIVER S, MENDEZ V, EVANS C, SHNITMAN P, SCHULMAN L.**

Change in position of vitreous carbon implants subjected to orthodontic forces (abstract).

J. Dent. Res. 1980;59:suppl.A:280.

**61. OLIVER S, MENDEZ V, EVANS C, SHNITMAN P, SCHULMAN L.** Periodonometric evaluation of mobility changes in stressed vitreous carbon implants.

J. Dent. Res. 1980;59:supplA:281.

**62. PAIGE S, CLARK AE, COSTA P, KING GL, WALDRON J.**

Orthodontic stress application to bioglass implants in rabbit femurs.

J. Dent. Res. 1980;59A:282.

**63. PARK HS.**

Clinical study of the success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage.

Korean J. Orthod. 2003;33:151-156.

**64. PEDERSEN E, LSIDOR F, GJESSING P, ANDERSEN K.**

Location of centers of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material.

Eur. J. Orthod. 1991;13(6):65-74 et 452-457.

**65. PHILIPPART F.**

« Les minivis » : un concept d'ancrage orthodontique.

International Orthodontics. 2004;2 (4):319-330.

**66. PROFFIT N.**

Contemporary Orthodontics.

Ed Saint Louis. Mosby Year Book, 1992.

**67. REITAN K.**

Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment.

Am. J. Orthod. 1967;Vol 53(10):721-745.

**68. RENOUARD F, NGUYEN-GAUFFRE MA.**

Implant et orthodontie.

L'orthodontie française. 1997;68(1):161-169.

**69. ROBERTS WE, SMITH RK, ZILBERMAN Y, MOZSARY PG, SMITH R.**

Osseous adaptation to continuous loading of endosseous implant.

Am. J. Orthod. 1984;86:95-111.

**70. ROBERTS WE, HELM FR, MARSHALL KJ, GONGLOFF R.**

Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage.

Am. J. Orthod. 1989;86:95-11.

**71. ROBERTS WE, MARSHALL KJ, MOZSARY PG.**

Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site.

Angle Orthod. 1990;60(2):135-152.

**72. ROOT T.L.**

The level anchorage system for correction of orthodontic malocclusions.

Am. J. Orthod. 1981.Voll:1980.

**73. ROOT T.L.**

Concepts d'Ancrage et Finition orthodontiques. J. Edge.

**74. RYGH P.**

Periodontal responses to orthodontic forces. Malocclusion & the periodontum.

Monograph n°15. Craniofacial growth series 1987: 17-42.

**75. SHALAK R.**

Biomechanical considerations in osteointegrated prostheses.

J. Prosthet. Dent. 1983;49:843-848.

**76. SHAPIRO PA, KOKICH VG.**

Uses of implants in orthodontics.

Dent. Clin. North. Am. 1988;32(3):539-550.

**77. SHERMAN AJ.**

Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon implants.

Am. J. Orthod. 1978;74(1):79-87.

**78. SMALLEY WM, SHAPIRO PA, HOHL TH, KOKICH VG, BRÄNEMARK PI.**

Osteointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1988;94:285-285.

**79. SMITH JR.**

Bone dynamics associated with the controlled loading of bioglass-coated aluminium oxide endosteal implants.

Am. J. Orthod. 1979;76:618-636.

**80. STOREY ES, SMITH R.**

Force in orthodontics and relation to tooth movement

Australian J. Dent. 1952;56:11-18.

**81. SUNG JH, PARK HS, KYUNG HM, KWON OW et KIM IB.**

L'ancrage des micro-implants dans le système des forces directionnelles.

International Orthodontics. 2004;2(2):137-161

**82. SUNG JH et al.**

Microimplants in Orthodontics

Department of Orthodontics. School of Dentistry. Kyungpook National University. Daegu, Korea. Dentos, 2006:178p.

**83. TANNE K, KOENIG H, BURSTONE C.**

Moment to force ratios and the center of rotation.

Am. J. Orthod. 1988;94:426-431.

**84. TEUSCHER U.**

An appraisal of growth and reaction to extraoral anchorage.

Am. J. Orthod. 1986;89:113-121.

**85. THUROW R.C.**

Atlas of orthodontic principles.

The C.V. Mosby CO, ed. St.louis, 1970.

**86. TREIL J, CASTEIGT J, BORIANNE P, MADRID C, JAEGER M, De BONNECAZE Ph.**

L'équilibre architectural de la face : un concept céphalométrique 3D.

Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac. 1999;100:111-22.

**87. TREIL J, CASTEIGT J, FAURE J, BORIANNE P.**

Céphalométrie 3D : principes et méthodes.

J. Edge. Vol 41, 2000.

**88. TREIL J, CASTEIGT J, FAURE J, MADRID C, BORIANNE P, JAEGER M.**

Architecture cranio-facio-maxillo-dentaire ; un modèle tridimensionnel.

Encyclopédie médico-chirurgicale, E-40.2000.

**89. TREIL J, CASTEIGT J, JAEGER M, CAVEZIAN R.**

La charpente maxillo-mandibulaire : nouvelle approche cranio-faciométrique tridimensionnelle.

Actual Odontostomatol 1993;188:627-37.

**90. TREIL J, MADRID C, JAEGER M, CASTEIGT J, BORIANNE P.**

Biométrie tridimensionnelle maxillo-faciale.  
Cah. Anthropol. Biom. Hum. 1997;15:65-73.

**91. TREIL J, CASTEIGT J, MADRID C, BORIANNE P J.**

Une nouvelle construction céphalométrique tridimensionnelle. Un nouveau paramétrage d'analyse tridimensionnel : les axes d'inertie. Un nouveau concept de l'équilibre maxillo-facial.  
Orthod. Fr. 1997;68:171-81.

**92. TURLEY PK, SHAPIRO PA, MOFFET BC.**

The loading of bioglass-coated aluminium oxide implants to produce sutural expansion of the maxillary complex in the pigtail monkey (macaca nemestrina).  
Arch. Oral. Biol. 1980;25: 459-469.

**93. TURLEY PK, KEAN C, SHUR J, et al.**

Orthodontic force application to titanium endosseous implants.  
Angle Orthod. 1988;58 (2):151-162.

**94. VALET R., PAGIN J.**

Le centre de résistance  
Rev.Orthop. Dento Faciale. 1987;21:115-129.

**95. VANDEN BULKE MM, BURSTONE CJ.**

Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique.  
Am. J. Orthod. DentaFac. Orthop.1987;91:375-384.

**96. WEHRBEIN H, DIEDRICH P.**

Endosseous titanium implants during and after orthodontic load- an experimental study in the dog.  
Clin. Oral. Impl. Res. 1993;4:76-82.

**97. WEHRBEIN H, MERZ BR, DIEDRICH P, GLATZMAIER J.**

The use of palatal implant to orthodontic anchorage: design and clinical application of the orthosystem.  
Clin. Oral. Impl. Res. 1996;7:410-416.

**98. WEHRBEIN H, MERZ BR, DIEDRICH P.**

Palatal bone support for orthodontic implant anchorage ó a clinical and radiological study.  
Eur. J. Orthod. 1999; 21(1):65-70.

**99. WHEELER R.C.**

Dental anatomy and physiology and occlusion.  
W.B.1997.

**100. 75th congress of the european orthodontic society ó abstract ó**

Implant and orthodontics 1999, Strasbourg/France: 36-46.

## **THE BENEFIT OF THE 3D SCANNER IN DENTAL ANATOMY: RESULTS AND APPLICATIONS IN CALCULATE OF ANCHORAGE AND MECHANICS IN ORTHODONTICS.**

### **ABSTRACT**

The present study is an update on anchorage values in orthodontics and their impact on treatment options.

The chosen sample included 120 subjects.

3D tomodensitometry using C2000-Cepha and Cepha 3DT software, calculated tooth anatomy parameters such as root volume which can serve as a basis for defining anchorage in orthodontics.

According to this selection, the software C2000 achieves a reconstruction; it permits the determination of essential parameters in the survey of teeth and their role in the therapeutic attitude choice in orthodontics:

- Anchorage values of a tooth and groups of teeth,
- 3D localization of resistance centers groups.

The individual anatomical data for each dental and groups of teeth enlighten certain therapeutic options.

The reference values were calculated and compared with those available in the literature. They challenge a number of current approaches in orthodontic treatment, and it sometimes misleads us to a more prudent therapeutic attitude.

The use of these group gravity centers in practice, find an immediate clinical application in counts of conventional mechanics and in counts of mechanics relying on the absolute anchorages, means the mini-screws.

**AUTEUR : EL NABBOUT Fidèle**

**TITRE : L'apport du scanner 3D en anatomie dentaire: résultats et applications aux calculs d'ancrage et à la mécanique en orthodontie.**

**DIRECTEUR DE THESE : Monsieur Jacques FAURE.  
CO-DIRECTEUR DE THESE : Monsieur Pascal BARON.**

**LIEU ET DATE DE SOUTENANCE : Le 17 décembre 2007 à la faculté Dentaire de l'UPS**

---

### **RESUME en français**

Cette étude est une mise au point sur les valeurs d'ancrage en orthodontie et leurs influences sur les choix thérapeutiques.

Un échantillon de 120 sujets a été analysé.

L'utilisation du scanner 3D et des logiciels C2000-Cépha et Cépha3DT, nous permet de faire la sélection des dents ensuite, calculer certains paramètres d'anatomie dentaire tels que les volumes radiculaires, ces derniers peuvent servir comme éléments essentiels pour définir l'ancrage en orthodontie.

A partir de cette sélection, le logiciel C2000 réalise une reconstruction ; ceci permet la détermination de paramètres indispensables dans l'étude des dents et de leur rôle dans le choix des attitudes thérapeutiques en orthodontie :

- les valeurs d'ancrage des dents et des groupes de dents,
- la localisation tridimensionnelle des centres de résistance de groupe.

Les données anatomiques individuelles et par groupe de dents éclairent d'un jour nouveau certaines options thérapeutiques.

Les valeurs guides sont calculées et comparées à celles proposées dans la littérature.

Les nouveaux coefficients d'ancrage proposés remettent en cause certaines attitudes thérapeutiques en orthodontie, et cela nous induit à une attitude thérapeutique plus prudente quelquefois.

L'utilisation pratique de ces centres de gravité de groupe, trouve une application clinique immédiate dans les calculs de mécanique conventionnelle et dans les calculs des mécaniques s'appuyant sur des ancrages absolus, c.à.d. sur les micros-vis.

---

*TITRE et résumé en anglais au recto de la dernière page*

---

### **MOTS-CLES**

**Anatomie dentaire / Ancrage / Centre de résistance / Céphalométrie / Scanner 3D / multi attachement / mécanique.**

---

### **DISCIPLINE ADMINISTRATIVE**

**Tomodensitométrie tridimensionnelle et Orthodontie**

---

**INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE :**

**U.F.R. d'odontologie**

3, chemin des Maraîchers  
31062 Toulouse