



HAL
open science

Confection d'une protection intra-buccale par thermoformage par pression positive : effet de la pression sur l'épaisseur

Sophie Rivière

► **To cite this version:**

Sophie Rivière. Confection d'une protection intra-buccale par thermoformage par pression positive : effet de la pression sur l'épaisseur. Chirurgie. 2018. dumas-01845256

HAL Id: dumas-01845256

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01845256v1>

Submitted on 20 Jul 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université de Bordeaux

Collèges des Sciences et de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Année 2018

N°41

Thèse pour l'obtention du

DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par Sophie, Amandine, RIVIERE

Née le 17 Mai 1991 au Port (974)

Le 12 juillet 2018

**Confection d'une Protection Intra-Buccale par
thermoformage par pression positive : effet de la variation
de pression sur l'épaisseur**

Directeur de thèse

Dr. Philippe POISSON

Membres du Jury

Président	Mr. J.C. FRICAIN	Professeur des Universités
Directeur	Mr. P. POISSON	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	Mme. O. LAVIOLE	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	Mr. H. CHAUVEAU	Assistant

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ
25/09/2017

Président M. TUNON DE LARA Manuel
Directeur de Collège des Sciences de la Santé M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice Mme BERTRAND Caroline 58-01
Directrice Adjointe – Chargée de la Formation initiale Mme ORIEZ-PONS Dominique 58-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche M. FRICAIN Jean-Christophe 57-01
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales M. LASSERRE Jean-François 58-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèses	58-01
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Sylvain	CATROS	Chirurgie orale	57-01
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèses	58-01
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie orale	57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02
Mme	Cécile	BADET	Biologie orale	57-01
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Michel	BARTALA	Prothèses	58-01
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Christophe	BOU	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie orale	57-01
M.	Stéphane	CHAPENOIRE	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M.	Jacques	COLAT PARROS	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M.	Jean-Christophe	COUTANT	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Raphael	DEVILLARD	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M.	Emmanuel	D'INCAU	Prothèses	58-01
M.	Dominique	GILLET	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèses	58-01
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèses	58-01
M.	Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie orale	57-01
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Adrien	NAVEAU	Prothèses	58-01
Mme	Dominique	ORIEZ	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01

A notre Présidente de thèse

Madame le Professeur Jean-Christophe FRICAIN

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique 57-02

Je vous remercie sincèrement Monsieur le Professeur, d'avoir accepté de présider le jury de cette thèse. Je suis très sensible à la confiance que vous m'accordez à cette occasion.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Philippe Poisson

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous section prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale 56-02

Je vous remercie très chaleureusement Monsieur de m'avoir accompagné dans la réalisation de cette thèse avec patience, compréhension et bienveillance et je tiens à vous exprimer toute ma gratitude.

A notre Rapporteur de thèse

Madame le Docteur Odile LAVIOLE

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Prothèse 58-02

Je vous suis sincèrement reconnaissante, Madame, d'avoir bien voulu corriger cette thèse, avec toute la rigueur qui vous caractérise.

A notre Assesseur

Docteur Hubert CHAUVÉAU

Assistant

Sous-section Odontologie conservatrice – Endodontie 58-01

Je vous remercie, Monsieur, d'avoir accepté de faire partie du jury de cette thèse et d'avoir donné de votre temps à cette occasion.

Remerciements

Ma reconnaissance va à tous ceux qui ont plus particulièrement assuré le soutien affectif de ce travail doctoral :

A mon deux ti parents ki la touzour été la pou moin malgré la distance i sépar a nou, mi aim a zot !

A Alexandre la furie, qui me supporte, me soutient, surtout durant cette longue période de convalescence, je te remercie du fond du cœur, je t'aime !

A Emilie, le seul binôme qui a survécu à Sophie la Terreur durant ces années hospitalières. Mais aussi le bon binôme de soirées, de tente, de fauteuil roulant, de voyage !

A Mathilde P, l'Hexagone (ne change pas !), sans qui je n'aurai jamais eu ma première année de médecine et avec qui on ne s'ennuie jamais et sans qui je n'aurais jamais passé autant de bons moments ! Et sans oublié son plus généreux Paulo et vos bonnes soirées !

A Mathilde N, la plus vieille amie qui m'a permis d'évoluer !

A Jerem, Jim et Léop et aussi Marie et Mimose, mes petits désaxés qui me rappellent que heureusement le monde peut être différent...

Un grand merci à Clément Auberger et son frère, les seuls à posséder une thermoformeuse à pression variable, sans qui je n'aurais jamais pu aboutir cette thèse

A Chiwi et tous ceux que j'ai oublié !

Table des matières

Introduction	7
I. ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE	9
I.1 Rôles : (9)(10)(5)(11)	9
I.2 CRITÈRES	9
I.3 PROPRIÉTÉS (12)	10
I.4 CLASSIFICATION	11
I.4.1 Type I : Les PIB standard	12
I.4.2 Type II : La PIB adaptable, par thermo-modelage directement par le sportif	12
I.4.3 Type III : La PIB sur mesure	13
I.4.3.1 Technique n'utilisant pas de maquette en cire de la PIB : le thermoformage	14
I.4.3.1.1 Thermoformage sous vide	14
I.4.3.1.2 Thermoformage à haute température et à haute pression	14
I.4.3.2 Technique utilisant une maquette en cire de la PIB : Par injection	15
I.5 LES ÉPAISSEURS D'UNE PIB SUR MESURE	16
I.5.1 Liées à la fabrication	16
I.5.1.1 Température et temps de chauffage	16
I.5.1.2 Condition de maintien pendant le chauffage	17
I.5.1.3 Couleur de la plaque d'EVA	18
I.5.1.4 Modèle en plâtre	18
I.5.1.4.1 Position/Inclinaison du modèle en plâtre	19
I.5.1.4.2 Hauteur modèle en plâtre	19
I.5.1.5 Application du vide	20
I.5.1.6 Pression	20
I.5.1.7 Stratification ou méthode multilaminée à pression positive	21;
I.5.1.8 Fabrication sous pression VS vide	23
I.5.2 Liées à la protection	24
I.5.2.1 Absorption des chocs	24
I.5.2.2 Epaisseur requise des PIB	24
I.5.2.2.1 Epaisseur au niveau des incisives centrales	26
I.5.2.3 Contrôle de l'épaisseur pendant le processus de fabrication	26
I.6 LES MATÉRIAUX	28
I.6.1 Différents types de matériaux	28
I.6.2 EVA et propriétés	28
I.6.2.1 Dureté et force d'absorption	31
I.6.2.2 Absorption d'eau	32
I.6.2.3 Résistance à la déchirure	32
I.6.2.4 Gradient d'élasticité	33
I.7 COÛTS	34
II. ÉTUDE EXPÉRIMENTALE	35
II.1 MATÉRIEL ET METHODE	35
II.1.1 Modèle d'étude	35
II.1.2 Prototypes	35
II.1.3 Thermoformage	35
II.1.4 Critères de jugement :	39
II.1.5 Analyse statistique :	39
II.2 RÉSULTATS	40
II.3 DISCUSSION	44
Conclusion	47
Bibliographie	48

Introduction

La dentisterie sportive a récemment émergé dans la pratique dentaire. Elle implique la prévention et le traitement des blessures sportives orofaciales et maladies bucco-dentaires connexes, ainsi que la collecte et la diffusion d'informations sur les blessures sportives dentaires et l'encouragement de la recherche dans la prévention de ces blessures. (1)

On sait depuis longtemps que la participation aux sports comporte un risque considérable de blessures dentaires, en particulier avec la popularité croissante des sports de contact et un plus grand encouragement pour les enfants à participer à un âge précoce. (1)

La popularité des sports de contact et la volonté de prendre de plus grands risques en jeu ont entraîné une augmentation des blessures sportives. (2)

Les blessures dento-faciales sont le type le plus fréquent des lésions orofaciales subies pendant la pratique sportive. (3)

Dans le cas des traumatismes dento-faciaux, on peut observer les cas suivants : fracture de couronne, fracture couronne-racine, fracture de racine, contusion, subluxation, extrusion, luxation latérale, intrusion, avulsion et fracture du processus alvéolaire.

En accord avec l'UFSBD, la Protection Intra Buccale (PIB) est obligatoire dans les disciplines sportives suivantes : la boxe , le taekwondo, le hockey sur glace, le football américain. Elle est recommandée pour les sports suivants : les arts martiaux, le handball, le volleyball, le rugby, le cyclisme, le football, la gymnastique, l'haltérophilie, la lutte, le skateboard, le hockey sur gazon, le rink-hockey, le squash, les sports équestres et le waterpolo), ou dès qu'il y a risque de coups de tête, coude, genou, poing, pied...(4)

Trois types de PIB sont classiquement décrits :

- PIB de type I : standards
- PIB de type II : adaptables
- PIB de type III : sur mesure

Parmi les différents types de PIB, les PIB sur mesure ont fourni des performances supérieures en termes de confort, d'ajustement, de stabilité, de capacité respiratoire, de phonétique et de protection des structures dentaires. (5)

Les PIB sur mesure peuvent être conçues au cabinet dentaire. Par contre, leur coût peut poser un problème car il peut être 10 à 100 fois supérieur aux autres types de PIB et leur confection demande beaucoup plus de temps. (6)

Une épaisseur suffisante, critère important d'une PIB, contribue à améliorer le comportement à l'impact en favorisant l'absorption de l'énergie d'impact. (7) La fabrication de PIB est souvent un compromis entre l'épaisseur et le confort du sportif. Car trop épais, il est très mal toléré par le sportif à cause de l'inconfort du déplacement de lèvre et de joue, l'interférence de la parole et aussi des restrictions respiratoires. (8)

Des auteurs ont cherché à augmenter l'épaisseur par différents moyens. Nous examinerons une autre stratégie qui pourrait consister à utiliser une technique par thermoformage à pression positive et d'étudier l'effet de la variation de pression durant la mise en forme sur l'épaisseur de la PIB.

A travers ce travail expérimental, nous tenterons de développer une technique de thermoformage par pression positive simplifiée avec un meilleur rapport qualité/prix afin de favoriser l'accès à la PIB sur mesure de la population sportive.

I. ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE

I.1 Rôles : (9)(10)(5)(11)

D'abord, les PIB ont été historiquement conçues pour protéger les tissus mous des lèvres et des joues pendant l'impact, les empêchant ainsi de venir en contact direct avec les bords tranchants des dents.

Deuxièmement, les PIB sont destinées à arrêter le contact violent des dents supérieure et inférieure en maintenant les mâchoires à distance, agissant ainsi comme un amortisseur.

Troisièmement, les PIB redistribuent les forces traumatiques appliquées sur une plus grande surface : ce processus a été appelé «splinting» des dents. Enfin, le comportement viscoélastique (c'est-à-dire l'amortissement mécanique) du matériau de la PIB au point d'impact lui permet de dissiper une partie de l'énergie d'impact et réduisent les forces transmises aux dents.

Elles protègent aussi l'articulation temporo-mandibulaire, les structures plus profondes du complexe crânio-facial et le cerveau.

I.2 CRITÈRES

Le maxillaire supérieur est généralement choisi pour la couverture par les PIB, car les dents maxillaires sont plus proéminentes et sujettes aux dommages. (12)

Une PIB efficace devrait avoir les caractéristiques suivantes : (10)

- adapté à la bouche du sportif
- permettre une protection adéquate de par son épaisseur suffisante
- être rétentive, confortable sans empiéter ni irriter les tissus mous
- permettre la phonation et la respiration

I.3 PROPRIÉTÉS (12)

- Toxicité : non toxique et biocompatible
- Confort : absence de gros volume et surface lisse
- Facilité d'élocution : pas d'interférence avec la parole
- Rétention : Doit se maintenir mâchoire ouverte
- Occlusion : calage mandibulaire
- Mise en forme : facile à réaliser
- Facile à réparer
- Stabilité : résistant à la vapeur et autres méthodes de stérilisation
- Coût : peu coûteux

Ils doivent également couvrir les surfaces des dents occlusales. (12)

Une PIB doit répondre aux critères de formes et d'épaisseur suivants : (8,13)

- recouvrir les dents maxillaires jusqu'à la 2^e molaire;
- présenter une épaisseur du volet vestibulaire de 3 à 4 mm, du volet palatin de 1 à 2 mm, du bourrelet occlusal d'au moins 2 mm et du bourrelet incisal maxillaire de 2 à 4 mm ;
- présenter un espace libre antérieur pour la ventilation ;
- les limites du volet vestibulaire maxillaire doivent se terminer à 2 mm du fond du vestibule et celles de la portion palatine doivent s'étendre jusqu'à 10 mm au-delà de la limite cervicale ;
- le bourrelet occlusal doit permettre un engrènement jusqu'au premier tiers coronaire des dents mandibulaires et s'étendre au moins de la canine à la seconde molaire.

I.4 CLASSIFICATION

La PIB est un dispositif soumis à la réglementation sur les Equipements de Protection Individuelle (EPI) pour activités sportives et de loisirs.

Ainsi, elle doit obligatoirement satisfaire aux exigences de santé et de sécurité de la Directive Européenne 89/686 EEC en matière de conception, d'innocuité, ainsi que de facteurs de confort et d'efficacité. (14)

Gould et al. (15) ont répertoriés diverses classifications de PIB, que seules quelques différences mineures séparent les systèmes. Le premier système, fourni par Standards Australia International (SAI) est HB 209-2003 et s'intitule « Guidelines for the fabrication, use, and maintenance of sports mouthguards ». Les deux autres viennent des Etats-Unis. D'abord l'American National Standards Institute (ANSI) qui, en collaboration avec l'American Dental Association, a produit la spécification n ° 99 intitulée «Athletic mouth protectors and materials ». Le système de classification le plus courant pour les PIB est la désignation F697-00 (2006) de l'ASTM intitulée «Standard Practice for Care and Use of Athletic Mouth Protectors »

ASTM	ANSI	SAI
Type I – Thermoplastic type	Type III - Custom	Custom made
Class 1 – vacuum-formed	Class 1 – vacuum-formed	Single layer vacuum-formed
	Class 2 – model-formed	Single layer pressure-formed
		Laminated-air pressure
		Bimaxillary
Class 2 – mouth-formed		Mouth-formed
Type II – Thermosetting type	Type II – Mouth-formed	
Class 1 – mouth-formed	Class 1 – thermoplastic	
	Class 2 – chemical setting	
Type III – Stock type	Type I - Stock	Stock

Tableau 1 - Comparaison des classifications de l'ASTM, l'ANSI et de la SAI (15)

En France, l'UFSBD a créé une classification des PIB similaire (4) :

I.4.1 Type I : Les PIB standard

Il est commercialisé dans les magasins de sports ou les rayons « sport » des grandes surfaces, en trois tailles (petite, moyenne et large). C'est la plus économique des protections mais aussi la moins efficace. Il manque de tenue en bouche et l'athlète doit souvent le maintenir en place en serrant les dents. Il n'offre qu'une très faible protection, gêne souvent la respiration et la phonation et peut entraîner une blessure des tissus mous.

Il est à proscrire.

I.4.2 Type II : La PIB adaptable, par thermo-modelage directement par le sportif

De fabrication industrielle, on la trouve dans les magasins de sports ou dans le rayon « sport » des grandes surfaces. Il sera adapté par le sportif lui-même. Pour cela, il sera ramolli dans de l'eau préalablement portée à ébullition, puis trempé 2 secondes dans de l'eau froide, avant d'être introduit en bouche. Une fois en bouche, l'adaptation se fera par une pression de la langue, des doigts, et la fermeture de la bouche. Mais attention, si la phase d'adaptation en bouche, ne respecte pas scrupuleusement la notice d'utilisation, ses propriétés de protection seront diminuées et la respiration compromise.

Ce type de PIB peut être une alternative intéressante à la protection sur mesure, surtout pour les enfants en phase de croissance ou en cours de traitement orthodontique, dès lors que l'adaptation en bouche est réalisée par le chirurgien-dentiste traitant.

I.4.3 Type III : La PIB sur mesure

C'est le modèle de choix lorsque la croissance est terminée et pour l'adulte. Il est réalisé sur mesure, après la prise d'empreintes des deux mâchoires par le dentiste traitant. C'est le seul qui répond de façon satisfaisante aux critères de protection, stabilité, rétention et confort. Les techniques de fabrication permettent de l'adapter en fonction du sport pratiqué afin de mieux protéger des chocs. Il est important de préciser que les sportifs porteurs de prothèses dentaires doivent les retirer de la bouche pour la pratique de certains sports (danger en cas de bris). La PIB devra alors impérativement être réalisée de façon à combler les espaces. Dans ce cas, seule la PIB sur mesure est indiquée.

Parmi les différents types de PIB, celles sur mesure ont fournies des performances supérieures en termes de confort, d'ajustement, de stabilité, de capacité respiratoire, de phonétique et de protection des structures dentaires (5).

Deux techniques de confection sont actuellement décrites :

- Une technique qui n'utilise pas de maquette en cire de la PIB : le

thermoformage

- Une technique qui nécessite la confection d'une maquette en cire : l'injection

(10, 27, 64) et la pression (presse à emboutir) (49, 50).

I.4.3.1 Technique n'utilisant pas de maquette en cire de la PIB : le thermoformage

Les matériaux les plus communément utilisés sont des copolymères de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle (EVA) sous forme de plaques de différentes épaisseurs.

I.4.3.1.1 Thermoformage sous vide

La machine utilisée permet de confectionner des PIB monocouches en EVA. Ce type de PIB a une épaisseur inconstante et souvent minimale au niveau occlusal en raison de la pression de la machine de formage sous vide qui n'est pas assez importante. (16)

En raison de la chaleur et de la pression limitées qui sont utilisées dans le processus de fabrication, la plaque d'EVA (ethylene vinyl acetate) n'est pas uniformément étirée sur le modèle et l'épaisseur est irrégulière, trop fine au niveau des bords incisifs. L'épaisseur est globalement réduite en comparaison avec le protecteur buccal stratifié sous pression. (17)(18)

Les inconvénients de la technique monocouche par vide d'air ont amené les praticiens et les techniciens de laboratoire à évoluer vers une technique de thermoformage multicouche à haute température et haute pression. (18)

I.4.3.1.2 Thermoformage à haute température et à haute pression

La machine de thermoformage à haute température et haute pression offre la capacité supplémentaire de fusionner plusieurs couches de matériau d'EVA à l'épaisseur souhaitée : grâce aux différentes couches de matériau d'EVA utilisées pour sa confection, la PIB peut être personnalisée et adaptée au sport pratiqué. (16,18)

Cette machine permet une stratification efficace et complète, contrairement à une

thermoformeuse par vide d'air. La combinaison de la chaleur et de la pression relativement élevées utilisées signifie que la PIB n'a pratiquement aucune mémoire élastique. (18)

La fabrication de PIB sur mesure peut être effectuée par un procédé de formation sous vide ou un procédé de thermoformage sous pression. Par conséquent, les PIB multilaminées sous pression, dont le fabricant peut contrôler l'épaisseur finale sont recommandées. Cependant, les machines par thermoformage sous vide sont plus faciles à utiliser et sont plus rentables que les machines de formage par pression. (19)

I.4.3.2 Technique utilisant une maquette en cire de la PIB : Par injection

Il est nécessaire de produire une maquette en cire préfigurant la PIB, celle-ci est ensuite mise en moufle et le matériau (PVA-PE, résine acrylique avec adjonction d'un caoutchouc synthétique élastique) est ensuite injecté sous pression. L'avantage est qu'on maîtrise mieux les critères de forme et d'épaisseur, mais pas les coûts de réalisation de cette méthode sont élevés. (20)

I.5 LES ÉPAISSEURS D'UNE PIB SUR MESURE

I.5.1 Liées à la fabrication

Lors du processus de fabrication d'une PIB sur mesure, plusieurs facteurs doivent être contrôlés dans le but d'obtenir un ajustement de la PIB le plus précis possible.

La technique par thermoformage d'une plaque d'EVA est la plus utilisée, nous allons étudier les facteurs qui lui sont liés :

I.5.1.1 Température et temps de chauffage

Geary et Kiniron (21) ont constaté qu'une augmentation de la durée de chauffage de 30 secondes, diminue le taux d'amincissement du matériau. Cela correspond à une position de la plaque, plus ou moins proche du modèle en plâtre : il faut que la plaque d'EVA passe de son état élastique à son état plastique avant que la pression ne soit appliquée.

Mizuhashi et al. (22) ont clarifié que l'épaisseur la plus importante est obtenue lorsque le centre de la plaque se soit déplacé à une distance de 4,0 cm du modèle.

Une autre étude de Mizuhashi et al. (23) montre que l'épaisseur au niveau de la première molaire est devenue la plus importante lorsque la plaque a été chauffée jusqu'à ce que le centre de la plaque se soit déplacé de 20 mm (environ 120 ° C) formée par aspiration.

De même, l'étude de Mizuhashi et al. (24) montre que l'épaisseur de la surface vestibulaire de l'incisive centrale est devenue plus importante si la plaque est chauffée jusqu'à ce que le centre de la plaque se soit déplacé de 20 mm, soit à 110,5° C. L'épaisseur de la face linguale et de la surface occlusale de la première molaire n'a pas été influencée par les conditions de chauffage, lors de la formation de la PIB formée par aspiration.

Mizuashi et Koide (25) ont réaffirmé en 2016 que le chauffage de la plaque d'EVA doit atteindre 120 ° C pour maintenir l'épaisseur et obtenir un bon ajustement d'une PIB thermoformée sous vide.

Mizuashi et al. (26) ont montré en 2018 que le chauffage de la plaque d'EVA jusqu'à ce que la température atteigne 120 ° C était la meilleure méthode de fabrication pour maintenir l'épaisseur de la PIB formé par pression.

Yamada et al. (27) ont indiqué que la température de chauffage appropriée pour les plaques d'EVA est de 80-120 ° C. Le temps requis pour atteindre cette température était de 40 secondes pour l'EVA. Etant donné que le temps de travail du matériau en plaque est limité, en raison de la capacité de maintien de la chaleur de chaque matériau, il est souhaitable d'utiliser une machine de formage qui atteint une pression positive ou négative maximale aussi rapidement que possible.

Mizuhashi et al. (28) ont examiné les différences entre l'épaisseur et l'ajustement de la PIB en utilisant une machine de thermoformage sous vide. Ils ont observé un ajustement supérieur de la PIB lorsque la surface chauffée de la plaque entre en contact avec la surface du modèle de travail. L'ajustement de la PIB dans la zone de la première molaire était supérieur lorsque la face supérieure de la plaque a été chauffée d'abord jusqu'à ce que le centre de la plaque soit déplacé de 1,5 cm puis retournée à l'envers.

I.5.1.2 Condition de maintien pendant le chauffage

Mizuhashi et al. (29) (22) montrent qu'en variant sur les conditions de maintien de la plaque d'EVA l'épaisseur obtenue la plus importante était lorsque la feuille était maintenue aux quatre coins (plutôt que d'être maintenue tout autour de la périphérie).

Mizuashi et al. (30) ont montré que la présence d'encoches permet de maintenir une épaisseur supérieure (obtention de 3mm au niveau des incisives centrales) et d'améliorer l'ajustement de la plaque d'origine sous n'importe quelle condition de chauffage. L'épaisseur est maintenue car la plaque d'EVA n'a pas été étirée entre les pinces pendant le thermoformage.

Mizuashi et al. (31) ont montrés qu'une PIB ayant une épaisseur suffisante et un

ajustement approprié peut être produite avec la méthode de thermoformage par pression en coupant la partie antérieure de la plaque, en monocouche.

I.5.1.3 Couleur de la plaque d'EVA

Del Rossi et al. (32) ont indiqué que les plaques d'EVA de couleur foncée ont obtenu une adaptation supérieure pendant le procédé de fabrication par rapport au matériau clair ou transparent.

Takahashi et al. (33) ont testé six plaques de couleurs différentes (clair, blanc, jaune, bleu, rouge et noir) et mettent en évidence que la température de ramollissement et la stabilité dimensionnelle sont affectées par des agents colorants ajoutés aux matériaux des PIB, et les différentes couleurs des plaques d'EVA influencent l'adaptabilité et l'adhérence.

De plus, étant donné que les agents colorants tels que les pigments et les colorants affectent les propriétés mécaniques de l'EVA, des propriétés telles que la dureté, la stabilité dimensionnelle et la température de ramollissement varient entre différentes plaques colorées, même entre les plaques du même fabricant. (33)

I.5.1.4 Modèle en plâtre

En ce qui concerne l'état de surface du modèle, Yonehata et coll. (19) a rapporté que l'humidité résiduelle du modèle de travail est l'un des facteurs les plus critiques pour la précision et l'adaptation, surtout lorsqu'une thermoformeuse sous vide est utilisé. On obtient une meilleure adaptation pour les modèles de travail qui sont complètement séché et dont leurs températures de surface ont été élevées.

Cela suggère que les produits à base de plâtre à haute densité, pourraient ne pas convenir comme matériaux de coulée de travail lors de la fabrication de PIB par une technique de vide en raison de leur perméabilité à l'air réduite. Car plus le plâtre possède une porosité élevée, mieux sera l'adaptation.

On peut soit attendre 24h pour que le modèle en plâtre sèche complètement, ou le chauffer. Les modèles séchés avec des températures élevées montrent de meilleurs ajustements. (19)

I.5.1.4.1 Position/Inclinaison du modèle en plâtre

Mizuhashi et al. (34) ont montré que les PIB sous pression pourraient être fabriquées efficacement en positionnant le centre du modèle de travail 15 mm en arrière par rapport au centre de la thermoformeuse. La position du modèle de travail influe sur l'épaisseur de la PIB.

Farrington et al. (35) montrent qu'en jouant sur le degré d'inclinaison du modèle en plâtre, l'épaisseur peut être augmentée au cours du processus de thermoformage. Les données ont montré une différence significative entre les quatre niveaux d'inclinaison antérieure (0, 15, 30 and 45°). Une inclinaison de 45 ° donne les PIB les plus épaisses en augmentant l'épaisseur antérieure moyenne de 75%. L'inclinaison du modèle antérieur de 30 et 45 degrés permet d'augmenter l'épaisseur finale des PIB.

Kojima et al. (36) montrent dans leur étude que le thermoformage sous pression d'une PIB sur mesure, donne un amincissement significativement plus important à des modèles inclinés à 45 et 90 degrés qu'un modèle incliné à 0 degré.

I.5.1.4.2 Hauteur modèle en plâtre

Del Rossi et Leyte-Vidal (37), ont fait état d'une forte corrélation négative entre la hauteur du modèle et l'épaisseur de la PIB fini, et ont suggéré que la hauteur du modèle soit maintenue aussi basse que possible.

Geary et Kinirons (21) ont également étudié la hauteur du modèle par rapport à l'amincissement du matériau. Ils ont constaté qu'en augmentant la hauteur du modèle de 10 mm (de 25 à 35 mm), on obtient un affaiblissement supplémentaire correspondant de 21% (de 1,53 à 1,21 mm) en utilisant une plaque de 3 mm. Cela donne un amincissement global de la PIB : avec le modèle à 25 mm, un amincissement matériel de 1,53 mm ou de 49% et avec le modèle à 35 mm un

amincissement matériel de 1,21 mm ou de 60%.

En gardant la hauteur du modèle dentaire basse, le degré d'étirement du matériau observé pendant le processus de thermoformage est minimisé.

I.5.1.5 Application du vide

Mizunashi et al. (38) ont montré que les épaisseurs sont mieux conservées lorsque le vide est appliqué quelques secondes après que la plaque ait été abaissée. Lors de l'application du vide, un phénomène d'élongation de la plaque d'EVA se produit : le moment de l'application sous vide influence l'épaisseur de la PIB à la surface vestibulaire de l'incisive centrale et de la surface linguale de la première molaire, mais pas à la surface occlusale de la première molaire.

Mizunashi et al.(39) ont étudié l'épaisseur et l'ajustement d'une PIB sur mesure et n'ont pas trouvé de différence significative lorsque le vide est appliqué directement après l'abaissement de la plaque d'EVA ou appliqué quelques secondes après que la plaque ait été abaissée.

Cependant, des problèmes liés à la formation sous vide ont conduit à l'introduction d'une stratification sous pression, méthode qui fournit un excellent ajustement, une épaisseur déterminable et uniforme et une gamme étendue de combinaisons de couleurs grâce à sa haute pression, sa haute température et sa stratification supplémentaire (8,40,41)

I.5.1.6 Pression

Yamada et al. (27) ont étudiés le moment de l'application de la pression d'air la variation de la pression négative dépendante du temps parmi trois types de machines de formage : La pression négative maximale (MNP) est de -12 cmHg pour l'adaptateur de vide, -53 cmHg pour Vacformat et -60 cmHg pour Erkoform. Les

temps requis pour atteindre la MNP étaient de 5 secondes pour l'adaptateur à vide, 10 secondes pour Vacformat et 60 secondes pour Erkoform. Il est souhaitable d'utiliser une machine de formage qui atteint une pression maximale positive ou négative dans un délai le plus court possible. Ils ont conclu que lors de cette expérience, aucune des trois machines ne peuvent être utilisées (Vacuum Adaptor I, T&S, Travelers Rest, SC; Vacformat, Dreve, Una, Germany; Erkoform, Erkodent).

I.5.1.7 Stratification ou méthode multilaminée à pression positive

Avec la technique de thermoformage, il est possible de fabriquer des PIB multicouches car les plaques d'EVA chauffées peuvent être solidement soudées les unes aux autres.

Mizuhashi et al (42) ont utilisé une nouvelle approche de stratification :

- Méthode multilaminée :

Une première plaque d'EVA (3mm) est thermoformée, dont on ne garde seulement la partie antérieure qui se trouve au niveau des incisives centrales, puis une seconde plaque d'EVA (3,8mm) est chauffée et thermoformée sur la première. Deux thermoformages successifs sont réalisés.

- Méthode de stratification de plaques (Sheet layering method) :

Un rectangle d'EVA de 3 mm est pré-découpé dans une plaque de la taille du secteur antérieur (face labiale du secteur antérieur de canine à canine) est stratifié à une plaque entière d'EVA de 3,8mm d'épaisseur. Puis est réalisé un unique thermoformage.

Les PIB formées avec la méthode de stratification étaient plus minces au niveau de l'incisive centrale que celles fabriquées avec la méthode multilaminée : 3,9 mm contre 5,5 mm d'épaisseur.

Basé sur l'observation des sections de PIB, l'adaptation ne semble pas différer entre

les deux méthodes.

Cette nouvelle méthode est rentable car elle n'a besoin que d'une petite plaque en plus de la plaque d'origine, et le reste de la plaque pourrait être recyclé et réutilisé.(42)

La méthode est réalisable grâce à une pression élevée et excelle dans la capacité d'adaptation (36)

Kenyon et Loos (43) ont signalé qu'il y avait une préférence statistiquement significative de l'épaisseur pour la PIB stratifiée en bicouche chauffée et pressurisée contre une PIB en EVA monocouche formée sous vide. Avec la stratification des plaques d'EVA, l'inclusion des logos, des combinaisons de couleurs et de l'épaisseur des PIB peut être contrôlée.

Tunc et al. (44) ont montré que la réduction moyenne de l'épaisseur d'une PIB était de 38% pour les PIB monocouche et de 34% pour les PIB double couche. Une stratification supplémentaire n'affecte pas de manière significative les taux d'amincissement. On obtient une perte d'épaisseur d'environ 50% dans les zones critiques des PIB à simple couche et à double couche fabriquées à partir d'EVA.

Westerman et al. (40) ont révélé que lorsque les plaques d'EVA destinées à être stratifiées sont du même matériau, comme dans la fabrication de PIB, elles sont équivalentes à un matériau en plaque unique lorsqu'elles sont fusionnées ensemble. Par conséquent, l'absorption d'énergie, la réduction des forces transmises et la résistance à la déformation au point d'impact ne sont pas différentes de celles d'une seule feuille de la même EVA de même épaisseur.

Selon Westerman et al.(8), grâce à cette méthode stratifiée l'épaisseur peut être déterminée de manière exacte et modifiée pendant la fabrication.

I.5.1.8 Fabrication sous pression VS vide

Selon Padilla et al.(45) et Yonehata et al. (19), les machines de thermoformage sous vide sont plus faciles à utiliser et moins chères que les machines de thermoformage par pression. Cependant, l'ajustement des PIB formées sous vide est considéré comme inférieur à celui des PIB formées sous pression, avec une épaisseur insuffisante.

Waked et al. (17) montrent que les PIB formées sous vide en monocouche de 4mm produisaient des épaisseurs inférieures aux PIB stratifiées sous pression (3mm + 3mm).

Mizuhashi et al. (46) montrent en 2015 que le procédé de formation sous vide abouti à des protections plus fines que la méthode de formation sous pression. En 2017 (47), ils ont comparé le thermoformage des plaques d'EVA de PIB formées sous vide et formées sous pression sur un modèle de travail. La méthode de formation sous vide a maintenu l'épaisseur de la PIB, tandis que la méthode de pression obtenait un meilleur ajustement.

Mizuashi et al. (47) ont comparé le thermoformage des plaques d'EVA de PIB formées sous vide et formées sous pression sur un modèle de travail. La méthode de formation sous vide a maintenu l'épaisseur de la PIB, tandis que la méthode de pression obtenait un meilleur ajustement.

Newsome et al. (18) affirment que le thermoformage à haute pression et à haute température a été développé pour palier à l'inconvénient majeur de la technique de thermoformage par aspiration (ou sous vide) à savoir l'effet mémoire. Cet effet mémoire correspond au fait que le matériau de la PIB va, avec le temps, se déformer pour tendre vers sa forme initiale : la forme d'une plaque de PVE-VA.

L'importance de standardiser le procédé de thermoformage est primordiale, car cela a un effet significatif sur la qualité et la reproductibilité du produit résultant.

I.5.2 Liées à la protection

Les PIB minimisent efficacement les risques de traumatisme buccal des tissus durs et mous et ainsi que la gravité des traumatismes oro-faciaux. L'épaisseur et donc l'absorption des chocs influent également sur le confort, plus elle sera épaisse, plus elle sera efficace, moins elle sera confortable. Les facteurs tels que la facilité de parler, la prononciation des mots, la respiration entrent en jeu dans le confort et donc affecte la compliance du sportif.

En outre, les matériaux et les formes des PIB sur mesure ont été étudiés pour augmenter la capacité d'absorption des chocs ainsi que la rigidité. (48)(49)

I.5.2.1 Absorption des chocs

Takeda et al. (50) ont montré l'importance de l'objet d'impact comme une balle d'acier, une balle de baseball, une balle molle, une balle de hockey sur gazon, un palais de hockey sur glace, qui influe sur la force transmise par les PIB. L'absorption varie en fonction de chaque matériau d'équipement de sport.

Actuellement, l'EVA est le matériau de premier choix pour la fabrication de PIB sur mesure en termes de disponibilité et de facilité de manipulation.

I.5.2.2 Epaisseur requise des PIB

Lors de la formation d'une PIB, il a été admis dans de nombreuses études que l'épaisseur est inégalement répartie après thermo formage. D'abord, l'épaisseur obtenue est plus inférieure au niveau des incisives que des molaires (23,29,39).

Selon Westerman et al. (8), l'épaisseur des matériaux de PIB est directement liée à l'absorption d'énergie et est inversement proportionnelle aux forces transmises lors de l'impact. Cependant, le confort du porteur est également un facteur important

dans leur utilisation. Les PIB très épaisses ne sont pas faciles à être portées.

Des améliorations de l'absorption d'énergie et des réductions des forces transmises ont été observées avec une épaisseur croissante. Cependant, ces améliorations ont diminué lorsque l'épaisseur du matériau de PIB était supérieure à 4 mm. Les résultats montrent que l'épaisseur optimale pour le protecteur buccal EVA avec une dureté Shore A de 80 est d'environ 4 mm. L'augmentation de l'épaisseur, tout en améliorant légèrement les performances, réduit le confort et l'acceptation du porteur et réduit la capacité de parler et interfère avec l'efficacité respiratoire. La performance des PIB en termes d'absorption d'énergie et de forces transmises s'est améliorée avec l'épaisseur ou l'inclusion des cellules d'air. (8)

Westerman et al. révèle une préférence pour une épaisseur de 4 mm sur des zones critiques telles que des bords incisifs et des cuspides dentaires.(8)

Dans une autre étude, Westerman et al. (11) ont examiné les forces transmises par les PIB en EVA de différents types et épaisseurs et ont confirmés que les forces transmises étaient presque les mêmes lorsque l'épaisseur dépassait 3 mm.

Tran et al. (51) ont testé la résistance à la traction, l'allongement, la dureté et l'absorption d'eau des matériaux des PIB en EVA. Ils ont indiqué que le matériau EVA plus épais de 5 mm était recommandé pour les PIB car elles présentait le moins de déformation et était aussi bien réalisé dans les essais que dans d'autres épaisseurs.

Le confort et l'efficacité des PIB dépendent de leur degré d'adaptation aux tissus buccaux.(19)

Hoffman et al. (52) ont indiqué qu'une épaisseur minimale de 3 mm était nécessaire.

Tran et al. (51) ont proposé que les PIB soient d'une épaisseur d'au moins 4 mm pour optimiser leurs qualités de protection.

Maeda et al. (53) ont tenté de déterminer l'épaisseur minimale requise pour obtenir une absorption d'énergie suffisante. D'après leurs résultats, il a été suggéré que l'épaisseur minimale de la PIB en EVA est de 4 mm.

Maeda et al. (53) établissent qu'une PIB doit présenter des épaisseurs minimales : 4 mm au niveau du bord incisal, 3 mm au niveau de la face vestibulaire et 2 mm au niveau du bourrelet occlusal.

I.5.2.2.1 Epaisseur au niveau des incisives centrales

Il a été largement admis dans les études menées que l'épaisseur de la PIB diminue le plus au niveau du bord incisif des dents antérieures maxillaires lors du thermoformage d'une PIB :

Mizunashi et al. (23) montrent que l'épaisseur de la PIB au niveau de la région incisale était inférieure à celle de la région cervicale. Selon eux, cette différence pourrait résulter du fait que la plaque d'EVA entre d'abord en contact avec la région incisale et s'étend à partir de là.

Mizunashi et al. (54) ont montrés que peu importe l'épaisseur de la plaque d'EVA originale unique, l'épaisseur finale de la PIB au niveau des incisives centrales restait insuffisante.

Farrington et al. (35) montrent qu'au niveau de la région antérieure de la PIB, l'épaisseur moyenne était de 1,62 mm, ce qui équivaut à un amincissement global de 59,5% lors de l'utilisation d'une seule plaque de 4 mm d'EVA blanc.

I.5.2.3 Contrôle de l'épaisseur pendant le processus de fabrication

En 1994, Park et al. (6) ont étudié le changement d'épaisseur d'une PIB d'EVA. Ils ont mentionné qu'avec machine de thermoformage sous vide, une diminution de 25% a été observée dans l'épaisseur post-thermoformage en occlusal et 50% en labial pour les PIB. Et les mêmes auteurs ont également mentionné une baisse de plus de 70 à 99% pour une PIB formée en bouche par thermo-modelage qu'on retrouve dans le commerce.

Guevara et al. (55) ont décrit un taux d'amincissement de 36% au niveau des incisives.

Del Rossi et al. (37) ont montré que la quantité moyenne d'amincissement qui se produisait au niveau de la surface occlusale recouvrant les molaires était d'environ 46% et que la quantité d'amincissement le long de la surface vestibulaire des incisives centrales et des canines variait entre 47% et 60%.

Mizuhashi et al. (54) ont montré que l'épaisseur finale de la PIB augmente lorsque l'épaisseur de la plaque d'EVA initiale augmente. Mais l'épaisseur de la plaque initiale n'a pas affecté le taux de variation de l'épaisseur. On peut obtenir une épaisseur suffisante en utilisant une seule plaque de 3,8 mm et obtenir une épaisseur supérieure à 3,0 mm sur la surface occlusale de la première molaire. À l'incisive centrale, l'épaisseur nécessaire de la plaque originale a été calculée à 5,6 mm. Mais lors de cette expérience, une épaisseur suffisante ne pouvait être obtenue à l'incisive centrale pour aucune plaque.

Geary et al. (21) ont évalué les changements dimensionnels qui se produisent lors du thermoformage dans un certain nombre de conditions de traitement courants, et ils ont montré que les plaques d'EVA de 3 mm étaient étirées de 52% pendant le processus de thermoformage et de 72% aux sites incisaux et cuspidiens, ce qui réduisait l'épaisseur à moins de 1 mm.

Takashi et al (56) ont montré que le taux d'amincissement peut être diminué si on réalise une rainure en forme de V avec une section transversale en forme de V dans la région frontale des incisives centrales.

Westerman et al. (11) ont souligné la nécessité d'éviter l'amincissement occlusal, notamment sur les bords incisifs, car l'amincissement entraîne une réduction de la protection offerte par la PIB.

I.6 LES MATÉRIAUX

I.6.1 Différents types de matériaux

Cinq types de matériaux peuvent être utilisés pour fabriquer des PIB sur mesure : (57)

- Acetate-polyethylene ou copolymère d'éthylène-vinyl-acétate (EVA)
- Polyvinylchloride, critiqué par l'Union européenne en raison des liens présumés entre les phtalates (utilisés dans le polychlorure de vinyle) et certaines affections chroniques (9)
- Caoutchouc
- Résine acrylique
- Polyurethane.

Craig et Godwin (58) ont suggéré des exigences pour les matériaux des PIB basées sur la dureté, l'absorption des chocs, la résistance au déchirement et l'absorption de l'eau.

L'EVA est le matériau le plus largement utilisé pour les 3 types de PIB, en partie grâce à sa dureté Shore A de 80, sa nature non toxique, son élasticité et sa facilité de fabrication en font un matériau de PIB admirablement acceptable.(8)

I.6.2 EVA et propriétés

Pour ajuster correctement une PIB, ses propriétés doivent être connues.

L'EVA est un mélange aléatoire de copolymère avec une large gamme de teneur en acétate de vinyle (AV) (10-60%) qui est produit par le procédé de polymérisation radicalaire à haute pression sans éthylène. (15)

Même s'il existe un consensus dans la littérature sur le fait que le copolymère polyvinyle acétate-éthylène (PVAc-PE) est le matériau le plus approprié pour les PIB, le pourcentage de AV change d'une PIB à l'autre, modifiant ainsi les propriétés thermiques du matériau (12) :

- une faible teneur en PVA (jusqu'à 18%) : sont des thermoplastiques, résistants, caoutchouteux, semi-opaques
- une teneur en PVA supérieure (18% à 40%) : sont des matières gélatineuses claires plus douces.

Une plus grande teneur en acétate de vinyle réduit la cristallinité de l'EVA et augmente la flexibilité, ce qui indique que les propriétés de dureté, d'absorption des chocs, d'absorption d'eau et de résistance au déchirement diffèrent selon la teneur en acétate de vinyle (15). Bishop et al. (12) ont indiqué que la composition la plus satisfaisante de l'acétate de vinyle pour une PIB se situe dans la plage de 18 à 24%. Les PIB doivent répondre aux critères suivants : faible absorption d'eau, forte résistance à la déchirure, bonne élasticité, bonne réponse à la compression ainsi qu'une absorption d'énergie élevée. (12)

Les propriétés examinées sont la dureté, l'absorption d'eau, la résistance au déchirement et l'absorption des chocs. Toutes ces mesures ont été effectuées à une température intra-orale approximative de 37 ° C. Un matériau de PIB doit fonctionner de façon constante sur un large éventail de températures de service possibles (de -20 à 40 ° C) en fonction des jours chauds et froids.

La meilleure réponse viscoélastique (dissipation d'énergie) du matériau sera à sa température de transition vitreuse respective (T_g). Par conséquent, la T_g des matériaux de protection buccale commercialisés sont proche de 37°C. (59)

Guerard et al. (60) ont étudié les caractéristiques thermiques de cinq différents types de PIB. La calorimétrie à balayage différentiel a été utilisée pour déterminer les températures de fusion (T_m) et de cristallisation (T_c) et les enthalpies spécifiques de fusion et de cristallisation (AH_f et AH_c (J / g)). T_m variait de 45,3 ° C à 53,0 ° C et T_c variait de 40,9 ° C à 48,2 ° C. La chaleur de fusion spécifique variait de 40,2 J / g à 62,0 J / g.

Meng et al. (61) Des techniques d'analyse thermique sont fréquemment utilisées et ces derniers mettent en évidence deux pics endothermiques suggérant des processus de fusion, suivie d'une cristallisation juste après le pic de température plus élevée.

Le début de la transformation endothermique à basse température est proche de la température du corps. Aucune transition vitreuse n'a été observée dans les matériaux.

Des informations sur les transformations structurales dans les polymères sont apportées. Ces transformations comprennent des transitions de verre, des processus de fusion et de cristallisation. Cette information peut être utilisée pour avoir un aperçu de leurs propriétés mécaniques. Par exemple, une température de transition vitreuse plus élevée, correspondant à la plage de température où le polymère rigide devient flexible, le polymère est donc plus rigide.

Les polymères sont également typiquement viscoélastiques, avec un taux de charge important ou une dépendance temporelle des propriétés mécaniques, qui n'existe pas pour le métal ou la céramique, et qui correspond à plusieurs températures où la structure et le module d'élasticité changent.

Pour qu'une PIB assure un niveau de protection adéquate, Craig et al. (58) recommandent de respecter les critères suivants :

- Dureté shore A: Doublure 40 ± 60 à 37°C , coque 55 ± 85 à 37°C ,
- Absorption de l'eau: $<0,5\text{wt}\%$ à 37°C ,
- Impact $> 70\%$ absorbée à température ambiante,
- Résistance à la rupture $> 200\text{ N cm}$ à 37°C .

Les propriétés mécaniques typiques sont : résistance à la traction 11MPa , allongement 900% et résistance à la déchirure 350 N / cm .(59)

Poisson et al.(14) ont testés deux polymères de PVA-PE et un élastomère : ces trois matériaux étaient viscoélastiques, l'analyse contrainte-déformation a montré que les polymères PVA-PE étaient plus rigides que l'élastomère étudié.

Avec l'analyse de l'énergie volumique, on a constaté que les deux PVA absorbaient une quantité relativement importante d'énergie avec de petites déformations de l'échantillon.

La commission européenne de normalisation a spécifié des procédures d'essai et des exigences de sécurité relatives à l'absorption des chocs ou à la pénétration de la résistance. Pour la résistance aux chocs, une tour de chute est généralement utilisée pour effectuer les tests d'évaluation de la sécurité. (62)

I.6.2.1 Dureté et force d'absorption

La dureté des PIB influence leur forme, leur rétention, leur soutien occlusif, leur absorption des chocs et leur durabilité.

Les plaques d'EVA dures ont une capacité d'absorption des chocs faible, mais la contrainte appliquée est étalée sur une plus grande surface. Au contraire, les matériaux souples absorbent mieux les chocs, mais une distorsion peut se produire en raison de la concentration de contraintes localisées. (33)

Craig et Godwin (58) recommandent une dureté Shore 'A' comprise entre 55 et 85 et de 40 à 60 lorsqu'elles sont mesurées à température corporelle (37 ° C). Sur la base de rapports de blessures, une absorption des chocs d'un minimum de 70% serait acceptable.

La proportion de PVA

dans le copolymère EVA est proportionnelle à l'absorption des chocs (9) (12). La dureté des feuilles d'EVA diminue lorsque le niveau d'acétate de vinyle augmente.(33)

Un matériau avec une dureté intermédiaire et une absorption d'énergie modérée serait donc préférable pour une PIB ainsi, le degré de protection offert par un seul matériau pourrait être modifié en jouant sur l'épaisseur du matériau car plus la PIB est épaisse, meilleur sera l'absorption des chocs. (58)(11)

I.6.2.2 Absorption d'eau

Des études antérieures ont étudié l'absorption d'eau des plaques d'EVA des PIB vendues dans le commerce. (45,51,57,58,63) Les auteurs rapportent que l'absorption d'eau varie selon les plaques, mais qu'il n'y avait aucune différence de mesure entre la température ambiante et les conditions de température intra-orale. L'eau absorbée n'est pas affectée par la dureté. En outre, l'absorption d'eau pendant un mois n'a pas d'impact sur la force d'adhésion d'une PIB stratifiée en maintenant une bonne force d'adhésion sur le long terme.

C'est un facteur qui affecte la durabilité en termes de taches, d'odeurs et de détérioration des matériaux. Les plastiques cristallins tels que l'EVA ont tendance à absorber l'eau si leur degré de cristallisation est faible; Donc si la quantité d'acétate de vinyle est élevée, le degré de cristallisation diminue. (33)

De toute évidence, une faible absorption d'eau est importante car bien que la PIB ne soit dans la bouche que pendant environ 1 heure, une absorption d'eau (salive) élevée pourrait entraîner un changement de dimension et une perte de rétention. Sur cette base, seraient indiquées : concentration en PVA inférieur à 18%. (12)

L'absorption d'eau des matériaux en feuille EVA disponibles dans le commerce est généralement faible aux conditions 23 ° C et 37 ° C. (15)

I.6.2.3 Résistance à la déchirure

Dans le commerce la résistance à la déchirure des feuilles d'EVA étaient généralement supérieures à 400 N cm; (58) (5)

D'après Craig et Godwin (58), les matériaux ayant des valeurs supérieures à 200 N cm à 37 ° C seraient suffisantes.

La résistance à la déchirure de l'EVA est inversement proportionnelle à la teneur en PVA. (12)

Des matériaux à faible résistance à la déchirure, tels que ceux ayant des teneurs en PVA plus élevées, sont également peu souhaitables, car ils ont tendance à se

déchirer facilement lorsqu'ils sont mis en contact avec les dents inférieures. Par conséquent, les matériaux à teneur moyenne en PVA semblent être les matériaux optimaux sur la base de la résistance au déchirement. (12)

I.6.2.4 Gradient d'élasticité

Si le matériau est très élastique, il faudra peu de force pour le déformer.

Dans le milieu buccal, il faudra le moins de déformation possible du matériau.

Plus les matériaux sont concentrés en PVA, plus ils possèdent un coefficient d'élasticité élevé. (12)

I.7 COÛTS

La PIB sur mesure est la plus indiquée car elle permet une meilleure adaptation et une meilleure protection. Il est aussi plus confortable et plus esthétique.

Par contre, c'est le coût qui pose un problème, il est 10 à 100 fois supérieur aux autres types de PIB et demande beaucoup plus de temps à être réalisé.(6)

Cependant, le coût peut influencer le choix du porteur d'une PIB.(8)

Si l'utilisation de la méthode de thermoformage par pression positive est aussi efficace donne un résultat aussi performant que la technique par injection (la plus utilisée, mais très coûteuse), cette nouvelle méthode sera beaucoup plus rentable parce qu'elle n'a besoin que d'une plaque d'EVA.

De même cette méthode peut se révéler très utile pour les enfants. La croissance et le développement rapide des enfants ont pour inconvénient de devoir changer régulièrement de PIB. Si ce renouvellement est peu coûteux, cela favoriserait la fabrication et le port de PIB sur mesure à moindre coût.

Après avoir pris connaissance des éléments précédents, nous nous sommes rendu compte qu'il n'était pas aisé d'obtenir des PIB sur mesure efficaces et suffisamment épais tout en ayant un rapport qualité/prix abordable pour favoriser l'accès à la PIB sur mesure de la population sportive. Cette revue d'article nous a permis d'explorer ce qui a été fait dans la littérature jusqu'à aujourd'hui pour améliorer cette épaisseur. Nous avons constaté que la pression et son impact sur l'épaisseur a été très peu abordé. Ainsi, nous avons proposé un travail de recherche afin d'évaluer l'effet de la variation de pression positive sur l'épaisseur et l'adaptabilité d'une plaque d'EVA après thermoformage. Nous avons mis en place le protocole suivant :

II. ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

II.1 MATÉRIEL ET METHODE

II.1.1 Modèle d'étude

La confection du modèle a été réalisée en résine (Polyurock, Cendres+Métaux, Biele/Bienne, Suisse) à partir d'un moule en silicone du modèle adulte de 28 dents série ANA-4 de Frasaco (Frasaco GmbH, Tettngang, Allemagne). Ce modèle d'étude présentait une hauteur de 27 mm mesurée au niveau de l'incisive centrale et de 28 mm mesurée au niveau de la première molaire.

II.1.2 Prototypes

Dix prototypes ont été confectionnés par thermoformage. Nous avons utilisé une plaque de copolymère de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle (PE-PVA) de diamètre 120 mm et d'épaisseur 5 mm (Erkoflex, Erkodent, Pfalzgrafeweiler, Allemagne). La plaque de PE-PVA a été thermoformée à l'aide de la machine à pression positive (Druformat Scan, Dreve).

II.1.3 Thermoformage

Après application d'un séparateur pour thermoformage, le modèle d'étude a été placé dans la thermoformeuse. Une plaque de PE-PVA a été chauffée à 120° et pressée.

Le temps de montée en température de la plaque de PE-PVA était de 3 minutes et 30 secondes. La pression appliquée était soit de 2 bars, soit de 6 bars en fonction du tri aléatoire. La pression appliquée était maintenue pendant 10 minutes mais la valve de refroidissement était ouverte au bout de 8 min pour apporter une circulation d'air froid dans le piston tout en maintenant la pression.

A la fin du processus de thermoformage, la température de surface au niveau de la face vestibulaire de l'incisive centrale maxillaire droite était mesurée à l'aide d'un

thermomètre infra-rouge Testo 810 (Testo SE & Co. KGaA, Lenzkirch, Allemagne), précision +/- 2°C. Ensuite, la plaque était retirée du modèle.

Deux pressions positives ont été appliquées : Groupe A (2 bars) et groupe B (6 bars).

Pour chaque groupe, 5 thermoformages d'une plaque de PE-PVA de 5 mm ont été réalisés avec tri aléatoire pour le choix de la pression positive.

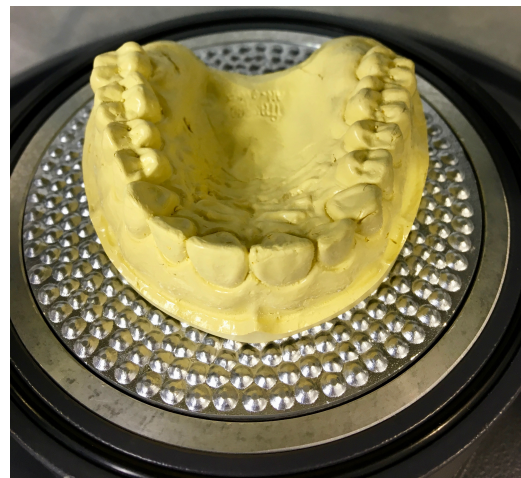
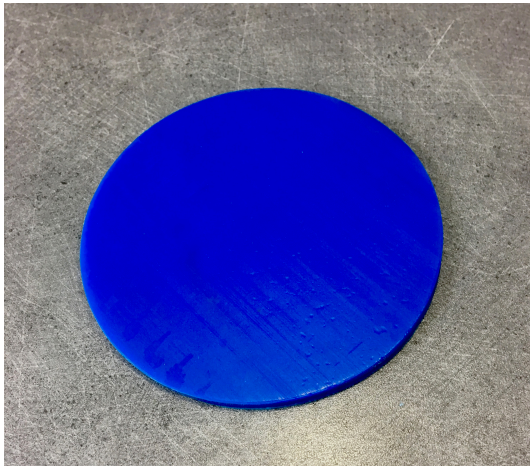


Fig. 1 : Plaque EVA 5mm à gauche. Mise en place du modèle en résine centré à droite.

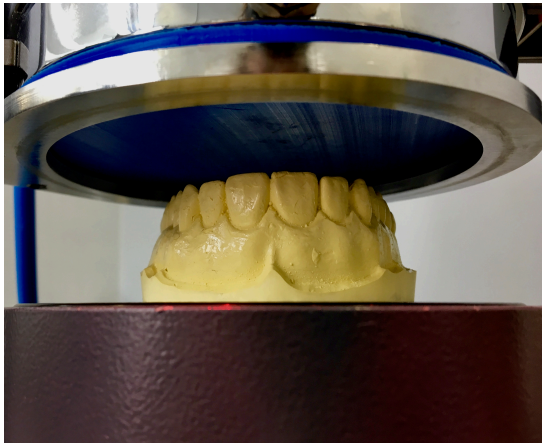


Fig. 2 : Temps de chauffage 3min30

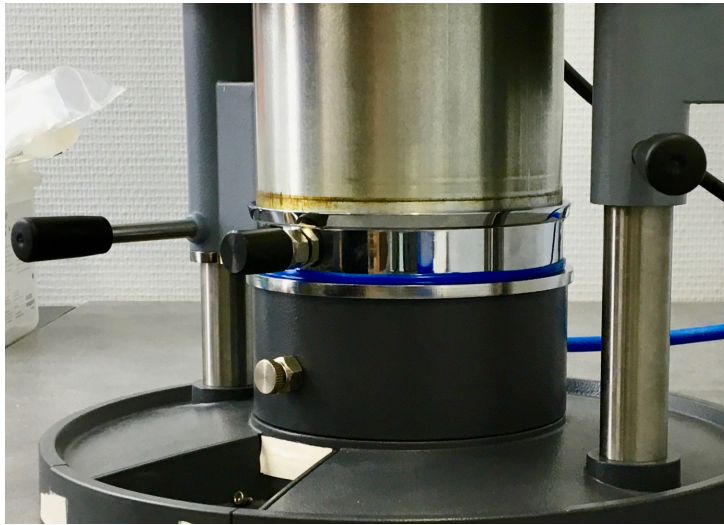


Fig. 3 : Abaissement de la plaque, la pression est appliquée pendant 10 minutes

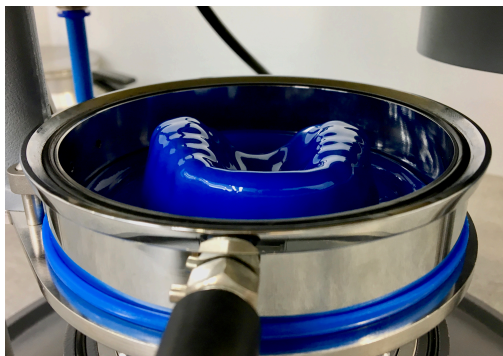


Fig. 4 : Ouverture de la thermoformeuse et PIB obtenue après thermoformage

II.1.4 Critères de jugement :

Tout d'abord, la température de surface au niveau de la face vestibulaire de l'incisive centrale maxillaire droite a été relevée.

Ensuite, différentes mesures de l'épaisseur ont été effectuées à l'aide d'un compas d'épaisseur Dial Caliper (Maestra, Talleres Mestraitua, Bilbao, Spain) qui utilise une échelle de mesure de 0-10 mm et présente une précision de +/- 0,05 mm :

- au niveau de la face vestibulaire de l'incisive centrale maxillaire droite : valeur moyenne de l'épaisseur mesurée au 1/3 cervical, 1/3 moyen et 1/3 incisal,
- au niveau du bord incisal de l'incisive centrale maxillaire droite,
- au niveau de la cuspide disto-vestibulaire de la première molaire droite grâce à un compas d'épaisseur de type Dial Caliper.

Enfin, le niveau d'adaptabilité de la PIB a été étudié en faisant une coupe sagittale de la plaque de PVE-VA au niveau de l'incisive centrale droite.

II.1.5 Analyse statistique :

Une analyse descriptive des données a été effectuée puis une analyse comparative de la moyenne des épaisseurs a été réalisée à l'aide d'un test statistique non paramétrique pour échantillons non appariés (test de Mann-Whitney) afin de rechercher un effet de la pression positive sur les épaisseurs. Tous les tests statistiques ont été effectués à l'aide du logiciel Graphpad InStat (GraphPad Software, San Diego, USA). La valeur de significativité était fixée à $p < 0,05$.

II.2 RÉSULTATS

Tri aléatoire	Pression (bar)	Bord incisal 11 (mm)	Épaisseur vestibulaire niveau tiers cervical 11 (mm)	Épaisseur vestibulaire niveau tiers moyen 11 (mm)	Épaisseur vestibulaire niveau tiers Incisal 11 (mm)	Moyenne de l'épaisseur vestibulaire 11 (mm)	Épaisseur bourrelet occlusal au niveau de la cuspidé disto-vestibulaire 16 (mm)	Température face vestibulaire 11 post-thermoformage (°C)
1	2	2,2	2,4	2,4	2,3	2,4	3,2	35,1
4	2	2,3	2,6	2,7	2,5	2,6	3,0	49,5
5	2	2,2	2,5	2,5	2,6	2,5	3,0	48,5
7	2	2,2	2,8	2,6	2,6	2,7	2,7	40,6
10	2	2,3	2,8	2,9	2,7	2,8	3,0	45,9
2	6	2,1	2,5	2,6	2,7	2,6	3,0	40,4
3	6	2,2	2,8	2,7	2,5	2,7	2,9	45,3
6	6	2,2	2,6	2,6	2,6	2,6	3,0	45,2
8	6	2,2	2,9	3,0	2,6	2,8	2,8	47,6
9	6	2,2	2,9	2,8	2,5	2,7	2,9	47,2

Tableau 2 : Valeurs mesurées.

Groupe	Bord incisal de 11		Face vestibulaire de 11		Bourrelet occlusal de 16	
	2 bars	6 bars	2 bars	6 bars	2 bars	6 bars
N	5	5	5	5	5	5
Moyenne (mm)	2,24	2,18	2,60	2,68	2,98	2,92
Ecart-type	0,055	0,045	0,158	0,084	0,179	0,084
Médiane (mm)	2,2	2,2	2,6	2,7	3,0	2,9
p (Test de Mann-Whitney)		0,1214		0,4521		0,3711

Tableau 3 : Résultats de l'analyse descriptive et comparative.

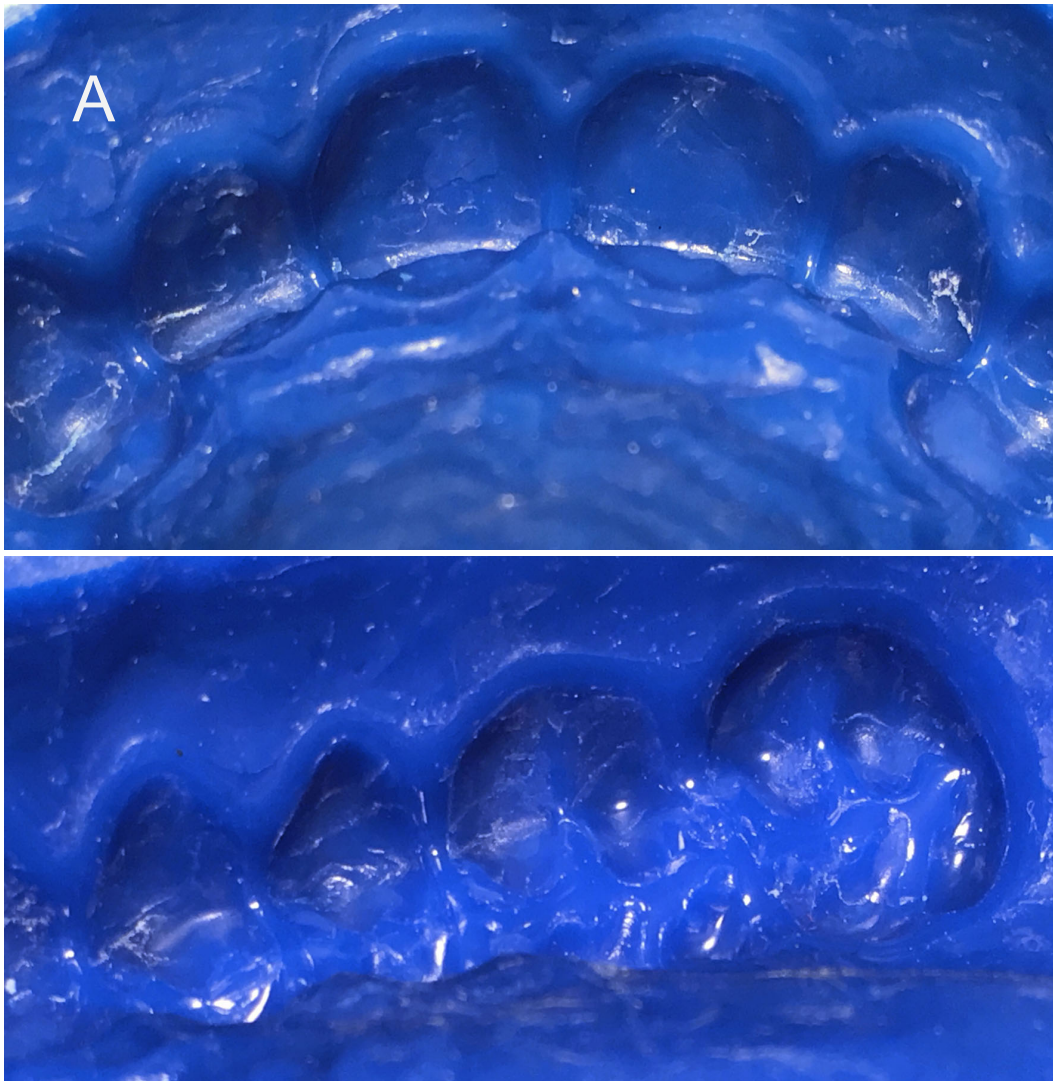
Tout d'abord, la température mesurée sur la face vestibulaire était au maximum à 49,5 °C.

Ensuite, l'épaisseur moyenne la plus importante est obtenue à 2 bars pour le bord incisal (2,24 mm), à 6 bars pour la face vestibulaire de l'incisive centrale (2,68 mm) et à 2 bars pour le bourrelet occlusal de la molaire (2,98 mm).

Les résultats de l'analyse comparative ne montrent pas de différence significative entre les épaisseurs mesurées en fonction de la pression appliquée (2 bars ou 6 bars) que ce soit au niveau du bord incisal, de la face vestibulaire de l'incisive

centrale ou de la cuspide disto-vestibulaire de la première molaire ($p \gg 0,05$).

En revanche, l'adaptabilité de la plaque de PVE-VA qui a été comparée en analysant les images de la coupe sagittale au niveau de l'incisive centrale droite (fig.5), apparaît nettement meilleure lorsque la pression exercée était de 6 bars comparée à celle de 2 bars (Figures 5 et 6).



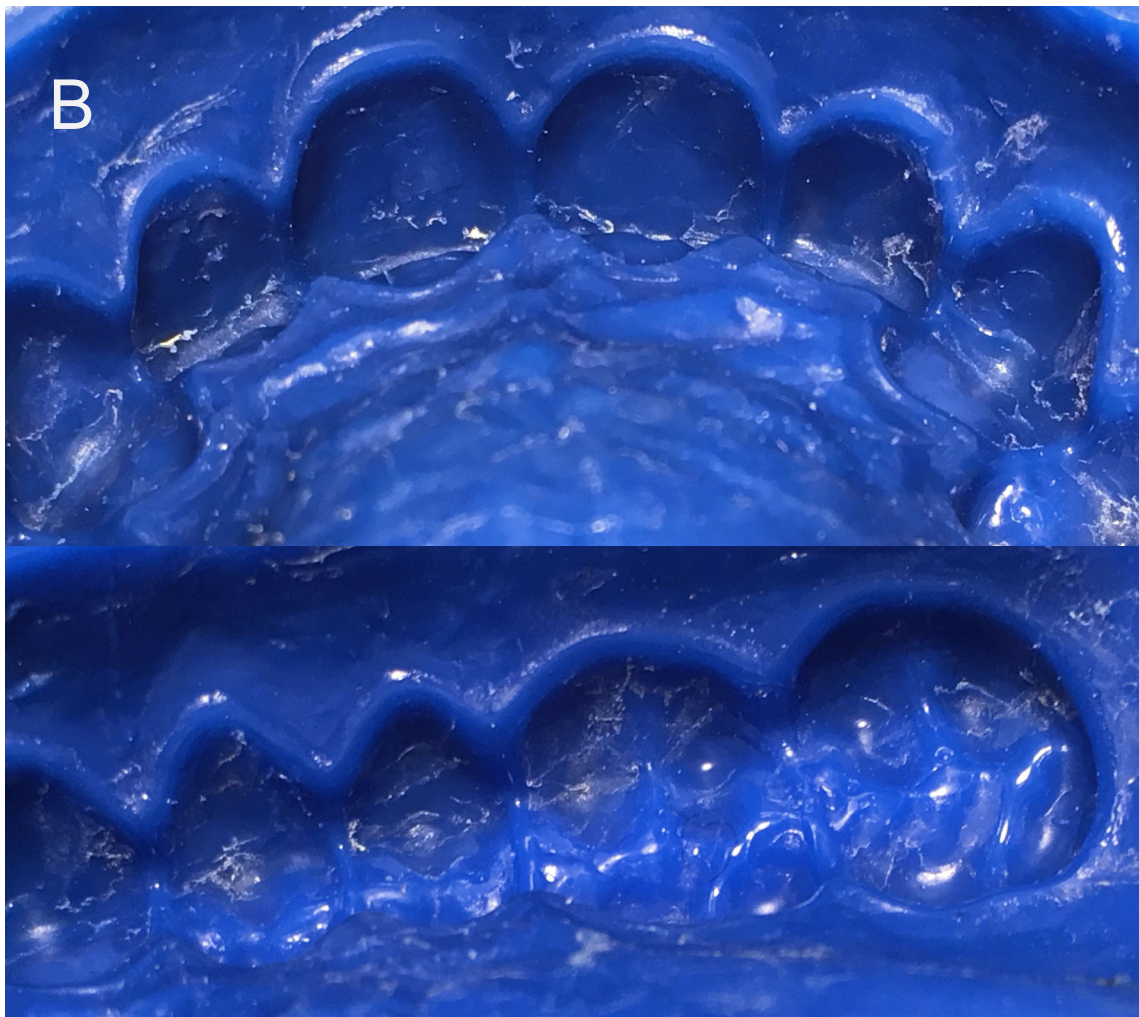


Fig. 5 Photo face occlusale d'une PIB au niveau de l'incisive centrale et de la première molaire (A) à 2 bars (B) à 6 bars

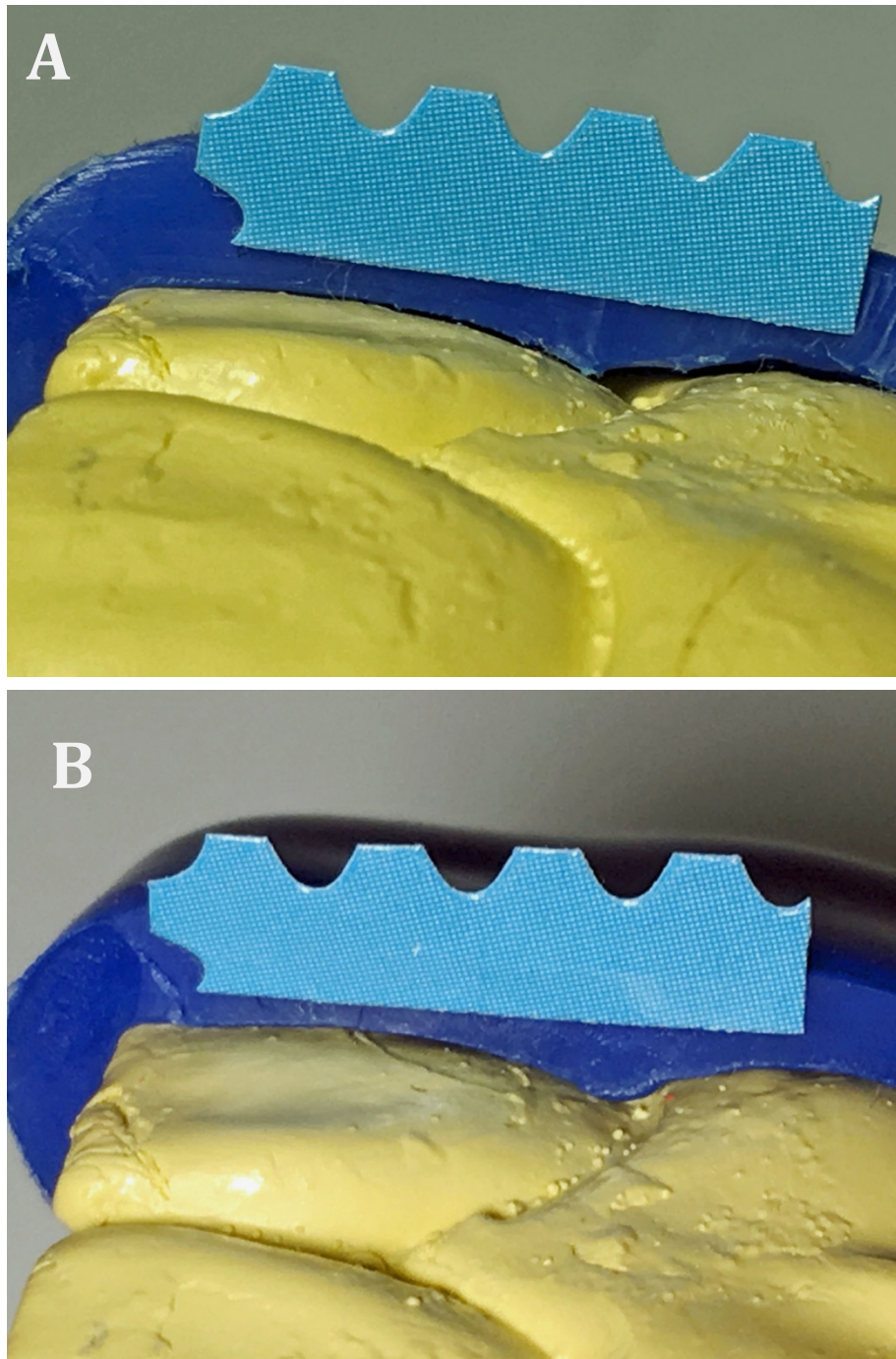


Fig 6 : coupe sagittale de la plaque de PVA-VE au niveau de l'incisive centrale (A) 2 bars, (B) 6 bars

II.3 DISCUSSION

Le but de cette étude était d'évaluer une méthode de thermoformage par pression positive à 2 et 6 bars en comparant les effets sur les épaisseurs et l'adaptabilité.

Les résultats montrent qu'il n'y a pas d'effet de la pression positive sur les épaisseurs de la plaque entre l'application de 2 bars et 6 bars ($p \gg 0,05$). Notre hypothèse de départ était qu'une diminution de pression permettrait d'augmenter les épaisseurs de la plaque thermoformée et donc de réaliser une PIB monocouche conforme aux critères d'épaisseur d'une PIB normalisée.

Par contre, l'augmentation de pression à 6 bars procure une meilleure adaptation de la plaque de PVE-VA. Ce critère est important pour assurer une meilleure rétention de la PIB qui se fait principalement dans la zone de contre-dépouille de l'arcade dentaire. (53)

Epaisseurs de la PIB :

Une PIB conforme aux données actuelles de la science doit présenter des épaisseurs minimales : 4 mm au niveau du bord incisal, 3 mm au niveau de la face vestibulaire et 2 mm au niveau du bourrelet occlusal (53). Les épaisseurs mesurées au niveau de l'incisive centrale sont insuffisantes pour une PIB, que ce soit pour le bord incisal ($< 4\text{mm}$) comme la face vestibulaire ($< 3\text{ mm}$). En ce qui concerne le bourrelet occlusal, l'épaisseur moyenne est supérieure à 2 mm mais le recouvrement nécessaire lors de l'engrènement des dents de l'arcade mandibulaire rendra l'épaisseur mesurée très inférieure à la valeur minimale requise (2 mm) avec le risque traumatisme par choc direct inter-arcades dentaires. D'après notre étude, une technique monocouche de thermoformage par pression positive est donc insuffisante pour confectionner une PIB normalisée, que ce soit avec une pression de 2 bars comme de 6 bars.

Mizuashi et al. (47) ont comparé le thermoformage des plaques d'EVA de PIB formées sous vide et formées sous pression sur un modèle de travail. La méthode sous vide (par aspiration) a maintenu l'épaisseur de la PIB, tandis que la méthode par pression obtenait un meilleur ajustement.

Mizuashi et al. (42) ont aussi comparé la méthode de thermoformage par stratification et par lamination. Ils définissent :

- la stratification : un rectangle d'EVA de 3 mm (de la taille du secteur antérieur) est pré-découpé puis thermoformé sur une plaque entière
- la lamination : 2 plaques entières thermoformées

A l'aide d'une thermoformeuse sous vide, ils obtiennent des PIB formées avec la méthode stratifiée moins épaisses que celles formées avec le procédé de stratification des plaques.

A la lecture de ces différents résultats, nous pouvons envisager d'associer les deux techniques de thermoformage (pression positive et aspiration) pour obtenir des épaisseurs conformes et réduire les coûts de fabrication d'une PIB : procéder à une technique multilaminée en bicouche associant un premier thermoformage à 6 bars pour obtenir une adaptabilité optimale, puis dans un second temps en thermoformant par aspiration à 2 bars une seconde plaque permettant d'obtenir une épaisseur suffisante. Dans une étude ultérieure, il serait judicieux d'étudier les caractéristiques mécaniques ainsi que l'épaisseur et l'adaptabilité de cette technique.

Température de ramollissement et température de cristallisation :

Mizuashi et al. (22)(23)(24)(25) ont étudié l'effet de la variation de température sur l'épaisseur : la température de la plaque d'EVA doit atteindre 120 °C pour maintenir l'épaisseur et obtenir un bon ajustement d'une PIB thermoformée sous vide. En effet, une épaisseur plus importante pourrait être obtenue en diminuant cette température mais au risque d'être en dessous de la température de ramollissement et d'avoir un effet mémoire néfaste pour la stabilité de la PIB sur mesure. Dans notre étude, la température de la plaque était montée systématiquement à 120 °C, soit largement au-dessus de la température de ramollissement du matériau ERKOFLEX : 71,7 °C d'après Gould et al (15).

En ce qui concerne la phase de refroidissement, la pression positive doit être maintenue jusqu'à ce la température de la PIB soit inférieure à la température de cristallisation (T_c) du matériau PVE-VA utilisé (15). Pour le matériau ERKOFLEX, $T_c = 51,6$ °C (15). La température de surface relevée sur les 10 échantillons monte au

maximum à 49,5 °C. Le délai de 10 minutes de refroidissement de la plaque avec maintien de la pression positive apparaît suffisant pour descendre en dessous de la T_c du matériau ERKOFLEX. Donc, à la fin de la procédure de thermoformage proposée, nous pouvons considérer que la structure PIB est figée.

Limite :

La limite de ce travail concerne la mesure de la température de surface. Il y a une certaine dispersion des données qui peut provenir de la température du modèle avant thermoformage. Nous pouvons émettre l'hypothèse d'un effet d'une variation importante de la température de surface du modèle d'arcade maxillaire sur l'épaisseur de la plaque thermoformée. Une étude ultérieure devra prévoir de relever la température initiale du modèle, voire de fixer cette température (température ambiante après phase de pré-conditionnement, par exemple).

Conclusion

L'objectif de cette étude était de démontrer si la pression positive avait un effet sur l'épaisseur et l'adaptabilité d'une prothèse-intra-buccale (PIB) sur mesure.

Nous avons vu dans la littérature qu'aucune étude n'avait exploré l'effet de la pression positive sur l'épaisseur d'une PIB sur mesure. Les résultats de notre étude ont révélé que les épaisseurs des PIB sur mesure étaient équivalentes pour les pressions positives à 2 et 6 bars et qu'elles étaient insuffisantes pour confectionner une PIB monocouche. Concernant l'adaptation, une différence notable a été observée : un meilleur ajustement à 6 bars a été obtenu. L'adaptabilité de la plaque de PVE-VA est un élément essentiel car elle contribue à améliorer la rétention de la PIB.

Afin d'obtenir une PIB sur mesure conforme aux données acquises de la science, nous avons proposé de confectionner une PIB par une technique de thermoformage bicouche mixte, associant dans un premier temps un thermoformage par pression positive à 6 bars pour obtenir une adaptabilité optimale, puis dans un second temps un thermoformage par aspiration à 2 bars d'une seconde plaque de PVE-VA permettant d'obtenir une épaisseur finale suffisante. Cette proposition reste à analyser dans une étude ultérieure.

Bibliographie

1. Rodd HD, Chesham DJ. Sports-related oral injury and mouthguard use among Sheffield school children. *Community Dent Health*. mars 1997;14(1):25-30.
2. Smith WS, Kracher CM. Sports-related dental injuries and sports dentistry. *Dent Assist Chic Ill* 1994. juin 1998;67(3):12-6, 40, 46.
3. Davis GT, Knott SC. Dental trauma in Australia. *Aust Dent J*. août 1984;29(4):217-21.
4. UFSBD | Union Française pour la Santé Bucco-Dentaire [Internet]. [cité 17 janv 2017]. Disponible sur: <http://www.ufsbd.fr/>
5. Verissimo C, Costa PVM, Santos-Filho PCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Custom-Fitted EVA Mouthguards: what is the ideal thickness? a dynamic finite element impact study. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. avr 2016;32(2):95-102.
6. Park JB, Shaul KL, Overton B, Donly KJ. Improving mouth guards. *J Prosthet Dent*. oct 1994;72(4):373-80.
7. Ou M, Taniguchi null, Ohyama T. Analysis on decay rate of vibration following impact to human dry skull with and without mouthguards. *Bull Tokyo Med Dent Univ*. mars 1996;43(1):13-24.
8. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: how thick should they be? *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. févr 2002;18(1):24-7.
9. Knapik JJ, Marshall SW, Lee RB, Darakjy SS, Jones SB, Mitchener TA, et al. Mouthguards in sport activities : history, physical properties and injury prevention effectiveness. *Sports Med Auckl NZ*. 2007;37(2):117-44.
10. Chaconas SJ, Caputo AA, Bakke NK. A comparison of athletic mouthguard materials. *Am J Sports Med*. juin 1985;13(3):193-7.
11. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. Forces transmitted through EVA mouthguard materials of different types and thickness. *Aust Dent J*. déc 1995;40(6):389-91.
12. Bishop BM, Davies EH, von Fraunhofer JA. Materials for mouth protectors. *J Prosthet Dent*. févr 1985;53(2):256-61.
13. Chapman PJ. Mouthguards and the role of sporting team dentists. *Aust Dent J*. févr 1989;34(1):36-43.
14. Poisson P, Petit J, Dorignac G. Mouthguards for use in sport. Report No.: prEN 15712:2007.
15. Gould TE, Piland SG, Shin J, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials: physical and mechanical properties of commercialized products. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. juin 2009;25(6):771-80.
16. Biasca N, Wirth S, Tegner Y. The avoidability of head and neck injuries in ice hockey: an historical review. *Br J Sports Med*. déc 2002;36(6):410-27.
17. Waked EJ, Caputo AA. Thickness and stiffness characteristics of custom-made mouthguard materials. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. juin 2005;36(6):462-6.
18. Newsome PR, Tran DC, Cooke MS. The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: a review. *Int J Paediatr Dent*. nov 2001;11(6):396-404.
19. Yonehata Y, Maeda Y, Machi H, Sakaguchi RL. The influence of working cast residual moisture and temperature on the fit of vacuum-forming athletic mouth guards. *J Prosthet Dent*. janv 2003;89(1):23-7.

20. Poisson P, Zunzarren R, Devillard R. Protections intra-buccales : les différentes techniques de confection. *Strat Prothétique*. avr 2013;13(2):77-86.
21. Geary JL, Kinirons MJ. Post thermoforming dimensional changes of ethylene vinyl acetate used in custom-made mouthguards for trauma prevention--a pilot study. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. juin 2008;24(3):350-5.
22. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Thickness and fit of mouthguard according to changing the holding conditions and the heating conditions of the mouthguard sheet. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. avr 2014;30(2):140-6.
23. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Difference in vacuum-formed mouthguard thickness according to heating condition. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. juin 2015;31(3):233-7.
24. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Difference in pressure-formed mouthguard thickness according to heating condition. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. févr 2016;32(1):22-6.
25. Mizuhashi F, Koide K. Appropriate fabrication method for vacuum-formed mouthguards. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. 7 août 2016;
26. Mizuhashi F, Koide K. Appropriate fabrication method for pressure-formed mouthguards using ethylene vinyl acetate sheets. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. févr 2018;34(1):46-50.
27. Yamada J, Maeda Y. Thermoforming process for fabricating oral appliances: influence of heating and pressure application timing on formability. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. déc 2007;16(6):452-6.
28. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Thickness and fit of mouthguards according to heating methods. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. févr 2014;30(1):60-4.
29. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M, Mizuhashi R. A method to maintain the thickness of the mouthguard after the vacuum forming process: changes of the holding conditions of the mouthguard sheet. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. août 2012;28(4):291-5.
30. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Thickness and fit of mouthguards adjusted by notching thermoplastic sheets under different heating conditions. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. août 2015;31(4):288-93.
31. Mizuhashi F, Koide K. Pressure-forming method using a single-mouthguard sheet. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. févr 2018;34(1):41-5.
32. Del Rossi G, Lisman P, Signorile J. Fabricating a better mouthguard. Part II: the effect of color on adaptation and fit. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. avr 2008;24(2):197-200.
33. Takahashi M, Koide K, Mizuhashi F. Influence of color difference of mouthguard sheet on thickness after forming. *J Prosthodont Res*. juill 2012;56(3):194-203.
34. Mizuhashi F, Koide K, Mizuhashi R. Influence of working model position on the formation of a pressure-formed mouthguard. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. déc 2016;32(6):469-73.
35. Farrington T, Coward T, Onambele-Pearson G, Taylor RL, Earl P, Winwood K. The effect of model inclination during fabrication on mouthguard calliper-measured and CT scan-assessed thickness. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. juin 2016;32(3):192-200.
36. Kojima I, Takeda T, Nakajima K, Narimatsu K, Konno M, Ozawa T, et al. Thinning factors influence on custom-made mouthguards thermoforming. *Dent*

- Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. avr 2015;31(2):103-12.
37. Del Rossi G, Leyte-Vidal MA. Fabricating a better mouthguard. Part I: factors influencing mouthguard thinning. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. juin 2007;23(3):149-54.
 38. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Difference in vacuum-formed mouthguard thickness according to timing of vacuum application. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. août 2016;32(4):306-10.
 39. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Thickness and fit of mouthguards according to a vacuum-forming process. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. août 2013;29(4):307-12.
 40. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. Beneficial effects of air inclusions on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material. Br J Sports Med. févr 2002;36(1):51-3.
 41. Padilla RR, Lee TK. Pressure-laminated athletic mouth guards: a step-by-step process. J Calif Dent Assoc. mars 1999;27(3):200-9.
 42. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. New fabrication method to maintain proper mouthguard thickness. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. avr 2016;32(2):85-9.
 43. Kenyon BJ, Loos LG. Comparing comfort and wearability between Type III single-layered and double-layered EVA mouthguards. Gen Dent. août 2005;53(4):261-4.
 44. Tunc ES, Ozdemir TE, Arici S. Postfabrication thickness of single- and double-layered pressure-formed mouthguards. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. oct 2013;29(5):378-82.
 45. Padilla R, Dorney B, Balikov S. Prevention of oral injuries. J Calif Dent Assoc. mars 1996;24(3):30-6.
 46. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Variations in mouthguard thickness according to fabrication method. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. avr 2015;31(2):130-5.
 47. Mizuhashi F, Koide K. Formation of vacuum-formed and pressure-formed mouthguards. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. août 2017;33(4):295-9.
 48. Ozawa T, Takeda T, Ishigami K, Narimatsu K, Hasegawa K, Nakajima K, et al. Shock absorption ability of mouthguard against forceful, traumatic mandibular closure. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. juin 2014;30(3):204-10.
 49. Chi HH. Properly fitted custom-made mouthguards. Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. janv 2007;28(1):36-40; quiz 41-2.
 50. Takeda T, Ishigami K, Shintaro K, Nakajima K, Shimada A, Regner CW. The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. févr 2004;20(1):12-20.
 51. Tran D, Cooke MS, Newsome PR. Laboratory evaluation of mouthguard material. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. déc 2001;17(6):260-5.
 52. Hoffmann J, Alfter G, Rudolph NK, Göz G. Experimental comparative study of various mouthguards. Endod Dent Traumatol. août 1999;15(4):157-63.
 53. Maeda Y, Kumamoto D, Yagi K, Ikebe K. Effectiveness and fabrication of mouthguards. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. déc 2009;25(6):556-64.
 54. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Assessing change in mouthguard thickness according to the thickness of the original mouthguard sheet. Dent

- Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. déc 2014;30(6):468-71.
55. Guevara PH, Hondrum SO, Reichl RB. A comparison of commercially available mouthguards and a custom mouthguard. *Gen Dent.* août 2001;49(4):402-6.
 56. Takahashi M, Koide K, Mizuhashi F. Difference in the thickness of mouthguards fabricated from ethylene-vinyl acetate co-polymer sheets with differently arranged v-shaped grooves. *J Prosthodont Res.* juill 2013;57(3):169-78.
 57. Going RE, Loehman RE, Chan MS. Mouthguard materials: their physical and mechanical properties. *J Am Dent Assoc* 1939. juill 1974;89(1):132-8.
 58. Craig RG, Godwin WC. Properties of athletic mouth protectors and materials. *J Oral Rehabil.* févr 2002;29(2):146-50.
 59. Patrick DG, van Noort R, Found MS. The influence of heat treatment on the impact performance of sports mouthguard materials. *Compos Part Appl Sci Manuf.* sept 2006;37(9):1423-7.
 60. Guerard S, Barou J-L, Petit J, Poisson P. Characterization of mouth-formed mouthguards: thermal performance. *Dent Mater J.* 2014;33(6):799-804.
 61. Meng FH, Schricker SR, Brantley WA, Mendel DA, Rashid RG, Fields HW, et al. Differential scanning calorimetry (DSC) and temperature-modulated DSC study of three mouthguard materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* déc 2007;23(12):1492-9.
 62. Poisson P, Viot P, Petit J. Behavior under impact of two polyvinyl acetate-polyethylene (PVA-PE) polymers and one elastomer--application to custom-made mouthguards. *Dent Mater J.* mars 2009;28(2):170-7.
 63. Takeda T, Ishigami K, Kawamura S, Nakajima K, Shimada A, Sumii T, et al. Adhesive strength and its improvement referring to the laminated-type mouthguard. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol.* août 2006;22(4):205-14.

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, La Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

En présence de mes Maîtres et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de l'art dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux principes et aux règles prescrites par le code de déontologie.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honorée à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.



Discipline : Santé Publique

Confection d'une Protection Intra-Buccale par thermoformage par pression positive : effet de la variation de pression sur l'épaisseur

Résumé :

L'épaisseur des Protections Intra Buccales (PIB) sur mesure par thermoformage reste un critère essentiel à la protection du sportif et peu respecté chez les autres types de PIB vendues dans le commerce. Leur coût peut également poser un problème car il peut être 10 à 100 fois supérieur aux autres types de PIB et leur confection demande beaucoup plus de temps. Une épaisseur suffisante et un rapport qualité/prix abordable permettraient de favoriser l'accès à la PIB sur mesure.

Nous avons exploré à travers une revue d'articles tout ce qui a été évoqué dans la littérature afin d'améliorer l'épaisseur des PIB. Nous avons ensuite expérimenté une technique par thermoformage à pression positive et étudié l'effet de la variation de pression durant la mise en forme sur l'épaisseur de la PIB : pour cela, dix prototypes de PIB ont été confectionnés par thermoformage d'une plaque de copolymère de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle (PE-PVA) de diamètre 120 mm et d'épaisseur 5 mm. La plaque de PE-PVA a été thermoformée à l'aide de la machine à pression positive à 2 ou 6 bars.

Les résultats de l'analyse comparative ne montrent pas de différence significative entre les épaisseurs mesurées en fonction de la pression appliquée (2 bars ou 6 bars) que ce soit au niveau du bord incisal, de la face vestibulaire de l'incisive centrale ou de la cuspide disto-vestibulaire de la première molaire ($p \gg 0,05$). En revanche, l'adaptabilité de la plaque de PVE-VA qui a été comparée en analysant les images de la coupe sagittale au niveau de l'incisive centrale droite (fig.5), apparaît nettement meilleure lorsque la pression exercée était de 6 bars comparée à celle de 2 bars.

Mots-clés : Protection intra buccale, copolymère de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle, thermoformage par pression positive

Key-words : Mouthgard, thickness, ethylene vinyl acetate, pressure forming method

Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

16-20 Cours de la Marne

33082 BORDEAUX CEDEX