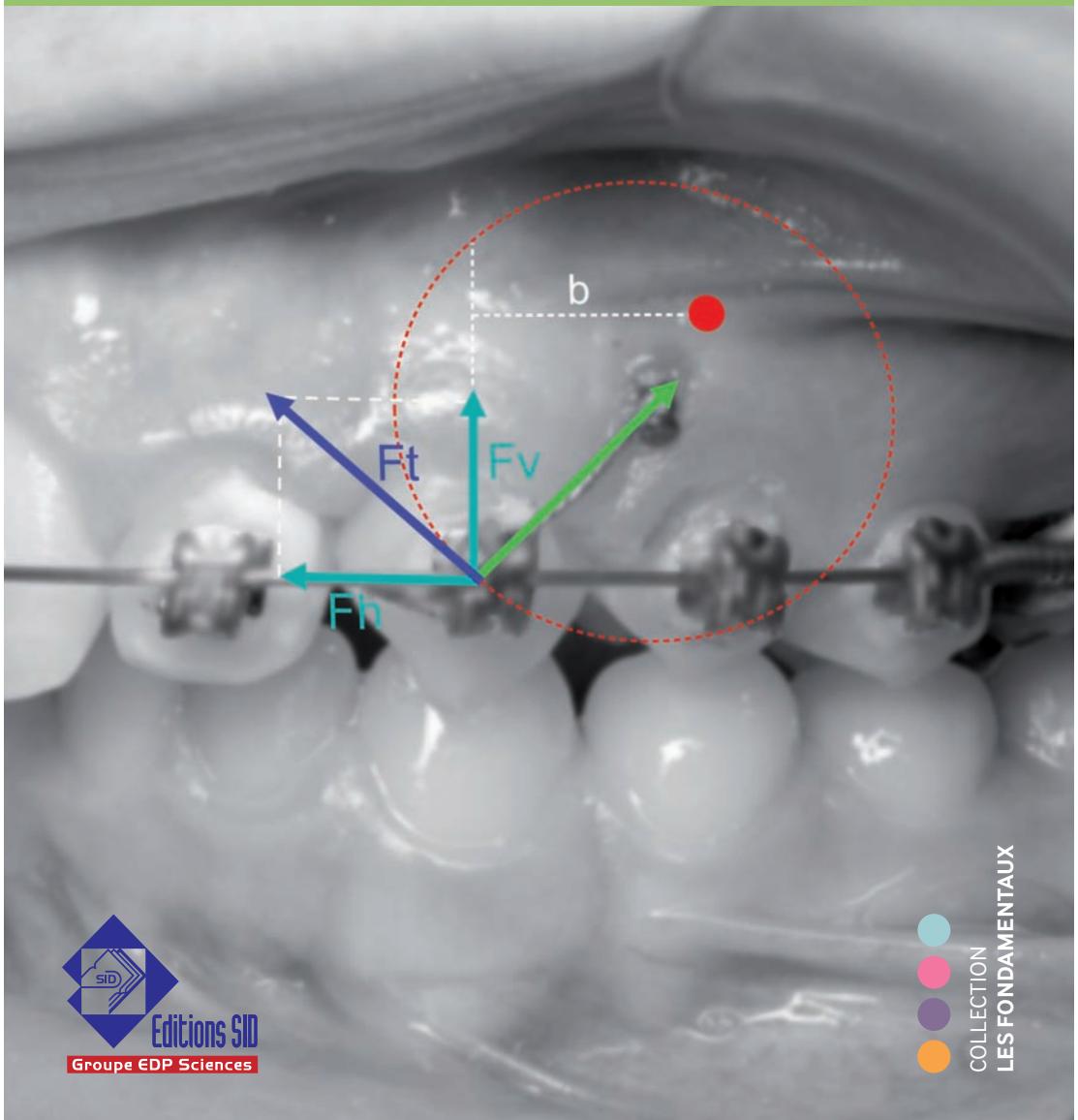


BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

Jacques Faure



BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

Vj kū'r ci g'kpvgpvkqpcm{ 'ighv'dmcpm

BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

Jacques Faure



Conception de la maquette intérieure
et de la couverture: Élisabeth Welter
Mise en page: Élisabeth Welter
Suivi de l'ouvrage: Emmanuelle Graffin
Imprimé en France

ISBN : 978-2-7598-0516-7

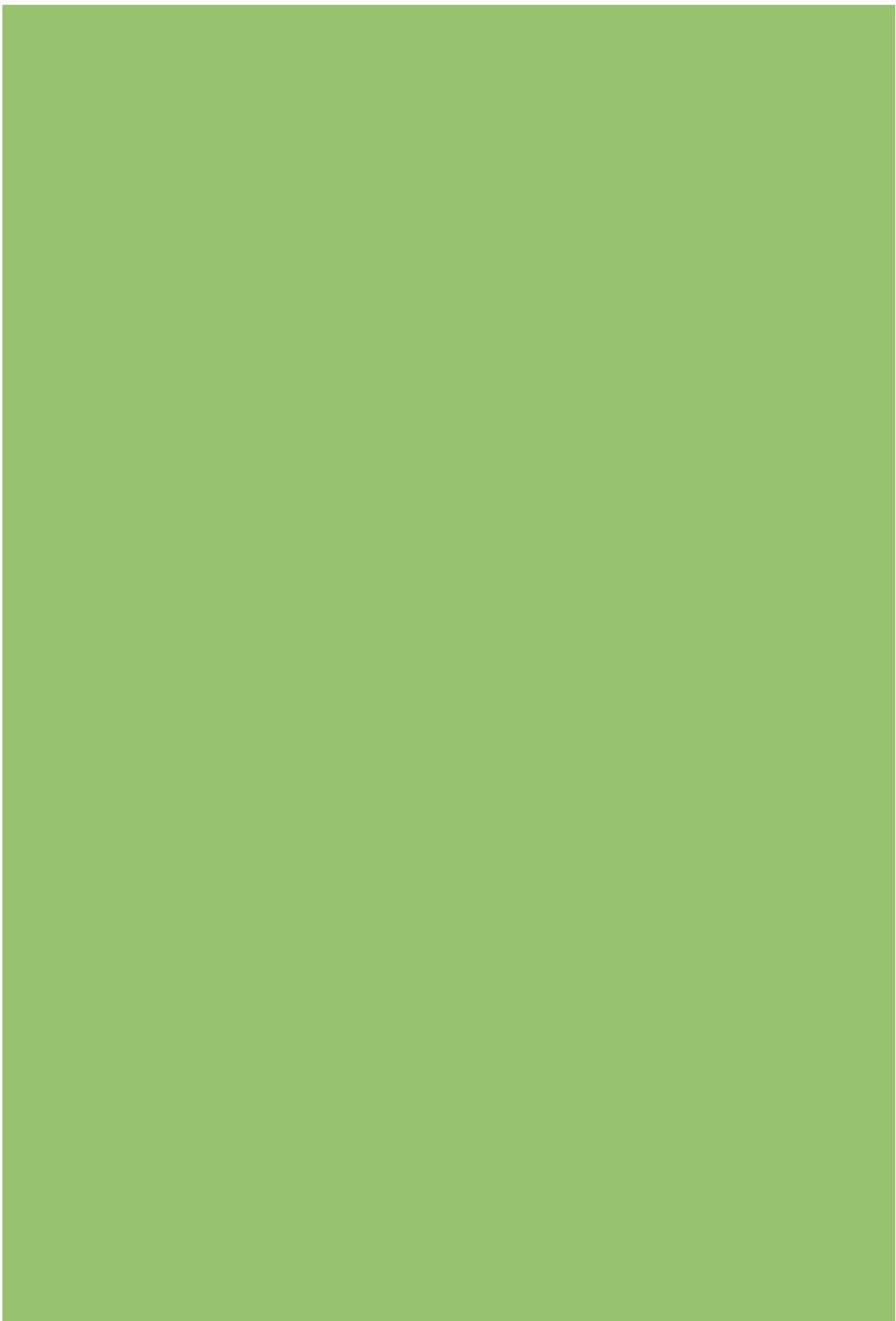
Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés, réservés pour tous pays. La loi du 11 mars 1957 n'autorisant, aux termes des alinéas 2 et 3 de l'article 41, d'une part, que les « copies ou reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective », et d'autre part, que les analyses et les courtes citations dans un but d'exemple et d'illustration, « toute représentation intégrale, ou partielle, faite sans le consentement de l'auteur ou de ses ayants droit ou ayants cause est illicite » (alinéa 1er de l'article 40). Cette représentation ou reproduction, par quelque procédé que ce soit, constituerait donc une contrefaçon sanctionnée par les articles 425 et suivants du code pénal.

© EDP Sciences 2011

EDP Sciences
17, avenue du Hoggar, P.A. de Courtabœuf, BP 112
91944 Les Ulis Cedex A, France

SOMMAIRE

7	INTRODUCTION	
8	CHAPITRE 1 BIOLOGIE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE	1
10	CHAPITRE 2 BIOMÉCANIQUE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE UNITAIRE	2
20	CHAPITRE 3 BIOMÉCANIQUE DES GROUPES DENTAIRES	3
28	CHAPITRE 4 STATIQUE DU RESSORT FLÉCHI ENCASTRÉ À SES EXTRÉMITÉS	4
38	CHAPITRE 5 STATIQUE DU RESSORT DE TORQUE (FIL EN ROTATION AUTOUR DE SON AXE)	5
44	CHAPITRE 6 MÉCANIQUE MULTIATTACHE	6
48	CHAPITRE 7 ANALYSE TOPOGRAPHIQUE ET CHRONOLOGIQUE DE L'ACTION DE L'ARC	7
52	CHAPITRE 8 PHYSIQUE DE L'ARC	8
58	CHAPITRE 9 LA LIAISON ARC-BRACKET	9
70	CHAPITRE 10 LES LIAISONS EN ORTHODONTIE	10
76	CHAPITRE 11 STRATÉGIE THÉRAPEUTIQUE GÉNÉRALE ET PROTOCOLE	11
84	CHAPITRE 12 ANALYSE DES DIFFÉRENTES MÉCANIQUES	12
100	CHAPITRE 13 PROTOCOLE THÉRAPEUTIQUE EN CLASSE II SOUS MINIVIS	13
123	CONCLUSION	
124	ANNEXES	



BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

JACQUES FAURE

INTRODUCTION

Qu'est-ce que l'orthodontie? De la mécanique, encore de la mécanique, toujours de la mécanique, rien que de la mécanique. Encore ne se réfère-t-elle qu'au premier chapitre de la mécanique: la statique!

Comment les étudiants de spécialité, comme plus tard les orthodontistes diplômés, qui vivent avec la mécanique et vivent de la mécanique, peuvent-ils négliger délibérément ce domaine de la physique et se contenter de reproduire les «recettes» que sont les syllabus des typodonts? La justification de cela tient dans leur riposte immédiate: «Dans quel ouvrage de référence trouver la base théorique, les schémas explicatifs, les équations, l'analyse que vous nous proposez?»

En clinique, lorsque la situation impose une «mécanique à inventer», comme il est difficile d'analyser d'abord puis d'élaborer le schéma thérapeutique, ceci par exemple pour un cas d'édentation molaire mandibulaire unilatérale, dans un contexte de forte classe II, ou pour un cas d'asymétrie faciale non chirurgicale.

Conscient de ces insuffisances, nous avons patiemment entrepris d'enseigner la mécanique orthodontique à nos étudiants et d'apporter sans cesse dans les congrès pour nos confrères un éclairage mécanique aux débats principalement cliniques. Ce livre est la synthèse

de ces cours, de ces communications et de ces conférences.

L'ouvrage insiste sur l'analyse des processus physiques (flexion des poutres, mécanique du solide lié, liaison arc-bracket) et il présente très sommairement les données quantitatives spécifiques des matériaux disponibles sur le marché (paramètres d'élasticité des alliages, section des arcs, gorge des brackets, informations, paramètres des ressorts hélicoïdaux). En effet, ces données varient bien sûr selon le fabricant, mais elles varient aussi dans le temps avec l'évolution technologique constante; mais quand les matériaux changent, l'analyse physique demeure. Ces données technologiques bien sûr, mais aussi certaines considérations théoriques fondamentales sont donc reportées en annexe.

Nous espérons que l'apprentissage d'une analyse fine des mécaniques les plus complexes aidera le lecteur dans la mise en œuvre des thérapeutiques appropriées, notamment dans les situations cliniques atypiques. Nous espérons aussi que la compréhension profonde des principes d'action des outils orthodontiques l'aidera dans l'évolution constante de l'orthodontie vers de nouvelles technologies, de nouveaux matériaux, de nouveaux instruments, ou simplement des matériaux à performances renforcées.

1

BIOLOGIE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE

La dent est un organe solide lié à l'os basal par son parodonte (gencive, cément, ligament, os alvéolaire). Le déplacement dentaire naturel ou provoqué s'explique par des phénomènes biologiques que nous décrirons d'abord qualitativement; nous évoquerons ensuite aussi sommairement les aspects quantitatifs du déplacement et nous présenterons enfin le modèle mécanique qui va constituer la base de ce cours.

1. LES PHÉNOMÈNES BIOLOGIQUES

Le déplacement dentaire est déterminé par des phénomènes bioélectriques et des phénomènes de pression.

1.1 Effets primaires

Lorsque nous exerçons une force sur une dent, le déplacement immédiat provoque deux types de phénomènes qui vont déterminer le mouvement:

- les contraintes subies par l'os alvéolaire génèrent des courants électriques (phénomène de piezoélectricité) qui modifient le métabolisme des cellules osseuses;
- les compressions/extensions subies par les diverses zones du ligament engendrent des compressions des vaisseaux sanguins et compressions des fibres ligamentaires/dilatations des vaisseaux sanguins et extensions des fibres ligamentaires.

1.2 Effets à quelques heures

Au bout de quelques heures, nous observons des signes de modifications métaboliques (messagers chimiques, enzymes, etc.) et des différenciations cellulaires:

- activités ostéoblastiques inductrices d'appositions osseuses dans les zones d'extension;
- activités ostéoclastiques inductrices de résorptions dans les zones de compression.

Le remaniement osseux commence.

1.3 Effets à plusieurs jours

Lorsque la force est maintenue trois à cinq jours, le remaniement osseux devient observable: une néo-alvéole s'est formée et le même processus peut se répéter pour prolonger le déplacement initié.

2. LES DONNÉES NUMÉRIQUES

2.1. Relation force/mouvement

Le déplacement dentaire résulte du remaniement osseux, la vitesse de déplacement dentaire n'est donc liée *a priori* qu'au *turn over* tissulaire, à la dynamique du métabolisme parodontal (ligamentaire et osseux).

2.2. Les seuils

En dessous d'un certain seuil de contrainte, le processus décrit ci-dessus ne se déclenche pas. Au-dessus d'un certain niveau, les contraintes ligamentaires et osseuses sont telles que nous

observons une destruction cellulaire dans les régions de compression: il s'agit de la hyalinisation. Le processus de déplacement est alors bloqué, et nous devrons attendre la reprise d'une activité ostéoclastique de «sape», en retrait de la *lamina dura*, et une cicatrisation ligamentaire pour reprendre le mouvement initié.

2.3 Les valeurs optimales

Entre les deux seuils décrits plus haut, le déplacement est, comme nous l'avons dit, quasi indépendant de l'intensité de la force. Retenons les valeurs optimales. Pour un déplacement en version libre (voir la définition chapitre 2, 4.2.1.), avec des zones de compression et d'extension limitées, la force optimale est de 50 grf. Pour un déplacement en gression pure (voir la définition chapitre 2, 4.4.2.), avec des zones de compression et d'extension affectant toute la hauteur de la racine, la force optimale est double, de l'ordre de 100 grf.

2.4. Forces intermittentes

Certaines forces ne peuvent être appliquées en permanence, par exemple les forces extra-orales. Les auteurs s'accordent pour la nécessité d'une application minimale de six heures par jour, et les praticiens demandent en général un port minimal de dix heures. L'effet obtenu dépend de deux paramètres: l'intensité de la force et la durée d'application quotidienne.

2.5 La vitesse de déplacement

Retenons les données usuellement admises, avec les niveaux de forces optimaux définis plus haut: 1 à 1,5 mm de déplacement en gression par mois.

3. LE MODÈLE MÉCANIQUE

Lorsque nous appliquons un système de force à une dent, celle-ci se déplace au sein d'un milieu déformable partiellement élastique, le milieu ligamentaire (les propriétés élastiques du ligament sont liées aux faisceaux fibreux et à la vascularisation). La position immédiate de la dent résulte de l'équilibre entre le système de force et la réaction élastique du ligament. L'amplitude reste bien sûr limitée par l'anatomie de l'alvéole osseuse. Le remaniement osseux crée alors une néo-alvéole, conforme au nouvel équilibre de la dent. Le déterminant primaire du déplacement dentaire est donc l'équilibre primaire de la dent dans le milieu ligamentaire.

2

BIOMÉCANIQUE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE UNITAIRE

La dent est un solide indéformable ; sa racine est insérée dans une alvéole osseuse rigide à laquelle elle est reliée par un milieu élastique, le ligament alvéolo-dentaire. La dent est donc en équilibre dans ce milieu élastique ; un système de force exercé provoque une modification de cet équilibre ; ce mouvement primaire est limité par la forme géométrique de l'alvéole osseuse (*figure 2.1*).

Nous définirons les notions de centre de résistance et de valeur d'ancrage d'une dent avant d'étudier les différents mouvements dentaires possibles.

1. CENTRE DE RÉSISTANCE

1.1. Exemples pratiques

Considérons le dispositif représenté sur la *figure 2.2*, une plaque de bois glisse sur une table horizontale; une force exercée en un point quelconque M provoque en général surtout une rotation, accessoirement une translation dans le sens de la force.

En déplaçant le point d'application M, il est possible d'en trouver un tel que la plaque de bois glisse sans rotation: on dit alors que l'axe de la force passe par le centre de résistance, Cr; une recherche analogue avec une force exercée dans une direction perpendiculaire déterminerait un second axe passant par Cr. Cr est situé à l'intersection des deux axes. Dans ce cas simple, il correspond au centre de gravité de la surface de contact plaque de bois/table support.

Le centre de dérive d'un bateau constitue une entité physique analogue; lorsque le centre de voilure est en avant du centre de dérive, le bateau tourne dans le sens du vent (il «abat»), lorsque le centre de voilure est en arrière du centre de dérive, le bateau a tendance à «loffer», à tourner face au vent: il est «ardent» *figure 2.3*.

1.2. Centre de résistance d'une dent

Le centre de résistance d'un solide est le point tel que, si nous exerçons une force quelconque en ce point, le solide se déplace dans la direction de la force sans rotation, en gression pure.

Si nous pouvions ancrer une force en divers points répartis sur la hauteur de la racine d'une dent, nous déterminerions un point tel que la dent se déplace parallèlement à elle-même, en gression pure (*figure 2.4*).

Burstone a déterminé le centre de résistance d'une dent mono-radiculée ayant la forme radiculaire idéale d'un paraboloidé de révolution: Cr est situé au tiers radiculaire cervical. Un contrôle expérimental a confirmé ces résultats.

La *figure 2.5* précise la localisation de Cr et le *tableau 2.1*, sa distance par rapport à la lumière du bracket dans le cas de l'incisive centrale supérieure, de la canine supérieure et de la première molaire.

2. VALEUR D'ANCRAGE D'UNE DENT: COEFFICIENTS DE NABBOUT-FAURE

La résistance d'une dent au déplacement s'appelle sa valeur d'ancrage. L'estimation de la valeur d'ancrage d'une dent est donnée par l'importance de sa racine caractérisée par sa surface ou son volume.

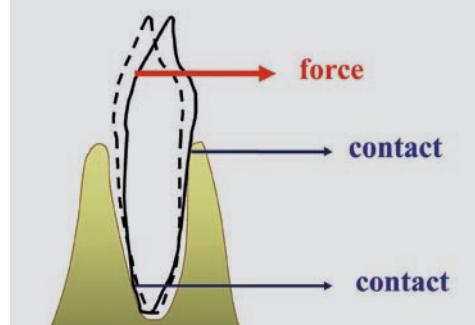
Une telle estimation suppose que le milieu ligamentaire soit isotrope et homogène, or nous savons bien que l'orientation des fibres n'est pas la même au niveau apical qu'au niveau cervical, le comportement du ligament ne sera donc pas le même pour un mouvement dans un sens donné.

Il est par ailleurs évident qu'un déplacement d'égression-ingression sera plus aisé qu'une gression mésio-distale par exemple; la prise en considération de la section radiculaire perpendiculaire au déplacement serait en toute rigueur une mesure plus adéquate.

Enfin dans un cas de déficience parodontale («déchaussement») il faudrait ne prendre en compte que la portion radiculaire possédant un parodonte sain.

DÉPLACEMENT DE LA DENT DANS L'ALVÉOLE OSSEUSE

Figure 2.1



Les données dont nous disposons sont:

(tableau 2.11)

- les valeurs surfaciques de Freeman;
- les coefficients de Jarabak basés sur l'intuition de cet auteur;
- les données volumiques et les coefficients de Nabtou, qui reposent sur un échantillon étendu et des méthodes de mesures précises. Nous nous référerons uniquement à ces dernières valeurs. Il est intéressant de noter que, ici comme plus loin pour les groupes dentaires, la valeur d'ancre est intéressante à connaître pour les dents que nous ne souhaitons pas déplacer mais aussi pour celles que nous cherchons à mobiliser.

3. SYSTÈME DE FORCE ET DÉPLACEMENT DENTAIRE

Nous présenterons d'abord les analyses de toutes les actions possibles en deux dimensions; nous terminerons en rappelant que, bien sûr, toute action exercée sur le solide dentaire se décompose le plus souvent en des composantes de translation dans les trois sens de l'espace et de rotation (composantes du vecteur moment résultant) là aussi selon les trois axes orthogonaux du repère de référence.

3.1. Système de forces

Pour déterminer le mouvement d'un solide libre dans l'espace, sous l'action d'un système de forces, nous calculons classiquement en mécanique:

- la résultante générale des forces appliquées (somme des différentes forces appliquées): \vec{F} , elle détermine le mouvement de translation du solide;
- le moment résultant autour de G (somme des différents moments appliqués autour de G, centre d'inertie du solide): \vec{M} , il détermine le mouvement de rotation du solide autour de G. En mécanique du déplacement dentaire, nous calculons:
- la résultante générale des forces appliquées (somme des différentes forces appliquées): \vec{F} ,

elle détermine le mouvement de translation de la dent;

- le moment résultant autour de Cr (somme des différents moments appliqués autour de Cr): \vec{M} , il détermine le mouvement de rotation de la dent autour de Cr.

La dent subit donc une translation $CrCr'$ et une rotation autour de Cr' d'un angle θ . Le mouvement apparent est une rotation autour d'un point fixe appelé centre de rotation noté Cp (figure 2.6).

3.2. Force isolée

3.2.1. Version libre et centre de rotation

Lorsqu'une force isolée est exercée sur la couronne de la dent (par exemple un ressort d'une plaque mobile), le système de forces se réduit à (figure 2.7): la résultante qui est la force elle-même: \vec{F} .

Le moment résultant, en module, est:

$$M = \overline{CrP} \times F \text{ (vecteur perpendiculaire au plan de l'image).}$$

La version libre est donc la combinaison d'un faible mouvement de translation dans le sens de \vec{F} , et d'une forte rotation autour de Cr, dans le sens de \vec{M} . Le mouvement de rotation l'emporte à cause de l'importance du bras de levier \overline{CrP} ; le centre de rotation Cp est quasi-confondu avec le centre de résistance Cr.

3.2.2. Force isolée exercée à distance: arc facial

Un arc facial peut déporter le point d'application P de la force \vec{F} à distance de la couronne. La résultante est toujours la force elle-même, mais le moment devient:

$$M = \overline{CrH} \times F$$

\overline{CrH} désigne la distance de Cr à l'axe de la force F (figure 2.8).

3.3. Couple isolé exercé sur le bracket

Un couple est l'ensemble de deux forces: parallèles – de directions opposées – de même module – de points d'applications différents.

Le moment d'un couple est indépendant du centre de rotation. Il est égal, en module à:

$$M = F \times d$$

F désigne le module des forces et d la distance entre les deux axes des forces.

Le vecteur moment est perpendiculaire au plan contenant les deux forces (*plan de la figure 2.9*). Un arc rectangulaire dont la position de repos est représentée à gauche (*figure 2.9*) est introduit, à droite, dans la gorge du bracket grâce à une déformation élastique d'angle θ .

Il exerce un couple $F-F'$ dont le moment M dépend des paramètres géométriques et mécanique de l'arc (section et module de rigidité) ainsi que de l'angle de torsion axiale θ .

Le moment détermine l'intensité de l'effet de rotation (ici de torque), indépendamment du lieu d'application du couple. La rotation s'effectue autour de Cr .

3.4. Combinaison force-couple

3.4.1. Théorie

Burstone a montré que, lorsqu'une dent subit une action globale caractérisée par une résultant F et un moment résultant R , le centre de rotation Cp est distant du centre de résistance de y (*figure 2.10*):

$$M/F = 12h^2 / 175y$$

h désigne la hauteur radiculaire globale.

Nous noterons les situations limites:

- $F = 0$ donne $y = 0$; Cr et Cp sont confondus, mouvement de rotation pure autour de Cr ;
- $M = 0$ donne $y = \infty$; Cp est rejeté à l'infini, mouvement de gression pure.

Le rapport moment/force détermine donc le rapport rotation/translation, la formule suivante se déduit immédiatement de la formule de Burstone:

$$M/F = (12h^2 / 175).tg\theta/x$$

θ désigne le déplacement angulaire et $x = CrCr'$ désigne le déplacement linéaire.

3.4.2. Le mouvement de translation pure

Lorsque nous combinons une force F et un couple de moment Mc , appliqués tous deux au niveau du bracket, la résultante est toujours la force elle-même, mais le moment résultant devient la somme du moment du couple, Mc , et de celui de la force, Mf .

Il est ainsi possible de choisir le moment du couple de manière à ce qu'il soit égal et opposé à celui de la force: le moment résultant est nul, nous réalisons une translation pure.

3.4.3. Choix du centre de rotation

En appliquant sur une dent ou un groupe de dents une force et un moment choisis, il est possible de déterminer le centre de rotation Cp . Ainsi, avec un même moment de torque actif (incorporé à l'arc ou au bracket) sur le groupe incisif supérieur, nous obtenons plusieurs localisations possibles de Cp (*figure 2.11*):

- en l'absence de force antéropostérieure une rotation autour de Cr : Cr et Cp confondus; la couronnes incisives avancent (a);
- avec un blocage coronaire dans le sens antéropostérieur (par exemple avec un arc dont les omégas sont ligaturés en *tie back* sur les groupes molaires), Cp est situé au niveau du bracket; la couronne incisive ne bouge pas (b);
- avec une force de recul très importante (par exemple des forces directionnelles et une mécanique intermaxillaire de classe II), les couronnes incisives reculent et le torque augmente, Cp est déporté en direction coronaire (c).

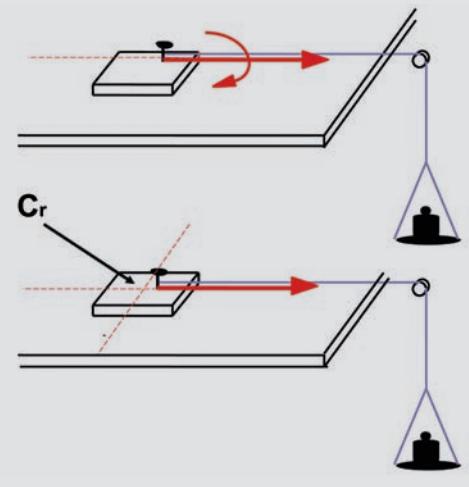
3.5. Le mouvement en «trois dimensions»

Il ne faut jamais perdre de vue que notre mécanique s'applique à des solides dentaires tridimensionnels, et qu'une action visant souvent un déplacement simple dans une direction déterminée va avoir des effets parasites ou inattendus dans les autres directions.

La *figure 2.12* permet l'analyse des effets «parasites» induits par une force haute et distale appliquée sur le bracket d'une première prémoindre mandibulaire droite libre (non liée à l'arc).

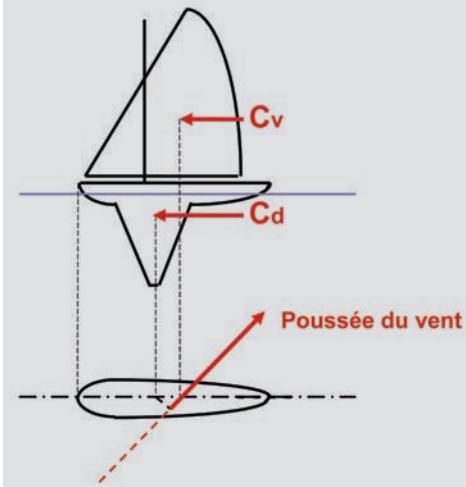
DÉTERMINATION DU CENTRE DE RÉSISTANCE:
MOUVEMENT EN TRANSLATION PURE

Figure 2.2



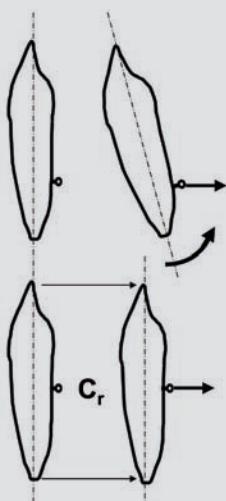
CONCEPT ANALOGUE À CELUI DE CENTRE
DE RÉSISTANCE: LE CENTRE DE DÉRIVE

Figure 2.3



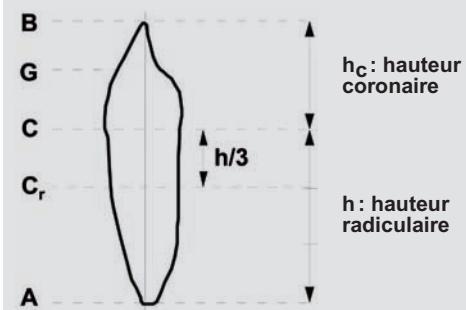
RECHERCHE DU POINT D'ANCRAGE DONNANT
UN DÉPLACEMENT EN TRANSLATION PURE

Figure 2.4



LOCALISATION DU CENTRE DE RÉSISTANCE
SELON BURSTONE

Figure 2.5



B: bord ou pointe cuspidienne

G: gorge du bracket

Cr: centre de résistance

A: apex

DISTANCE MOYENNE CENTRE DE RÉSISTANCE-GORGE DU BRACKET POUR LES INCISIVES CENTRALES, LES CANINES ET LES PREMIÈRES MOLAIRES

Tableau 2.I

			11-21	13-23	16-26
hauteur coronaire	hc	BC	10	9.5	7.5
hauteur radiculaire	h	CA	12.5	17	14.8
distance gorge-Cr	hc/2+h/3	GCr	9.2	10.42	8.7

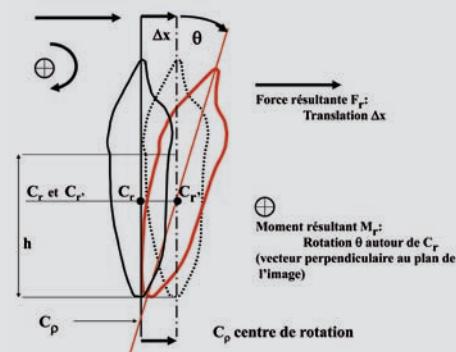
COEFFICIENTS D'ANCRAGE SELON FREEMAN, JARABAK ET NABBOUT-FAURE

Tableau 2.II

	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Surface radiculaire en mm ² Freeman	230	194	282	312	254	533	-	170	200	270	237	240	475	-
Volume radiculaire en mm ³ d'après Nabbout-Faure	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 Nabbout-Faure	2	1.5	2.25	2	2	4	3.5	1	1	2	1.5	2	3.5	3.5

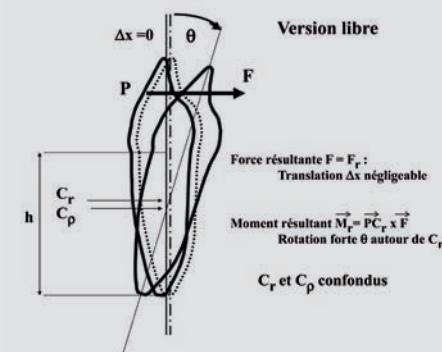
DÉPLACEMENT DANS LE PLAN D'UNE DENT SOUMISE À UN SYSTÈME DE FORCES ET NOTION DE CENTRE DE ROTATION C_p : RÉSULTANTE GÉNÉRALE, F_r , INDUISANT UNE TRANSLATION Δx , MOMENT RÉSULTANT PAR RAPPORT À C_r , M_r , INDUISANT UNE ROTATION θ AUTOUR DE C_r

Figure 2.6



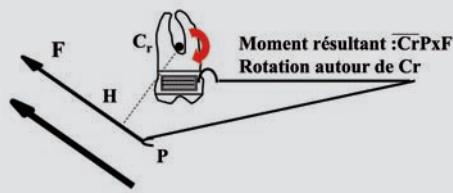
VERSION LIBRE: FORCE ISOLÉE HORIZONTAL, F , APPLIQUÉE SUR LA COURONNE DE LA DENT: $FR = F$ ET $M_r = PC_r \cdot F$ L'IMPORTANCE DU BRAS DE LEVIER (PC_r) ENTRAÎNE LA PRÉDOMINANCE DE LA ROTATION

Figure 2.7



SYSTÈME DE FORCES APPLIQUÉ AUX DENTS DE SIX ANS PAR UN ARC FACIAL ET UNE FORCE EXTRA-ORALE (FEO) HAUTE

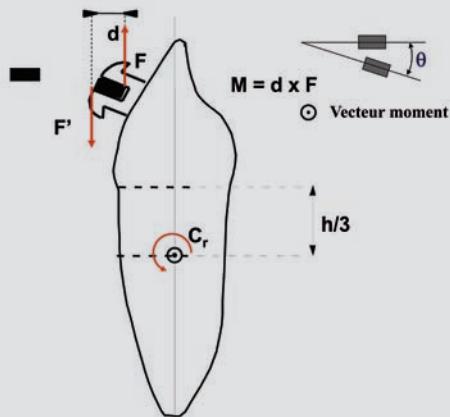
Figure 2.8



Force résultante : F
Translation

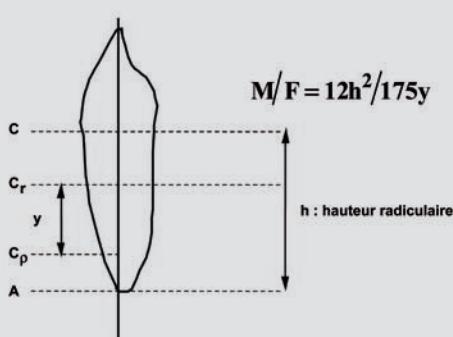
APPLICATION D'UN COUPLE ISOLÉ DANS LA GORGE D'UN BRACKET: LA CONTRAINE EN ROTATION AXIALE DE L'ARC EST Θ , ET d DÉSIGNE LA LARGEUR DE LA SECTION DE L'ARC

Figure 2.9



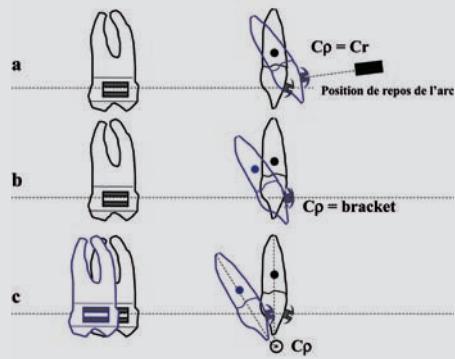
FORMULE DE BURSTONE RÉGLANT LA POSITION DU CENTRE DE ROTATION D'UNE DENT LORS D'UN MOUVEMENT QUELCONQUE DANS LE PLAN, AVEC LE SYSTÈME DE FORCE RÉSULTANTE ET MOMENT RÉSULTANT, F ET M

Figure 2.10



INTERCEPTION D'UNE CLASSE II 2:
TORQUE RADICULO-PALATIN ET RECUL
MODULATION DE LA POSITION DE Cp

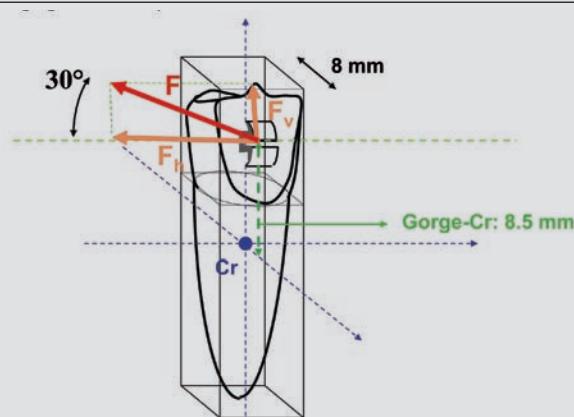
Figure 2.11



ANALYSE DANS LES TROIS SENS DE L'ESPACE DES EFFETS D'UNE FORCE DISTALE ET HAUTE APPLIQUÉE SUR 44.

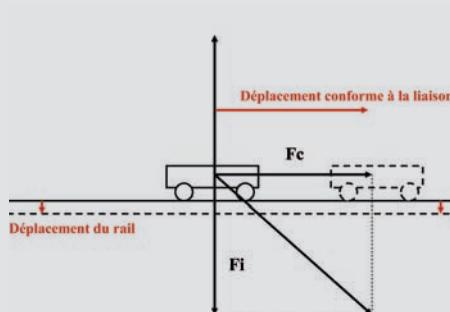
NOUS EXERÇONS SUR 44 UNE FORCE HAUTE ET DISTALE DE 100 GRAMMES FORCE (À 30° DU PLAN D'OCLUSION). HAUTEUR CORONAIRE: 9 mm. LONGUEUR RADICULAIRE: 12 mm (DISTANCE GORGE-C_R: 8,5 mm)

Figure 2.12



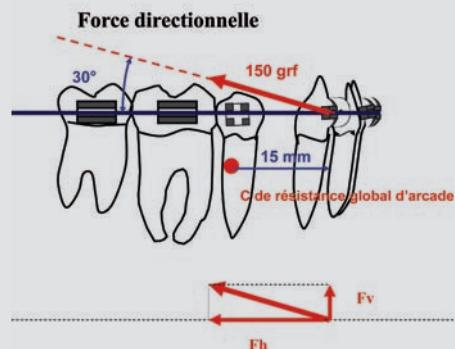
LIAISON DE TYPE RAIL OU GLISSIÈRE:
COMPOSANTE COMPATIBLE ET INCOMPATIBLE

Figure 2.13



ANALYSE DE L'ACTION D'UNE FORCE
DIRECTIONNELLE HAUTE APPLIQUÉE SUR 43

Figure 2.14



Fh: déplacement intra-arcade
Fv: déplacement global d'arcade:
égression et bascule antihoraire
(selon le moment Fv. 15 mm)

La force résultante est la force elle-même et la dent subira une translation à 30° de l'horizontale, vers le haut et vers l'arrière.

Les moments «parasites» sont:

Torque radiculo-vestibulaire:

Fv. Distance axe corono-radiculaire/bracket

Tipping (tip back):

Fh. Distance bracket/Cr selon l'axe corono-radiculaire

Rotation axiale vestibule-distale:

Fh. Distance axe corono-radiculaire/bracket

Les résultats numériques sont:

$$\begin{aligned}\text{Torque: } 100 \text{ grf} \times 1/2 \times 4 \text{ mm} &= 200 \text{ grf} \times \text{mm} \\ &= 20 \text{ grf} \times \text{cm}\end{aligned}$$

$$\text{Tipping: } 100 \text{ grf} \times \sqrt{3}/2 \times 8,5 \text{ mm} = 73,6 \text{ gr} \times \text{cm}$$

$$\begin{aligned}\text{Rotation axiale: } 100 \text{ grf} \times \sqrt{3}/2 \times 4 \text{ mm} \\ &= 34,64 \text{ grf} \times \text{cm}\end{aligned}$$

Il paraît plus aisés de calculer surtout les forces et les moments compatibles avec la liaison, les autres étant contrecarrés par les forces de réaction de la liaison.

Dans le cas d'un wagonnet sur un rail (*figure 2.13*), une force quelconque peut être décomposée en:

- une composante parallèle au rail, force compatible F_c , qui seule peut induire un mouvement;
- une composante perpendiculaire à la liaison, force incompatible F_i , qui est contrecarrée par la réaction de la liaison.

Cette force perpendiculaire F_i peut soit:

- être complètement annulée par la résistance de la liaison: le rail ne bouge pas;
- provoquer un déplacement minime de l'ensemble du rail, mal stabilisé par un ballast insuffisant;
- provoquer la rupture du rail.

4.2. Dent liée à l'arc

L'ensemble constitué par une canine (*figure 2.14*), liée à l'arc et recevant une force haute par l'intermédiaire d'un crochet J (force directionnelle) ou d'un ressort relié à une minivis, doit être analysé de la manière suivante: il s'agit d'un solide lié: la dent ne peut se déplacer qu'avec son bracket glissant sur l'arc parfaitement rigide (guide parfait), c'est une liaison de type glissière ou wagonnet. La composante de la force directionnelle parallèle à l'arc F_h , nous intéresse surtout, elle conditionne le mouvement de rétraction de la canine en fonction bien sûr de son coefficient d'ancrage. Il s'agit du déplacement intra-arcade. La composante verticale F_v est contrecarrée par la réaction de l'arc; elle s'appuie sur l'ensemble de l'arcade (canine plus toutes les dents baguées). Elle peut donc provoquer un déplacement global d'arcade.

4. LE DÉPLACEMENT DE LA DENT LIÉE À L'ARC

4.1. Mécanique du solide lié

Un solide libre dans l'espace a six degrés de liberté, six déplacements possibles: trois translations et trois rotations.

Un système mécanique qui vient limiter le nombre de degrés de liberté est une liaison. Nous définirons la liaison selon les degrés de liberté qu'elle libère, par exemple pour ne citer que les plus employées:

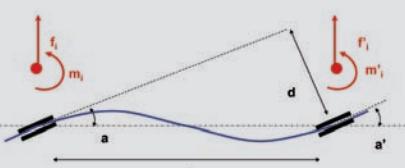
- une charnière libère une seule rotation: exemple, une charnière de porte;
- une glissière n'autorise qu'une seule translation: un wagonnet sur un rail n'a qu'un seul déplacement autorisé (rouler le long du rail);
- une articulation rotule ou une articulation de Cardan libèrent trois rotations mais aucune translation.

Sur le plan mécanique, nous pouvons traiter le problème global, c'est-à-dire analyser le système de forces complet: forces appliquées sur le solide auxquelles s'ajoutent les réactions de la liaison qui maintient le solide rigidement.

Vj kū'r ci g'kpvgpvkqpcm{ 'ighv'dmcpm

ACTION DE L'ÉLÉMENT UNITAIRE D'ARC LORSQUE DEUX BRACKETS CONSÉCUTIFS SONT DÉCALÉS DE D SANS ANGULATION (SITUATION EN S)

Figure A10.2



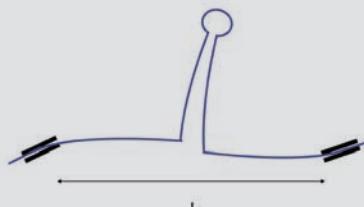
$$f_i = -12 EI a / l^2 = -12 EI d / l_o \cdot l^2$$

l_o : distance interbracket

l : longueur de fil fléchissant (ici $l = l_o$)

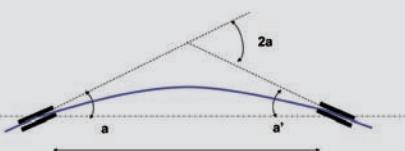
L'ADJONCTION D'UNE BOUCLE DE FERMETURE AUGMENTE LA LONGUEUR DES SECTEURS FLÉCHISSANTS

Figure A10.3



ACTION DE L'ÉLÉMENT UNITAIRE D'ARC LORSQUE DEUX BRACKETS CONSÉCUTIFS SONT ANGULÉS SANS DÉCALAGE VERTICAL (ANGULATION 2A: SITUATION EN V)

Figure A10.4



$$m_i = -2 E I a / l$$

l : longueur de fil fléchissant

L'ADJONCTION D'UNE BOUCLE DE FERMETURE AUGMENTE LA LONGUEUR DES SECTEURS FLÉCHISSANTS

Figure A10.5

