

Comportement mécanique et biocompatibilité des diverses conceptions modernes de prothèses adjointes partielles à selles libres

A. LUBESPERE, A. LEBIG, Ph. JOURDAN

Faculté de Chirurgie dentaire de Toulouse.

RÉSUMÉ

Cette étude consiste à partir de trois expérimentations *in vitro* à mettre en évidence le ou les types de châssis répondant le mieux aux exigences biologiques et fonctionnelles.

Le premier volet consiste à tester l'existence et le degré d'amplitude du jeu sellaire et la mobilisation plus ou moins importante des zones de liaisons stratégiques des divers types de châssis utilisés, pour en déduire leur plus ou moins grande valeur sur le plan bio-mécanique. Les châssis à plaque fendue de A. Lubespère et amorti de Tourtet offrent les meilleures réponses.

Le deuxième volet traite de la résistance à la fatigue de six types de châssis en fonction. Deux exemplaires de chaque type ont été coulés, soit douze châssis en tout. Les châssis mandibulaires résistent mieux que les maxillaires, dans lesquels la plaque fendue de A. Lubespère est la plus performante.

Le troisième volet est destiné à tester le vieillissement des plaques fendues en fonction, sur quatre alliages différents, en faisant varier deux paramètres concernant la conception des plaques: l'orientation des fentes et la présence ou l'absence d'un cercle terminal.

Vingt-quatre alliages sont testés.

Le Swedion et le Chromix 65/7 vieillissent bien.

La fente oblique rectiligne avec cercle terminal est celle qui résiste le mieux.

Sur le plan biologique, la réponse est excellente.

MOTS CLÉS:

Prothèses à selles libres - Plaques fendues - Comportement mécanique - Biocompatibilité - Fatigue châssis.

SUMMARY

This research is aimed to check the mechanical holding and the biocompatibility at various conceptions of removable partial dentures with free saddles, constituted from stellite alloys.

As a matter of fact, the duality of the supporting surface in this kind of dental prosthesis sets biological problems, that one must try to sort out in the best way.

It consists of three in vitro experimentations to point out the type or the types of framework answering in the best way to biomechanical and biological requirements.

The very same equipment has been used on that three experimentations adapting it to the needs. It's «a machine to overdrive», imagined into the building of «L'Ecole supérieure d'Aéronautique de Toulouse»; this machine is made of an electric engine with an axis of rotation, of two speed reducers giving a motion, of one turn by second, of a knee-joint converting a rotary motion to an alternating motion, of a lever-arm enclosing supporting the weights, of a needle with a foam point which secure the saddles or the strategic zones, of two supporting mandibula and maxillary framework resin patterns, and on the areas representing the osteo-mucosa support capped uniformly with a compressible silicone material of one millimetre thick, of one dynamometer and of an accurate comparator to check the strength used, and the displacement tested zones.

The first part consists in testing the amplitude of the saddle displacement and the mobilization of strategic joining areas from various frameworks used. So we can infer the impact on the mucosa during the function.

That is why six types of frameworks have been achieved in Wironit stellite alloy showing mechanical qualities admitted to be excellent and to be subject to very accurate experiment conditions with 30 Kz strength (Lundeen and Gibbs, 1982).

The results are interpreted through the reading of histogramms which X-AXIS represent the points where motions have been located and the Y-AXIS represent the motion at 1/100th millimetre. It allows to show the existence more or less important of the saddle displacement which is not far from the mucosa one and constitute therefore on the biological view point a favourable component but also the existence of tensions in level of some strategic zones which let foresee, for same, a risk of weariness.

The second part deals with the toughness to weariness of six types of frameworks in use. Two specimens of each type have been cast, wholly, it makes twelve frameworks. The motions causing the strength come from vertical alternating cycles: they cause an amplitude of the saddle displacement close to the one found during the first experimentation, never going beyond one millimetre. The weariness tests are continuous in the course of the time represent the outcome of the work of the frameworks during a definite number of years and paying respect to the international norms (Glickman, 1974), as for the daily quantity of chewing and deglutition. Each framework undergo the identical time of weariness to be able to confront the results achieved.

Each sample is under checking by metallographic microscope during all the experimentation and at the end. Two boards record the results which allow to come to conclusion for the better toughness of the mandibula frameworks and of the maxillar split plates.

The third part is aimed to test the weariness of the split plates in use, with different alloys: the Wironit, the Swedion, the Vitallium, the Chromix 65/7, making varie two parameters concerning the plates conception. Those are due to the split orientation and to a present or missing terminal circle.

Twenty four frameworks are tested, one of each conception and of each alloy. A.S.E.M. and a metallographic microscope are foreseen to analyse the alloys microstructure and to test the metallic fissure.

Four boards summarize the microscopic study and allow to so sort out the practical inferences concerning the quality of the alloys that we used and the two foreseen parameters, but also to come to the conclusion by the way that the biointegration of the straight split plates with terminal circle is evident.

The biological answer of the mucosa under the saddles is tested with the microscope. The biopsies are cut off under the saddles on twelve patients. The answer is excellent.

KEY WORDS:

Dentures with free saddles - Split plates - Mechanical holding - Biocompatibility - Strength Frameworks.

INTRODUCTION

La dualité de la surface d'appui des prothèses partielles adjointes coulées destinées à traiter les édentements terminaux, a toujours posé des problèmes d'ordre biologique (Belilty, 1978; Batarec, 1968; Buch, 1981; Coletti et Col., 1984; Glickmann, 1974; Giumelli et Daniël, 1989; Picton, 1972; Tamari, Pié-trokowski, 1983).

En effet, la prothèse repose d'une part sur les dents restant sur l'arcade par l'intermédiaire des crochets, des taquets occlusaux et à l'occasion des barres cingulaires, et d'autre part sur les crêtes édentées, grâce aux selles prothétiques.

Les efforts exercés sur les dents artificielles lors de la mastication, sont transmis à l'os sous-jacent par des tissus différents jouant plus ou moins le rôle d'amortisseurs; d'une part le desmodonte qui permet un mouvement axial d'environ 1/10 de millimètre et d'autre part la fibro muqueuse, d'une dépressibilité 4 à 10 fois plus grande selon les cas (Picton, 1972).

Cette différence peut-être la source de troubles importants, notamment au niveau du parodonte, et ne cesse de nous préoccuper dans la conception de nos appareils.

Dans les classes III et IV de faible étendue qui représentent les édentements intercalaires, la prothèse partielle adjointe coulée va rechercher avant tout un appui dentaire et se comporte du point de vue mécanique comme une prothèse fixée.

Ce sont les dents supports de crochets, grâce à la présence des taquets occlusaux, qui reçoivent l'essentiel des forces de mastication s'exerçant sur les éléments prothétiques.

La liaison entre «l'arc de fixation» de la prothèse (c'est-à-dire l'ensemble des crochets) et les selles, se fait par des potences courtes et indéformables, ne permettant aucun mouvement des selles.

C'est ce que nous appelons un «mode de liaison rigide».

Dans les classes I et II et les classes IV de grande étendue, l'arcade dentaire se présente avec des segments édentés en extension et il est bien entendu exclu de faire supporter aux dents restantes seules, les efforts de la mastication.

La conception de l'appareil doit être telle que les forces soient réparties de la façon la plus harmonieuse possible, entre les dents supports de crochets et les crêtes ostéomuqueuses.

Batarec H. (1978) avait pensé à la plaque décollée, sans taquets occlusaux. Au bout d'un certain temps,

cette plaque se comportait comme un appareil résine ordinaire, c'est-à-dire que le support devenait uniquement ostéo-muqueux et des phénomènes de tassement avec résorption osseuse importante ne tardaient pas à intervenir.

On a pensé également établir entre «l'arc d'immobilisation» (= partie du châssis prenant appui sur les dents) et les selles en extension, une liaison dite «ruptrice», soit par l'intermédiaire de crochets à longue potence élastique (stress-breaker), ou par l'emploi d'attache-ments type «charnière» et articulés; hélas ces appareils à géométrie variable sont trop souvent néfastes pour les crêtes (grande résorption due au jeu trop important des selles), sans pour autant n'être pas nocifs à la longue pour les dents supports, quand leur résistance leur assure un degré de longévité suffisant.

C'est sûrement pourquoi on utilise à l'heure actuelle un mode de liaison dit «semi-rigide» préconisé par Nally (1971) et obtenu grâce à des crochets de type particuliers.

Ceux-ci comportent des taquets occlusaux «indirects» et des potences placées sur la dent support du côté opposé à l'édentement. Des attache-ments rigides (glissières à butée) peuvent être positionnées à la plaque du taquet.

Ce type de liaison semi-rigide permettrait selon les auteurs précités, de libérer les selles en extension et, grâce à l'élasticité relative du métal, de leur donner la possibilité d'un jeu limité, favorisant ainsi une meilleure répartition des forces de mastication.

Ceci est surtout possible à la mandibule, car la connexion se fait par une barre de section relativement faible. Au maxillaire par contre, l'union entre crochets et selles dans ces classes d'édentement, fait intervenir une plaque palatine d'autant plus importante que les zones édentées sont de longue portée. Bien qu'il soit possible de libérer les selles, il est douteux, si l'on considère la surface et le volume de la plaque que l'élasticité du métal soit telle, qu'elle permette à ces dernières un jeu suffisant.

Pour résoudre ce problème Tourtet (1983) a pensé reprendre le principe du Stress-Breaker à travers une conception plus adaptée qui, à la mandibule, semble pouvoir être prise en compte. Lewin, au cours d'un stage post-universitaire à Los Angelès en 1975, nous a indiqué son idée de favoriser le jeu des selles au maxillaire en pratiquant en regard des dents supports les plus proches de la zone édentée, une fente dans la plaque palatine.

Cette fente était prévue pour assurer une désolidarisation limitée entre les crochets, les connexions secondaires et les selles prothétiques, donc pour créer le véritable mode de liaison semi-rigide souhaité.

Hélas, les premières plaques fendues n'ont pas donné entièrement satisfaction du fait d'une mauvaise réalisation technique.

Conscient de la valeur de cette conception sur le plan bio-mécanique, nous avons entièrement revu la méthode de réalisation et pensons qu'au maxillaire elles peuvent constituer une proposition thérapeutique intéressante, dans la mesure où le métal utilisé est de bonne qualité (Lubespère A. et Coll., 1983). En outre en les associant à des attachements à mode de liaison rigide nous avons obtenu un résultat meilleur (Lubespère A. et Coll., 1986).

Chacun des auteurs, à travers ses propositions de tracé prothétique a cherché à créer des conditions d'équilibre telles que, les éléments supports desmodontaux ou fibro-muqueux n'aient pas à en souffrir.

Ont-ils tous réussi? Nous en doutons, c'est pourquoi, nous avons mis en œuvre et mené à bien une recherche destinée à vérifier la valeur thérapeutique des tracés proposés par les différents auteurs y compris le notre.

Cette recherche comprend trois volets:

1. La vérification de la réalité et du degré d'amplitude du jeu des selles ainsi que du degré de mobilisation des zones de liaisons stratégiques des divers châssis proposés, destinés à réduire l'action des prothèses sur les tissus d'appui durant la fonction.
2. L'étude in-vitro de la résistance à la fatigue des divers châssis au niveau des zones de liaisons stratégiques, destinée à montrer le type de châssis le plus apte à résister aux forces masticatrices.
3. L'étude in-vitro de la résistance à la fatigue des divers types de plaque fendue, destinée à montrer le meilleur tracé possible de fente.

A ces trois volets nous avons ajouté une étude histologique des tissus de support fibro-muqueux, destinée à connaître la réaction tissulaire à la présence des prothèses.

Le but est de connaître la réponse générale du châssis aux sollicitations des forces, et d'en déduire le risque biologique pour les tissus de support.

I. PREMIER VOLET

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le matériel utilisé est le Wironit. C'est un des alliages le plus couramment utilisé, dont la composition est très proche de la formule type des stellites (Fig. 1), tout comme le Chromix 65/7, le Swedion, le Chromix Plus, le Niranium et le Vitallium.

Ayant dans une étude préliminaire testé les qualités mécaniques de ces six alliages et déduit de celle-ci les moyens d'obtenir la coulée la meilleure, nous nous sommes rendus compte que le Wironit répondait aux qualités nécessaires d'un bon alliage de ce type.

Les deux tableaux tirés de cette recherche (Figure 1, 2 et 3) mettent en évidence ces qualités.

Si on compare ces résultats aux moyennes publiées par l'A.D.A., on voit:

- a) que la limite élastique à 0,2% exprimée en Kg par mm² est de 46,38 kg pour 42 kg dans la spécification n° 14.
- b) que la résistance à la rupture exprimée en Kg par mm² est de 86,5 kg pour 63 kg dans la spécification n° 14.
- c) que le module du Yung (rigidité) exprimé en Kg par mm² est de 25.594 kg/mm² pour 18.980 kg/mm² dans la spécification n° 14.
- d) que la dureté Vickers présente l'indice 385 dans la spécification n° 14.

Six types de châssis ont été réalisés en Wironit:

- Trois au maxillaire:
 - Type Nally (Fig. 4)
 - Type Plaque fendue (Fig. 5)
 - Type Tourtet (Fig. 6)
- Trois à la mandibule:
 - Type Nally (Fig. 7)
 - Type Stress-Breaker de Lewin (Fig. 8)
 - Type Tourtet (Fig. 9)

Le même matériel ayant servi pour les trois expérimentations, en l'adaptant aux besoins, nous le décrivons dans son ensemble une fois pour toutes. Nous nous bornerons à rappeler les différences pour les deux derniers volets.

Une machine à fatigue a été conçue dans les locaux de l'Ecole Supérieure-d'Aéronautique de Toulouse.

Cette machine comprend:

1. Un moteur électrique à axe rotatif qui actionne la machine.
2. Deux réducteurs de vitesse fixant le mouvement à un tour par seconde.

Fig. 1: Formule type des stellites

Cobalt	60 à 64 %
Chrome	25 à 30 %
Molybdène	4 à 5 %
Magnesium	0,3 à 1 %
Silice	0,3 à 1 %
Fe	0 à 2 %
Nickel	1 à 3,5 %
Autres	Traces

Fig. 2: Résultats des essais mécaniques

Type d'alliage	Résistance à la rupture: daN/mm ² valeurs moyennes	Limite élastique à 0,2%	Valeur moyenne	Module d'élasticité daN/mm ²	Valeur moyenne
Wironit	86,5	52,36 40,41	46,38	29 920 21 268	25 594
Chromix 65/7	82	50,74 55,52	53,13	40 592 21 353	30 972
Swedion	87	52,53 54,79	53,66	16 945 24 351	20 633
Chromix Plus	84,66	55,90 55,94	55,92	47 012 24 321	35 666
Niranium 2N	73,56	53,44	53,44	28 126	28 126
Vitallium (coulée normale)	91	62,41	62,41	21 094	21 094
Vitallium (Coulée Vitallium)	82,51	54,58 62	58,29	21 832 22 962	22 397

3. Une rotule de conversion du mouvement rotatif au mouvement cyclique vertical.
4. Un bras de levier comportant un axe de suspension des poids.
Le bras de levier à une longueur calculée, de manière à provoquer un effet de force qui est le double du poids accroché à son extrémité.
5. Un pointeau à extrémité mousse et en acier trempé, vient appuyer sur les selles des châssis convenablement mis en place sur la table.

Fig. 3: Mesure de la microdureté des alliages stellites les plus couramment utilisés

Métal	Avant la coulée			Après la coulée		
	Diagonale d'empreinte	Dureté individuel.	Dureté moyenne	Diagonale d'empreinte	Dureté individuel.	Dureté moyenne
Wironit	0,37 0,36	406 418	412	0,37 0,39	406 366	385
Chromix 65/7	0,36 0,38	418 385	401,5	0,40 0,41	348 331	339,5
Swedion	0,34 0,35	481 454	466	0,38 0,38	375 375	375
Chromix Plus	0,49 0,45	232 275	252,5	0,41 0,42	331 315	323
Niranium 2N	0,38 0,38	385 385	385	0,40 0,41	348 331	339,5
Vitallium	0,33 0,35	496 441	468,5		320 331	325,5

Dureté Vickers

Charge = 30 Kg

$$d = \text{diagonale en mm} \quad HV = \frac{P \times 1,5844}{d^2}$$

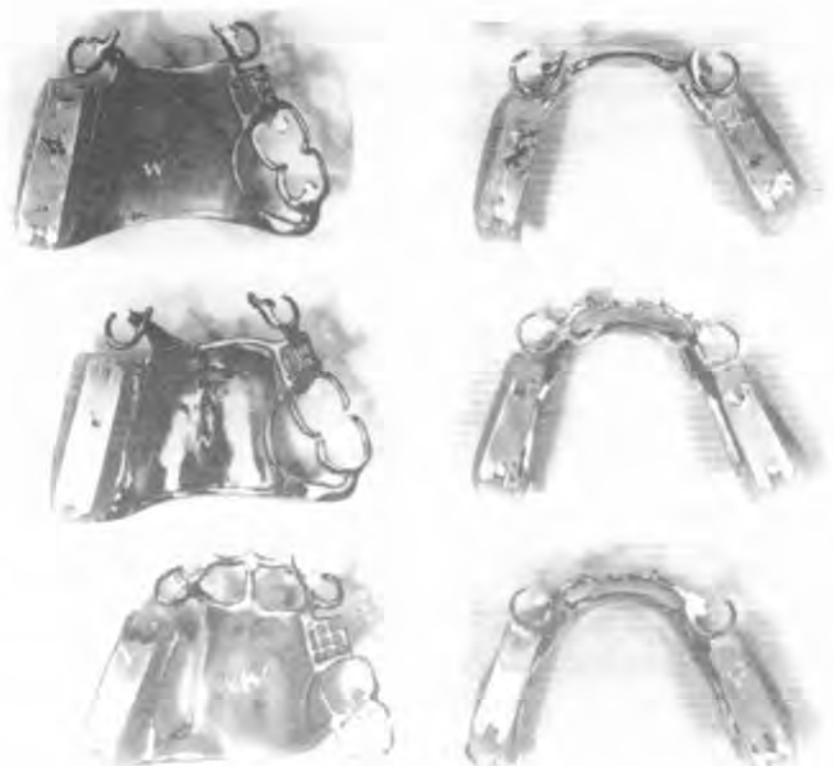


Fig. 4, 5, 6, 7, 8 et 9.

Fig. 4, 5, 6, 7, 8 and 9.

6. Un dynamomètre et des comparateurs de précision.

7. Un machine à traction.

Deux modules supports de châssis (Maxillaire et Mandibulaire) permettant de supporter les échantillons à tester, sont réalisés en résine autopolymérisable.

Les zones du modèle représentant l'appui ostéomuqueux sont recouvertes d'une couche uniforme de matériau compressible (silicone) ayant une épaisseur de 1 mm, calculé de manière à créer au mieux un jeu de selles semblables à celui qui existe en bouche.

L'épaisseur du matériau est réduite de 0,5 mm à l'endroit du taurus palatin, afin de se rapprocher au maximum des réalités cliniques.

Le modèle destiné à supporter le châssis peut être déplacé, ce qui permet de le centrer par rapport à la position du pointeau.

Des vis de blocage permettent une bonne fixation du modèle sur le plateau du banc d'essai.

Les pointeaux solidaires du bras de levier sont eux-mêmes déplaçables et verrouillables, afin de concentrer l'action des forces en un ou plusieurs points donnés des selles du châssis à tester.

Les forces occlusales mises en jeu ont été fixées à 30 kg, en accord avec les travaux de H. Lundeen et G. Gibbs (1982).

Les châssis comprennent deux zones distinctes :

- celles qui sont influencées par l'appui dentaire,
- celles qui sont influencées par l'appui muqueux.

Les points stratégiques réservés à l'emplacement des stylets des dynamomètres, tiennent compte de ces 2 zones.

Pour le maxillaire, ces points sont au nombre de dix (Fig. 10) :

- La partie la plus mésiale de la selle libre (1).
- La partie la plus distale de la selle libre (2).
- La partie postéro-centrale de la plaque (3).
- La connexion secondaire la plus distale du côté denté (4).
- L'ensemble des raquets (4 points) (5, 6, 8, 10).
- La zone de connexion secondaire reliant le crochet côté selle à la plaque (7).
- La zone de la plaque qui jouxte la selle intercalaire (9).

Pour la plaque fendue, on ajoute :

- Les zones de la plaque situées de part et d'autre de la fente.

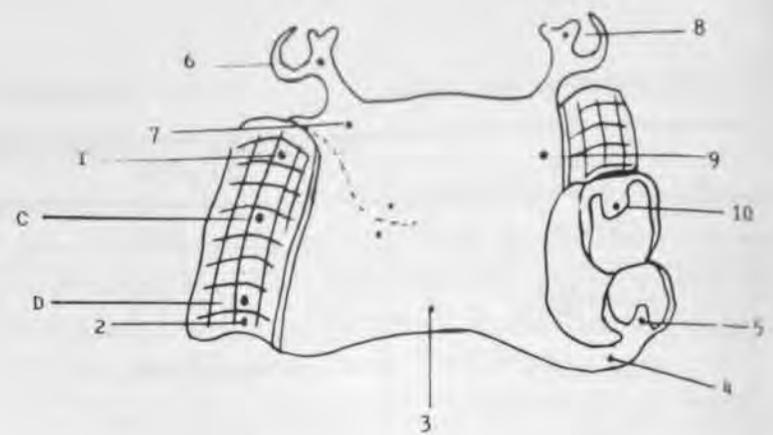


Fig. 10: Points stratégiques pour les châssis maxillaires et mandibulaires.

C et D représentent les points d'application de l'effort. Les chiffres de 1 à 10 représentent les différents emplacements du stylet du comparateur de précision.

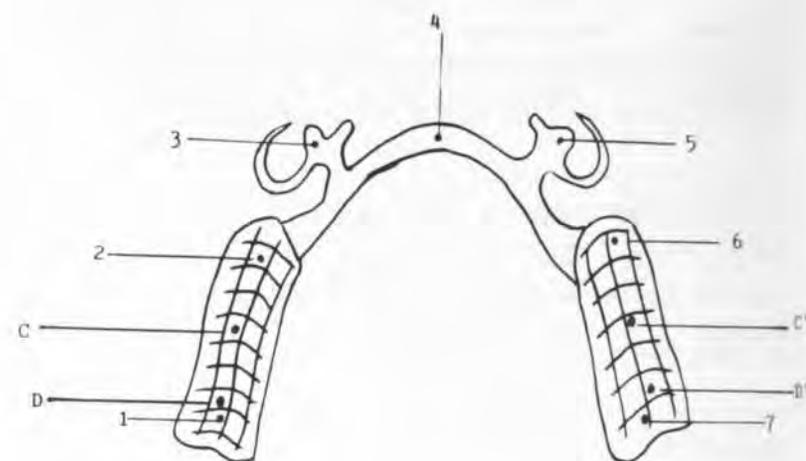


Fig. 11: Les lettres C, D, C' et D' représentent les points d'application de l'effort (C: central - D: Distal). Les chiffres de 1 à 7 représentent les différents emplacements du stylet du comparateur.

Pour la mandibule, ils sont au nombre de sept (Fig. 11) :

- Les parties les plus distales des deux selles libres (1, 7).
- Les parties les plus mésiales des deux selles libres (2, 6).

- Les taquets occlusaux (3, 5).
- La zone centrale de la barre linguale (4).

Les forces sont appliquées au point C, centre géométrique de la selle libre et au point D, point le plus distal de la même selle.

Les stylets enregistreurs des comparateurs ont été positionnés perpendiculairement à la surface des différentes zones du châssis testé. Les mouvements sont ainsi enregistrés dans les différents plans de l'espace; cela simplifie la lecture et l'interprétation des données finales.

On enregistre cinq mesures par point.

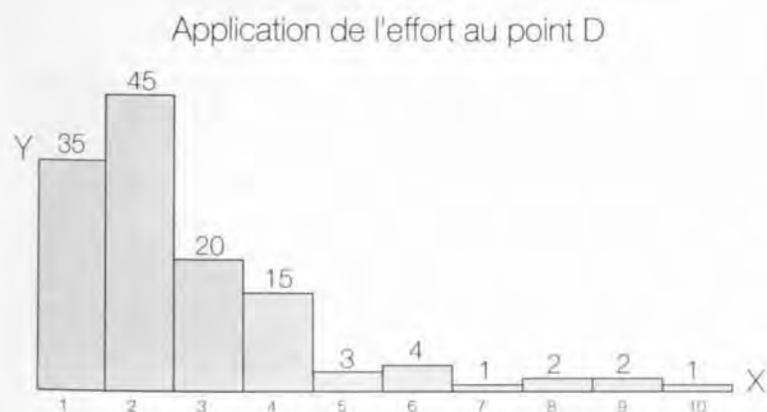
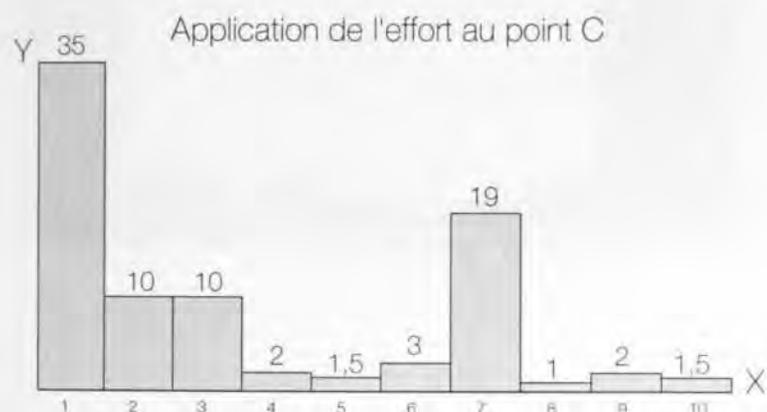


Fig. 12: Diagramme des valeurs: plaque de type Nally.
Application de l'effort au Point C.
Application de l'effort au Point D.
(X) Abscisses: Différentes zones du châssis concernées.
(Y) Ordonnées: Amplitude de mouvement des différentes zones en 1/100^e mm.

RÉSULTATS

Les résultats découlent de la lecture d'histogramme dont l'axe X des abscisses représente les différentes zones du châssis où les amplitudes ont été relevées, et l'axe Y des ordonnées représente les amplitudes de mouvement en 1/100^e de millimètre.

Nous représentons l'ensemble de ces histogrammes et le tableau récapitulatif des amplitudes des mouvements trouvées aux divers endroits testés sur chacun des types de châssis.

Cet ensemble de figures (Fig. 12 à 17) dont la simple lecture est très évocatrice, est commentée dans l'interprétation notée au tableau général (Fig. 18).

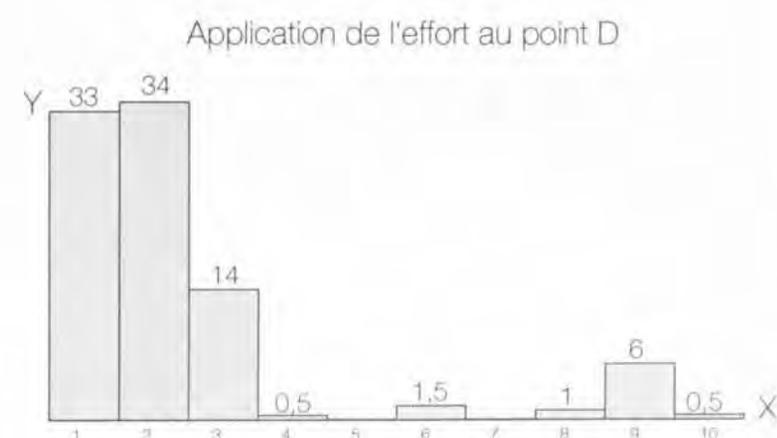
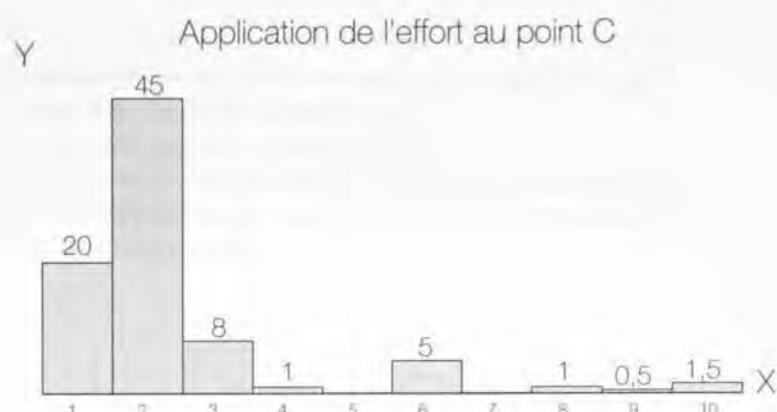


Fig. 13: Plaque palatine de type Tourtet à conjonction distale.
Application de l'effort au Point C.
Application de l'effort au Point D.
(X) Abscisses: Différentes zones du châssis concernées.
(Y) Ordonnées: Amplitude de mouvement des différentes zones en 1/100^e mm.

Fig. 14: Plaque palatine avec fente et cercle terminal.
 Application de l'effort au Point C.
 Application de l'effort au Point D.
 (X) Abscisses: Différentes zones du châssis concernées.
 (Y) Ordonnées: Amplitude de mouvement des différentes zones en $1/100^e$ mm.

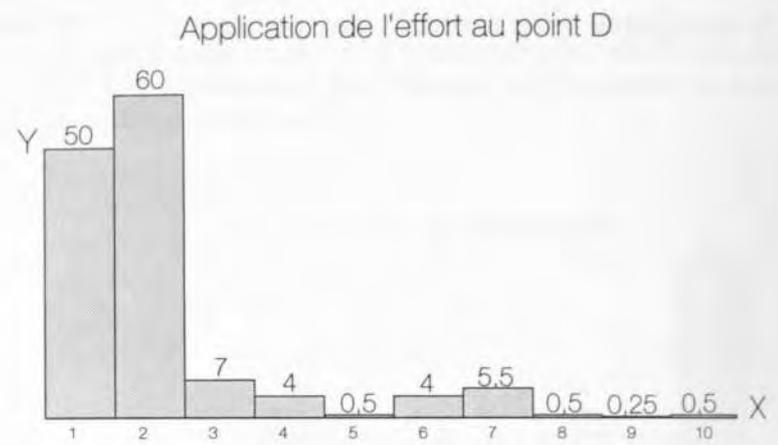
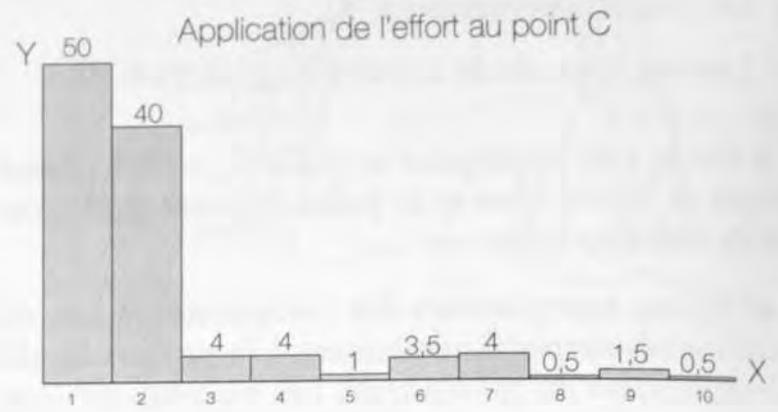
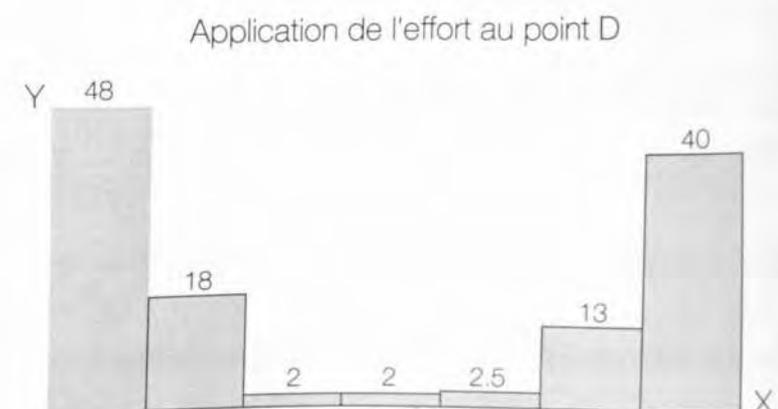
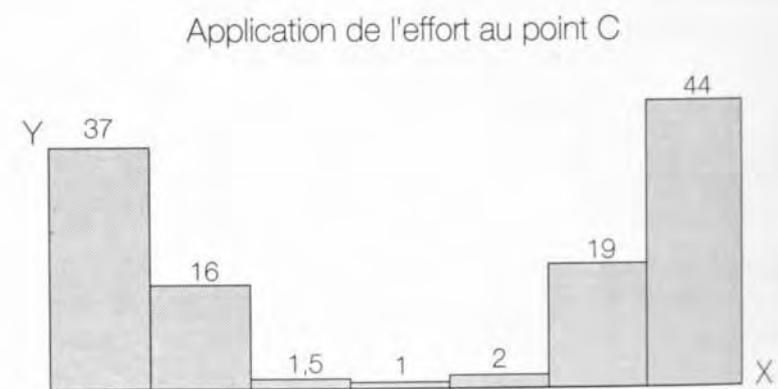
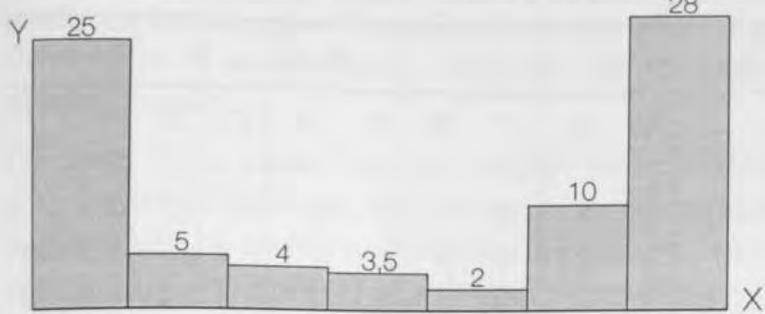


Fig. 15: Châssis métallique mandibulaire de type Nally.
 Application de l'effort au Point C.
 Application de l'effort au Point D.
 (X) Abscisses: Différentes zones du châssis concernées.
 (Y) Ordonnées: Amplitude de mouvement des différentes zones en $1/100^e$ mm.



Application de l'effort au point C



Application de l'effort au point D

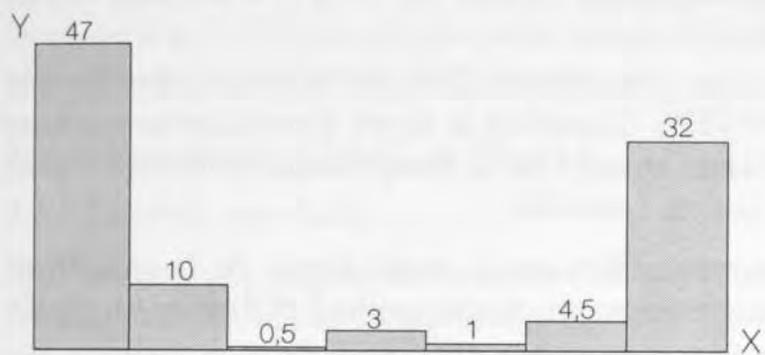


Fig. 16: Châssis métallique mandibulaire de type Tourtet à jonction distale.

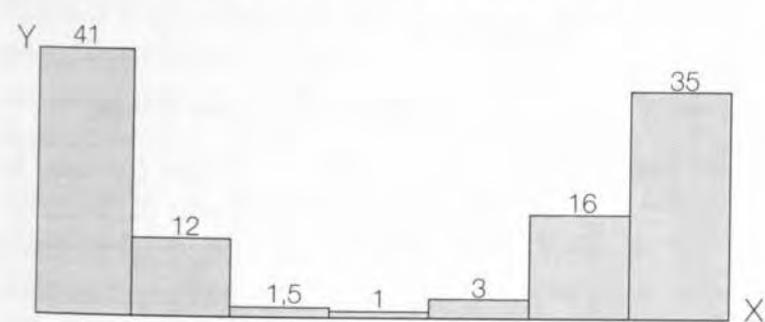
Application de l'effort au Point C.

Application de l'effort au Point D.

(X) Abscisses: Différentes zones du châssis concernées.

(Y) Ordonnées: Amplitude de mouvement des différentes zones en 1/100^e mm.

Application de l'effort au point C



Application de l'effort au point D

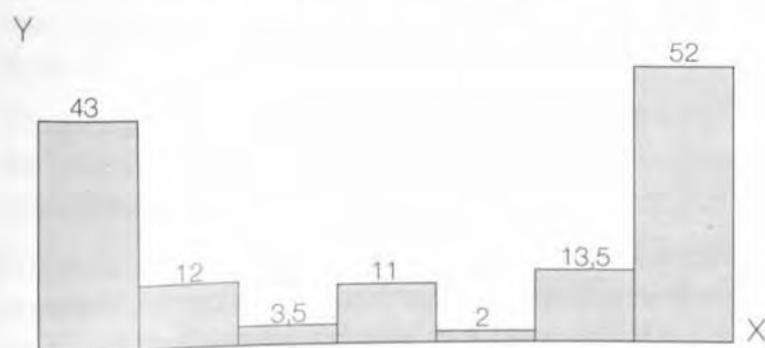


Fig. 17: Châssis métallique mandibulaire avec stress-breaker de Kennedy.

Application de l'effort au Point C.

Application de l'effort au Point D.

(X) Abscisses: Différentes zones du châssis concernées.

(Y) Ordonnées: Amplitude de mouvement des différentes zones en 1/100^e mm.

Fig. 18: Tableau général des résultats concernant l'amplitude des mouvements observés à différents endroits testés des châssis métalliques coulés au Wironit (C=effort en C; D=effort en D).

Type de châssis	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D
Au maxillaire																				
Nally	35	35	10	45	10	20	2	15	1,5	3	3	4	19	1	1	2	2	2	1,5	1
Tourtet	20	33	45	34	8	14	1	0,5	0	0	5	1,5	0	0	1	1	0,5	6	1,5	0,5
Plaque fendue	50	50	40	60	4	7	4	4	1	0,5	3,5	4	4	5,5	0,5	0,5	1,5	0,25	0,5	0,5
A la mandibule																				
Nally	37	48	16	18	1,5	2	1	2	2	2,5	19	13	44	40						
Tourtet	25	47	5	10	4	0,5	3,5	3	2	1	10	4,5	28	32						
A stress breaker	41	43	12	12	1,5	3,5	1	11	3	2	16	13,5	35	52						

DISCUSSION

1. Au maxillaire: châssis de classe II

1.1. Châssis de type Nally

Pour un effort au centre de la selle libre, l'amplitude de mouvement sellaire est moyenne (35/100°) sauf au niveau de la base de la connexion secondaire reliant le crochet à la plaque côté selle libre (19/100 mm), qui montre la sollicitation importante de cette zone eu égard à l'appui denté.

Pour un effort sur la partie distale de la selle libre, nous retrouvons en gros la même amplitude sellaire, qui peut s'expliquer par le mode de liaison et la rigidité de la masse du châssis: dans ce cas, la connexion secondaire n° 7 est peu sollicitée, par contre, c'est la connexion n° 4 qui est très sollicitée (15/100° de mm).

Si donc ce type de châssis n'est pas trop contraignant pour l'appui ostéo-muqueux et est assez équilibré, il l'est davantage pour les zones extra-sellaires n° 4 et 7; celles-ci risquent de subir une fatigue prématurée avec, comme sanction, une fracture. De ce fait les dents supportant les crochets reliés à ces connexions, peuvent subir une action scoliodontique.

Tout se passe comme si la ligne reliant les points 7 et 4, servait de ligne de rotation au jeu global de la plaque.

1.2. Châssis de type Tourtet à connexion distale

Pour un effort au centre de la selle libre, l'amplitude aussi bien mésiale que distale est réduite (20 à 30/100°) et montre que l'action d'amortissement recherchée par l'auteur n'est pas pleinement atteinte,

puisque l'extrémité libre de la selle joue très peu (20/100°). Toutefois le degré d'enfoncement sellaire est assez proche de la compressibilité desmodontale, ce qui est favorable.

Pour un effort sur la zone distale de la selle libre, l'amplitude augmente au point 2 et dans ce cas, l'effet d'amortissement est meilleur.

On note que les points 4 et 7 sont peu ou pas sollicités, ce qui permet de penser que le phénomène de fatigue est réduit à ces endroits.

Dans l'ensemble, le résultat est meilleur qu'avec le châssis Nally, sur le plan de la longévité du châssis et des appuis dentaires, mais peut-être au détriment du confort et de l'hygiène.

1.3. Châssis de type A. Lubespère à plaque fendue

Que les forces soient appliquées au centre ou dans la zone distale de la selle libre, l'amplitude du mouvement est de loin la plus marquée, quoique restant dans des normes biologiques qui ne peuvent affecter ni les tissus de soutien, ni les rapports occlusaux.

Les points 4 et 7 sont en moyenne assez peu sollicités donc avec un moindre risque de fatigue et d'action néfaste au niveau des dents supports.

Ce type de châssis semble répondre mieux que les autres aux impératifs biologiques, tout en préservant au mieux la durée de l'alliage, par modération de la fatigue.

L'impact des forces au niveau des autres points, est réduit et confirme l'équilibre de ce type de châssis.

D'ailleurs à part le point 3 où la plaque fendue offre encore la meilleure performance, toutes les mesures sont assez réduites pour n'appeler aucun commentaire.

On doit ajouter que les châssis étudiés présentent tous des crochets de Nally dont l'action générale a tendance à contrarier l'amplitude du jeu général prothétique et ce au détriment des zones de connexions plaque-crochet.

On peut donc penser qu'un crochet de type Roach n° 2 à rétention distale, par exemple, aurait tendance à augmenter les qualités de chacun des châssis, en permettant un jeu général du châssis plus ample, avec une réduction de la tension au niveau des connexions et une action au niveau des dents supports quasiment nulle.

En outre, le résultat du châssis de Tourtet nous fait regretter de n'avoir pas testé une plaque fendue selon un axe parallèle à la selle, qui semble mieux protéger les zones 4 et 7. Cela aurait sûrement permis le même résultat avec le confort et l'hygiène en plus.

2. A la mandibule: Châssis de Classe 1

2.1. Châssis de type Nally

Que la force soit appliquée au centre ou sur la zone distale des selles libres, l'amplitude est la plus grande aux points 1 et 7 (zones distales sellaires).

Ceci n'est pas a priori favorable, dans la mesure où l'on sait qu'un crochet de Nally s'oppose à ce mouvement de rotation distale terminale, en agissant sur les dents supports. Pour que cela le devienne, il faudrait une élasticité suffisante de la partie de la barre antérieure à la selle, ou de la connexion crochet-barre. Nous n'y croyons pas. La preuve en est donnée par le peu d'amplitude du jeu sellaire aux points 2 et 6 qui est assez réduit et qui confirme la tendance au basculement antéro-postérieur du châssis.

Un crochet T de Roach ou I de Koper arrangerait les choses, non pas dans le sens d'une élasticité meilleure, mais d'un basculement antéro-postérieur peu ou pas traumatique du châssis. Nous préconisons cette solution.

2.2. Châssis de type Tourtet

Ici également, que la force soit exercée au centre ou sur la zone distale de la selle, l'amplitude du jeu sellaire se traduit par une valeur sensiblement égale aux points 1 et 7 de même qu'aux points 2 et 6.

Toutefois, on relève une contradiction: l'amplitude du jeu sellaire est moins élevée aux points 2 et 6 (les plus libres) qu'aux points 1 et 7 (les moins libres).

Il semblerait donc que ce châssis travaille dans son ensemble comme le précédent, en basculement, et que l'effet d'amortisseur répondant à l'élasticité du

métal (donc de faible amplitude) ne se fasse sentir que lorsque les forces sont appliquées aux points 2 et 6.

Dans le même temps on relève que les contraintes aux points 2, 4 et 5 sont un peu plus marquées que pour les châssis précédents.

Cette forme de châssis réduirait donc en partie les risques dentaires mais augmenterait les risques de fatigue au niveau des zones de connexions selles-dents. Ceci pourrait être combattu par l'utilisation d'un crochet T de Roach, ou I de Koper qui améliorerait l'ensemble et permettrait d'affirmer qu'il est le meilleur possible dans ce cas de figure.

2.3. Châssis de type Stress-Breaker de Lewin

C'est le châssis qui offre le maximum d'amplitude de jeu au niveau des points distaux des selles (1 et 7) et beaucoup moins aux points mésiaux qu'avec le châssis de Nally.

Avec une force distale, le jeu est augmenté au niveau de la barre linguale mais indépendamment des crochets, semble-t-il, où le jeu reste réduit.

La zone n° 4 est assez sollicitée quand la force est appliquée au centre de la selle, d'où risque de fatigue à ce niveau.

Il faut maintenant vérifier si les présomptions pesant sur les risques de fatigue de l'alliage se vérifient.

C'est le deuxième volet de notre expérimentation qui doit nous donner la réponse.

II. DEUXIÈME VOLET

– Principe de l'expérimentation

Quelques travaux ont été réalisés sur la résistance à la fatigue des alliages stellites (Coletti S. et Coll., 1984) mais pas sur celle des châssis. Nous avons de ce fait décidé de soumettre à des tests de fatigue six types de châssis métalliques coulés, dans un même alliage. Chaque type de châssis étant coulé en deux exemplaires, nous testerons en fait douze châssis.

– Présentation des châssis testés et leur codification

Il faut se reporter aux types de châssis de la première expérimentation présentés aux figures 4 à 9.

Nous considérons trois types de châssis au maxillaire et à la mandibule, dont le tableau ci-après codifie l'appellation.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Pour notre expérimentation, la même machine de fatigue que celle utilisée lors de la première étude a été retenue.

Les mouvements qui causent la fatigue sont représentés par des cycles alternés dans le sens vertical, dont l'amplitude ne dépasse pas 1 millimètre.

- Les tests de fatigue sont continus dans le temps et représentent le résultat du travail des châssis pour un nombre d'années déterminées.
- Tous les châssis sont examinés dans le temps et si la fatigue apparaît, nous observons son évolution par des contrôles répétés selon les périodes fixées à l'avance au microscope métallographique.
- En l'absence de fatigue apparente, une observation de toutes les zones stratégiques est faite également au microscope.
- Pour calculer la durée de fatigue des divers châssis testés, nous avons arrêté à 1800 le nombre des mastications quotidiennes pour être en accord avec les travaux de Glickmann (1974).

Dans le respect des travaux de H. Lundeen et G. Gibbs (1982) les forces occlusales ont été fixées à 30 kg.

Pour le nombre de déglutition nous avons retenu le chiffre de 146 par jour durant les repas et celui de 160 unités pour huit heures de sommeil, cités par Tamari et Pietrokowski (1983).

Toutes ces données nous permettent d'évaluer à 2.106 le nombre de contacts occlusaux sur 24 heures. Ceux-ci mettent en jeu des forces occlusales qui vont solliciter le châssis et entraîner une fatigue de celui-ci à plus ou moins longue échéance.

Nous pensons ainsi avoir satisfait aux normes maximales.

RÉSULTATS

Voir tableaux 19 et 20.

Fig. 19: Résultats des tests de fatigue des châssis métalliques maxillaires.

Nomenclature	Type de châssis	Type de métal	Durée des essais	Observations
H.N.1.	Châssis maxillaire de type Nally	Wironit	13 J. - 2h40	Crochet cassé au niveau de conj. sec. de 13
H.N.2.	Châssis maxillaire de type Nally	Wironit	13 J. + 1h55	R.A.S.
H.F.1.	Châssis maxillaire Fente de type 1.0. Lubespère	Wironit	13 J. + 5h40	R.A.S.
H.F.2.	Châssis maxillaire Fente de type 1.0. Lubespère	Wironit	13 J. - 5h30	R.A.S.
H.T.1.	Châssis maxillaire de type Tourtet	Wironit	13 J. + 0h	Crochet cassé à son extrémité de Stabi. sur 13
H.T.2.	Châssis maxillaire de type Tourtet	Wironit	13 J. + 10 mn	R.A.S.

La durée des essais est calculée en nombre de cycles;

Chaque cycle a une durée d'une seconde;

Les cycles d'une journée sont réalisés en 2.106" soit $\pm 0h35$;

Ayant poursuivi le travail sur environ 360 heures, nous estimons que l'expérimentation porte sur un peu plus de deux ans.

Fig. 20: Résultats des tests de fatigue des châssis métalliques mandibulaires.

Nomenclature	Type de châssis	Type de métal	Durée des essais	Observations
B.N.1.	Châssis mandibulaire de type Nally	Wironit	13 J. - 1h40	R.A.S.
B.N.2.	Châssis mandibulaire de type Nally	Wironit	13 J. - 1h20	R.A.S.
B.L.1.	Châssis mandibulaire type S.B. de Lewin	Wironit	13 J. + 2h	R.A.S.
B.L.2.	Châssis mandibulaire type S.B. de Lewin	Wironit	13 J. + 2h30	R.A.S.
B.T.1.	Châssis mandibulaire de type Tourtet	Wironit	13 J. + 1h20	R.A.S.
B.T.2.	Châssis mandibulaire de type Tourtet	Wironit	13 J. - 3h30	R.A.S.

La durée des essais est calculée en nombre de cycles;

Chaque cycle a une durée d'une seconde;

Les cycles d'une journée sont réalisés en 2.106" soit $\pm 0h35$;

Ayant poursuivi le travail sur environ 360 heures, nous estimons que l'expérimentation porte sur un peu plus de deux ans.

DISCUSSION

Il faut d'abord poser que la machine a fonctionné la valeur de deux années à un rythme accéléré par rapport à ce qui se passe en bouche, actionnée par une force de 30 kg qui n'est pas constamment sollicitée pour mastiquer. Les seuls arrêts ont eu lieu pour contrôler les châssis ou pour graisser la machine.

Il ressort des tableaux, que deux châssis seulement ont subi une fatigue qui s'est soldée par une fracture.

- Le châssis H.N.1. ayant subi une rupture de la jonction secondaire du crochet placé sur la 13 (Fig. 21).
- Le crochet H.T.1. a été rompu au niveau de l'extrémité stabilisatrice du crochet de la 13, mais nous avons constaté à ce niveau une zone de fragilité due à un défaut de coulée, ce qui a certainement pu favoriser la rupture du crochet (Fig. 22).



Fig. 21: Fracture d'une potence de crochet du châssis HN1.



Fig. 22: Fracture de la potence du châssis HT1.

Cette deuxième fracture quasiment au même endroit que la précédente, confirme l'impact des forces à ce niveau. Dans ce cas, la connexion secondaire a tenu, mais l'existence d'une barre cingulaire n'y est pas étrangère.

Les châssis présentant une fente n'ont subi aucune fatigue.

A la mandibule nous n'avons aucun signe de fatigue de l'alliage.

L'expérimentation montre que les châssis mandibulaires résistent mieux que les maxillaires et que, dans ceux-ci, la plaque fendue distribue mieux les forces et protège plus efficacement les zones exposées, en diminuant ces forces à leur niveau.

De ce fait, le meilleur système nous semble être celui qui permet une répartition équilibrée des forces sur l'ensemble des dents, des surfaces d'appui ostéomuqueuses, l'élasticité du métal n'étant pas à négliger.

Une expérimentation qui simule deux années de travail sur chaque châssis peut sembler insuffisante; elle nous permet d'orienter nos craintes ou nos espoirs et couplée aux résultats des tests d'amplitude, de faire un choix adapté en toute connaissance de cause.

Reste à savoir si les plaques fendues vieillissent bien, sous quelles conditions, et peuvent jouer longtemps leur rôle protecteur.

La réponse à cette question fait l'objet du troisième volet.

III. TROISIÈME VOLET

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Dans le troisième volet de l'expérimentation nous nous proposons de tester la fatigue au niveau de vingt-quatre châssis métalliques maxillaires réalisés en quatre alliages présentant des fentes palatines avec deux variantes tenant à :

- a) L'orientation des fentes:
 - en S avec orientation finale parallèle au bord postérieur de la plaque (Fig. 23).
 - avec orientation oblique rectiligne (Fig. 24).
 - en V ouvert avec une orientation finale perpendiculaire au bord postérieur de la plaque (Fig. 25).
- b) la présence ou l'absence d'un cercle terminal, qui aurait pour but de s'opposer à la formation d'un éventuel effet de cisaillement.

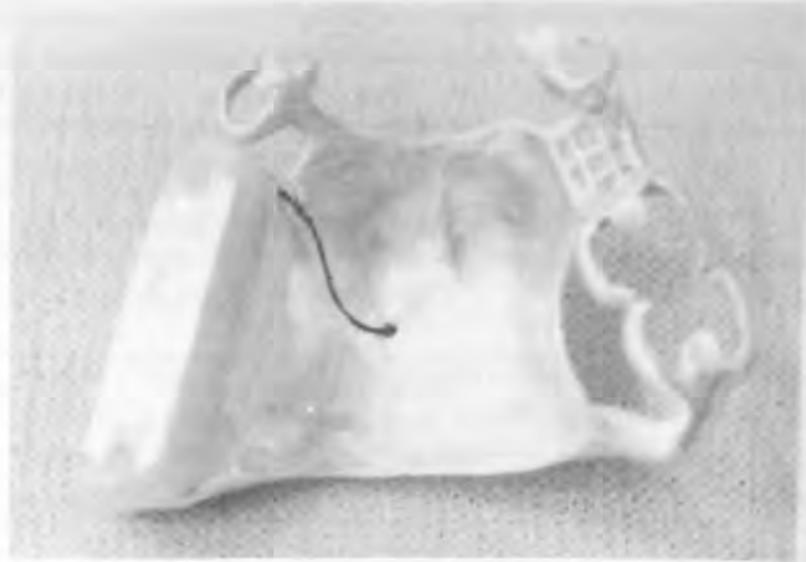


Fig. 23: Fente en S.



Fig. 24: Fente Oblique.



Fig. 25: Fente Perpendiculaire.

Les quatre alliages utilisés sont :

- Le Wironit
- Le Swedion
- Le Vitallium
- Le Chromix 65/7

C'est en fonction des deux paramètres que vingt-quatre châssis seront testés (Fig. 26).

Fig. 26: Codification des diverses traces de fentes dans chaque alliage.

		Wironit	Swedion	Vitallium	Chromix 65/7
Plaque fendue en S avec cercle terminal	Type 1-0	FW1	FSW1	FV1	FC1
Plaque fendue en S sans cercle terminal	Type 1	FW2	FSW2	FV2	FC2
Plaque fendue en V avec cercle terminal	Type 2-0	FW3	FSW3	FV3	FC3
Plaque fendue en V sans cercle terminal	Type 2	FW4	FSW4	FV4	FC4
Plaque fendue oblique avec cercle terminal	Type 3-0	FW5	FSW5	FV5	FC5
Plaque fendue oblique sans cercle terminal	Type 3	FW6	FSW6	FV6	FC6

Nous utilisons la même machine que celle utilisée pour les deux précédents volets de recherche et les mêmes modèles supports de châssis (Fig. 27).

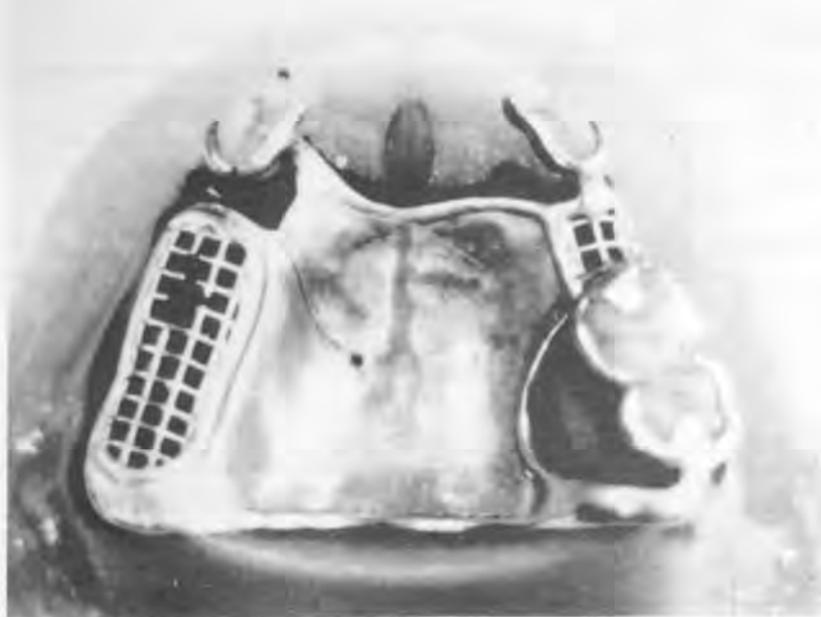


Fig. 27: Châssis métallique monté sur modèle en résine.

Un microscope optique métallographique et un microscope électronique à balayage sont prévus pour cerner au mieux les détails de la microstructure des alliages et appréhender les moindres fissures métalliques.

Les modèles sont coulés en plâtre dur et au moment de la mise de dépouille, l'orientation et la courbure de la fente, sont matérialisés par la mise en place de jonc en cire de 3/10^e de mm qui laissera une trace en creux dans la gélatine durcie.

Une feuille de platine très mince (2/100 mm) du double de la longueur de la fente et de 2 cm de hauteur est badigeonnée d'antiflux d'un côté, pliée en deux côté antiflux puis glissée dans la gélatine, après passage dans celle-ci d'un scalpel n° 1 promené tout le long de la trace sur 1 cm de profondeur. Cette mince feuille qui peut être remplacée par du mica de même épaisseur est retenue par le revêtement une fois sa prise faite.

Pour les châssis qui comprennent un cercle terminal, celui-ci est matérialisé par l'insertion dans la gélatine au bout de la feuille de platine d'une tige de céramique de 2/10^e à 3/10^e de mm, qui résiste aux fortes élévations de température.

La durée des essais est calculée en nombre de cycles, chaque cycle ayant une durée d'une seconde, l'ensemble des cycles d'une journée représentant 0h35 mm.

Le temps de fatigue général est le même pour tous les alliages, pour permettre de comparer les divers résultats.

Il tient compte des données de la précédente expérimentation et a été fixé à un peu plus de deux ans, ce qui équivaut à 12 jours réels d'expérience.

L'examen a porté sur les points des châssis jugés les plus vulnérables, tels que les zones de liaison crochet-plaque et les limites terminales des fentes.

RÉSULTATS

a) En fonction du type d'alliage (Fig. 28 à 31):

- Pour le Wironit:
Deux châssis ont subi une rupture de crochet au niveau de la 13 (FW1 et FW4).
- Pour le Swedion:
Un seul châssis a subi une fatigue sur la 13 (FSW4).

- Pour le Vitallium:
Deux types de châssis ont subi une rupture de crochet au niveau de la 13 (FV1 et FV4).

- Pour le Chromix 65/7:
Un seul châssis (FC2) présente une rupture de crochet au niveau de la 13.

On s'aperçoit que les fractures se trouvent toujours au même endroit, déjà reconnu dans les expériences précédentes comme étant la zone la plus sollicitée par les forces appliquées au châssis.

On peut donc penser que la fatigue dépend bien de la valeur mécanique de chaque alliage et est en rapport avec leur résistance à la fracture ceci nous permet d'affirmer que dans les mêmes conditions de coulée, c'est le Swedion et le Chromix 65/7 avec une seule fracture, qui résistent le mieux à la fatigue tandis que le Vitallium puis le Wironit présentant deux fractures chacun, résistent moins bien.

Fig. 28: Résultats des tests de fatigue des châssis métalliques en Wironit.

Nomenclature	Type de châssis	Type de métal	Durée des essais	Observations
F.W.1.	Châssis maxillaire. Fente de type 1.0 - S	Wironit	12 J. + 40 mn	Crochet cassé sur la 13
F.W.2.	Châssis maxillaire. Fente de type 1 - S	Wironit	12 J. + 10 mn	R.A.S.
F.W.3.	Châssis maxillaire. Fente de type 2.0 - V	Wironit	12 J.	R.A.S.
F.W.4.	Châssis maxillaire. Fente de type 2 - V	Wironit	12 J. - 1h45	Crochet cassé sur la 13
F.W.5.	Châssis maxillaire. Fente de type 3.0 - Oblique	Wironit	12 J. - 15 mn	R.A.S.
F.W.6.	Châssis maxillaire. Fente de type 3 - Oblique	Wironit	12 J. - 1h25	R.A.S.

Fig. 29: Résultats des tests de fatigue des châssis métalliques en Swedion.

Nomenclature	Type de châssis	Type de métal	Durée des essais	Observations
FSW1.	Châssis maxillaire. Fente de type 1.0 - S	Swedion	12 J. + 1h10	R.A.S.
FSW2.	Châssis maxillaire. Fente de type 1 - S	Swedion	12 J. - 40 mn	R.A.S.
FSW3.	Châssis maxillaire. Fente de type 2.0 - V	Swedion	12 J. + 1h	R.A.S.
FSW4.	Châssis maxillaire. Fente de type 2 - V	Swedion	12 J. + 3h	Crochet cassé sur la 13
FSW5.	Châssis maxillaire. Fente de type 3.0 - Oblique	Swedion	12 J. 45 mn	R.A.S.
FSW6.	Châssis maxillaire. Fente de type 3 - Oblique	Swedion	12 J. 2h	R.A.S.

Fig. 30: Résultats des tests de fatigue des châssis métalliques en Vitallium.

Nomenclature	Type de châssis	Type de métal	Durée des essais	Observations
FV1.	Châssis maxillaire. Fente de type 1.0 - S	Vitallium	12 J. - 2h30	Rupture du crochet sur la 13
FV2.	Châssis maxillaire. Fente de type 1 - S	Vitallium	12 J. + 00 mn	R.A.S.
FV3.	Châssis maxillaire. Fente de type 2.0 - V	Vitallium	12 J. - 10 mn	R.A.S.
FV4.	Châssis maxillaire. Fente de type 2 - V	Vitallium	12 J. - 1h10	Rupture du crochet sur la 13
FV5.	Châssis maxillaire. Fente de type 3.0 - Oblique	Vitallium	10 J.	R.A.S.
FV6.	Châssis maxillaire. Fente de type 3 - Oblique	Vitallium	12 J. + 20 mn	R.A.S.

Fig. 31: Résultats des tests de fatigue des châssis métalliques en Chromix 65/7.

Nomenclature	Type de châssis	Type de métal	Durée des essais	Observations
FC1.	Châssis maxillaire. Fente de type 1.0 - S	Chromix 65/7	12 J. + 10 mn	R.A.S.
FC2.	Châssis maxillaire. Fente de type 1 - S	Chromix 65/7	12 J. + 1h40	Crochet cassé sur la 13
FC3.	Châssis maxillaire. Fente de type 2.0 - V	Chromix 65/7	12 J. - 1h10	R.A.S.
FC4.	Châssis maxillaire. Fente de type 2 - V	Chromix 65/7	12 J.	R.A.S.
FC5.	Châssis maxillaire. Fente de type 3.0 - Oblique	Chromix 65/7	12 J. - 1h10	R.A.S.
FC6.	Châssis maxillaire. Fente de type 3 - Oblique	Chromix 65/7	12 J. + 10 mn	R.A.S.

On doit noter que le Vitallium a été coulé selon la technique du fabricant, donc avec une résistance à la rupture supposée plus faible qu'avec une coulée normale, dans la mesure où les critères de coulée ne sont pas totalement respectés.

Il faut également moduler le résultat en prenant en compte les différents tracés de fente.

b) En fonction du type de fente (Fig. 32):

On note tout d'abord l'absence de fissure au niveau de l'arrêt de la fente, qu'il y ait ou non un cercle terminal, ce qui d'emblée permet de préconiser son utilisation sans réserve (Fig. 33, 34).

Il ressort ensuite du tableau que les fentes de type 2 c'est à dire ayant une orientation perpendiculaire à la limite postérieure de la prothèse, favorisent l'effet de fatigue, car elles rassemblent le maximum de châssis cassés; il est à remarquer que toutes les cassures se trouvent sur des châssis ne présentant pas de cercle terminal.

Fig. 32: Tableau établissant le rapport entre la fatigue et le type de fente

Type de fente	Nombre de châssis ayant subi une fatigue	
	Sans cercle terminal	Avec cercle terminal
De type 1 - S	1	2
De type 2 - V	3	0
De Type 3 - Oblique	0	0



Fig. 33: Plaque fendue avec absence de cercle terminal (microscope métallographique).
Fig. 33: Split plaque with absence of a terminal circle (metallographic microscope).

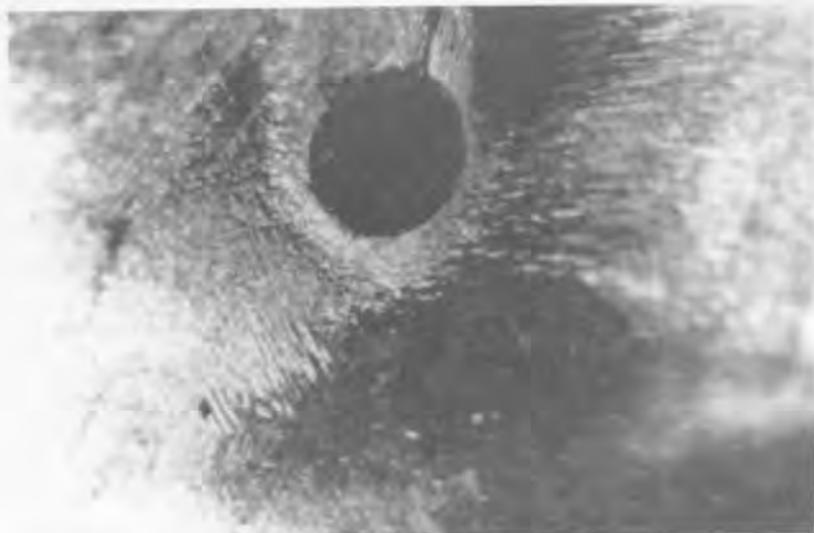


Fig. 34: Plaque fendue avec présence de cercle terminal (microscope métallographique).

Fig. 34: Split plaque with presence of a terminal circle (metallographic microscope).

On peut donc estimer que la fente de type 2 est à proscrire car elle engendre le jeu de châssis le plus néfaste à l'alliage, à ceci près que le cercle terminal a l'air de pondérer cette fatigue, puisqu'aucun des châssis le comprenant n'a été cassé.

La fente de type 1 offre un résultat médiocre.

A notre grande surprise, c'est la fente oblique rectiligne de type 3 qui résiste le mieux et qui doit donc être utilisée dans le maximum des cas, puisque les châssis ne présentent aucune fracture.

DISCUSSION

Cette étude confirme l'effet amortisseur de la fente: vraisemblablement elle modère le jeu général de la prothèse en reportant les forces sur la zone sellaire et donc en diminuant l'action des forces au niveau de la connexion crochet-plaque, dont la fragilité est maintenant prouvée.

Cela mérite une étude complémentaire avec l'aide de la photo-élasticimétrie ou de la méthode des éléments finis, mais les indications du crochet de Nally doivent être revues, car son action ne doit pas être étrangère à la fracture de la connexion, dans la mesure où il freine le jeu de bascule distale de la plaque.

Ici aussi il conviendra de tester un châssis à fente parallèle à la selle, pour juger dans ce cas du comportement du métal.



Ces trois expérimentations nous permettent de penser qu'au maxillaire la conception des châssis avec plaque fendue oblique rectiligne et cercle terminal

représente le meilleur type de châssis possible dans la mesure où il est utilisé avec des crochets engendrant un effet d'ordre biomécanique plus favorable, tel le crochet de Roach à rétention distale ou le crochet I de Koper.

A la mandibule, par ordre chronologique, le châssis Stress Breaker de Lewin et le châssis amorti de Tourtet nous semblent répondre le plus efficacement aux impératifs biomécaniques.

L'examen tissulaire montre également une réponse biologique favorable.

- La réponse biologique

Pour la vérifier nous avons choisi dans notre patientèle 12 cas cliniques parmi lesquels six femmes et six hommes répondant aux règles d'hygiène, appareillés depuis 5 ans et jusqu'à 11 ans, avec des châssis de conceptions modernes et présentant un équilibre occlusal maximal. Six avec le châssis de Nally, six avec une plaque fendue.

Les 12 cas se trouvaient être dans une tranche d'âge de 47 à 65 ans.

Nous avons procédé, après accord des patients, à un prélèvement fibro-muqueux effectué sous une selle de chacun des 12 cas.

- 1^{er} cas: M. R.L. - 61 ans - Châssis Nally - 9 ans.
- 2^e cas: M. J.L. - 47 ans - Plaque fendue - 5 ans.
- 3^e cas: Mme J.S. - 50 ans - Plaque fendue - 6 ans.
- 4^e cas: Mme E.P. - 63 ans - Châssis Nally - 9 ans.
- 5^e cas: M. H.M. - 60 ans - Plaque fendue - 7 ans.
- 6^e cas: Mme M.P.G. - 64 ans - Châssis Nally - 8 ans.
- 7^e cas: Mme S.B. - 51 ans - Châssis Nally - 10 ans.
- 8^e cas: M. J.C. - 54 ans - Châssis Nally - 9 ans.
- 9^e cas: Mme J.K. - 52 ans - Châssis Nally - 11 ans.
- 10^e cas: Mme E.B. - 65 ans - Plaque fendue - 6 ans.
- 11^e cas: M. H.J. - 49 ans - Plaque fendue - 8 ans.
- 12^e cas: Mme C.P. - 55 ans - Plaque fendue - 5 ans.

Il s'agit d'un prélèvement en quartier d'orange de 1 mm d'épaisseur qui a été préparé et examiné au microscope optique du Service Biologie et Matières Fondamentales de la Faculté.

Chaque échantillon nous a donné l'image consignée dans la Fig. 35 (a, b, c, d) qui correspond au cas n° 9 (châssis de Nally mis en place depuis 11 ans) sur une patiente de 52 ans et qui montre à l'évidence une réponse biologique parfaite.

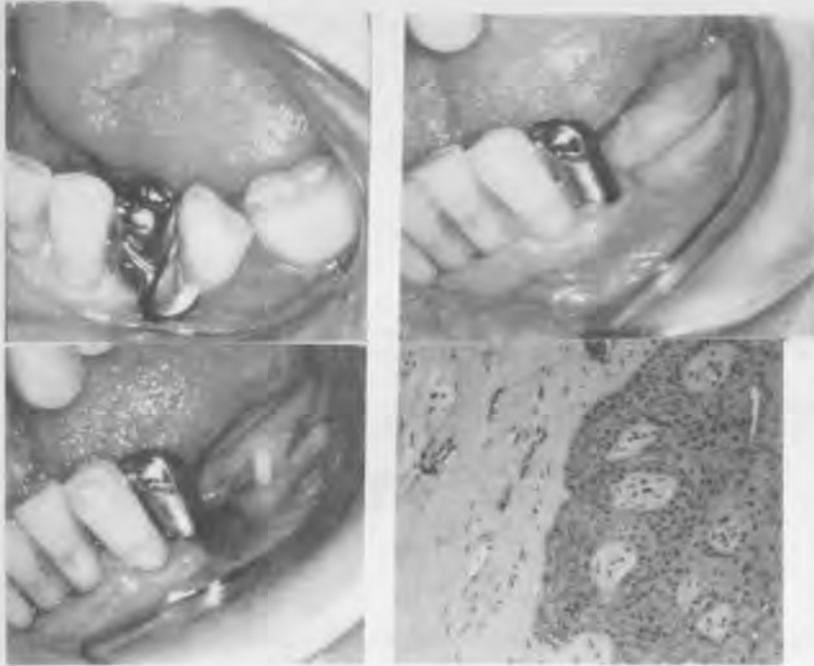


Fig. 35a: Cas prothèse en place.
 Fig. 35b: Cas après Biopsie.
 Fig. 35c: Cas prothèse déposée.
 Fig. 35d: Résultat Histologique.

CONCLUSION

Ces trois expérimentations nous permettent de penser qu'au maxillaire la conception des châssis avec plaque fendue oblique rectiligne et cercle terminal, représente le meilleur type de châssis possible dans la mesure où il est utilisé avec des crochets engendrant un effet d'ordre biomécanique plus favorable, tel le crochet de Roach à rétention distale ou le crochet I de Koper.

A la mandibule, par ordre chronologique, le châssis Stress Breaker de Lewin et le châssi amorti de Tourtet nous semblent répondre le plus efficacement aux impératifs biomécaniques.

L'examen tissulaire montre également une réponse biologique favorable.

RÉFÉRENCES

Belilty, Y. — Causes d'échec en prothèse partielle adjointe. *Revue Odonto. Stomato.*, 4 (IV): 55-57, 1978.

Batarec, H. — La Prothèse Adjointe. Ed. Maloine, Paris, Chap. I, 1968.

Buch, D. — Etude des contraintes enregistrées par les dents supports d'une Prothèse Adjointe Partielle par la méthode photoélastométrique. *Revue Odonto-Stomato*, 4-5 (X): 317-330, 1981.

Buch, D. — Conduite à tenir devant une édentation distale unilatérale. *Revue Odonto-Stomato.*, 6 (VIII): 13-16, 1979.

Coletti, S., Exbrayat, J., Montheillet, F. — Tenue en fatigue d'un alliage chrome-cobalt: étude expérimentale originale. *Les Cahiers de Prothèse*, 46: 125-136, 1984.

Glickman, I. — Parodontologie clinique. Traduction française: Guilbert Pierre, Rozanes Serge, Tecucianu Jean-François. Ed. J. Prélat, Paris. Chap. III, 1974.

Giumelli, B., Daniel, A. — Anatomopathologie de la muqueuse palatine dans le cas d'inflammation d'origine prothétique. *Revue d'Odonto. Stomato.*, 2 (XIV): 101-110, 1985.

Laborde, G. — Comment traiter une édentation unilatérale au maxillaire. *Rev. d'Odonto. Stomato.*, 6 (XIX): 419-427, 1985.

Lubespère, A., Rotenberg, A. — Attachements et prothèses combinées: Indications et propositions thérapeutiques. Réalisation pratique en clinique et au laboratoire. Toulouse, Ed. A.C.E.C.D. Diffusion J. Prélat, Paris, 1979.

Lubespère, A., Alzieu, J., Lubespère, R. — Pourquoi et comment restaurer un groupe incisivo-canin maxillaire par la prothèse partielle adjointe coulée? *Revue Odonto. Stomato.*, 6 (XI): 471-474, 1982.

Lubespère, A., Lacroix, I., Jourdan, P. — Trois réponses cliniques aux exigences occluso-parodontales en Prothèse Adjointe Partielle. *La pratique dentaire*, 6 (I): 26-33, 1986.

Lubespère, A., Vicq, Y., Alzieu, J. — La plaque palatine fendue. *Information dentaire*, 41 (65): 3933-3936, 1983.

Lubespère, A., Vicq, Y., Alzieu, J. — Les coronoplasties en prothèse partielle adjointe coulée. *Les cahiers de Prothèse*, 38: 43-64, 1982.

Lundeen, H.J., Gibbs, H.C. — Advances in occlusion. Boston - Bristol - Edit. John Wright P.S.G. Châp. 2, 1982.

Nally, J.N. — Thérapeutique de l'édentation partielle par la prothèse amovible. *E.M.C. Stomato.* 23.310, E, 10 (V): 1-16, 1971.

Nally, J.N. — Principes et indications des restaurations prothétiques. *Revue mensuelle suisse d'Odonto. Stomato.* 9 (88): 967-972, 1978.

Nally, J.N. — Principes et indications des restaurations prothétiques. *Revue mensuelle suisse d'Odonto. Stomato.* 9 (88): 973-979, 1978.

Picton, D.C.A. — A propos de la physiologie desmodonte support de la Dent. U.C.M. Dental School Mortiner Market, London W.C. (1), 349-361, 1972.

Tamari, J., Pietrokowski, J. — Fractures in removable partial dentures. *Ed. Quintessence Internationale*, 14 (I): 23-9, 1983.

Adresse:

Professeur André Lubespère
 Rue de Lorraine 17
 32000 AUCH