HAL
open science

Étude du comportement à l'impact des protections intra-buccales

Nicolas Crebessegues

To cite this version:

Nicolas Crebessegues. Étude du comportement à l'impact des protections intra-buccales. Chirurgie. 2014. dumas-00990533

HAL Id: dumas-00990533

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00990533v1

Submitted on 13 May 2014

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
Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques

Année : 2014 N° 24

Thèse pour l'obtention du

DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par Nicolas CREBESSEGUES

Né le 07/02/1988 à Agen

Le 30/04/2014

ETUDE DU COMPORTEMENT A L'IMPACT DES PROTECTIONS INTRA-BUCCALES (PIB)

Directeur de thèse

Philippe POISSON

Membres du jury

Président	Mme V DUPUIS	Professeur des Universités
Directeur	M. P POISSON	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	M. R DEVILLARD	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	M. C VIDAL	Assistant Hospitalo-Universitaire
Invité	Mme S GUERARD	Maître de Conférences (Arts et Métiers)

Remerciements

Je remercie Philippe Poisson pour ses conseils, sa disponibilité tout au long de ce travail ainsi que d'avoir partager son expérience.
Je remercie Jean-Luc Barou pour son aide et pour m'avoir apporté ses compétences en ingénierie et notamment en mécanique, indispensables pour ce travail.
Je remercie également Mme Dupuis, Mr Devillard et Mr Vidal pouvoir avoir accepté de m'accompagner au cours de ce travail.

D'un point de vue plus personnel, je remercie bien évidemment mes parents ainsi qu'Anne.

Tables des Matières

LISTE DES ABREVIATIONS **6**

INTRODUCTION GENERALE **7**

PARTIE 1 CLASSIFICATION DES PROTECTIONS INTRA-BUCCALES (PIB) 9

1 Les différents types de PIB : *10*

1.1 Les PIB standard 10

1.2 Les PIB adaptables 11

1.3 Les PIB sur mesure 13

1.3.1 Les techniques sans maquette : le thermoformage : 13

1.3.2 Les techniques avec maquette : 14

2 Les classifications des PIB: *16*

PARTIE 2 ETUDE DU COMPORTEMENT DES PIB A L'IMPACT 22

1 Les différents moyens d'étude utilisés : *23*

1.1 Etudes réalisées sur les matériaux 23

1.1.1 Sur éprouvette : 23

1.1.2 Sur plaque : 26

1.2 Protocoles basés sur la structure de la PIB 29

1.2.1 Etudes effectuées sur modèle 29

1.2.1.1 En plâtre 29

1.2.1.2 En céramique 30

1.2.1.3 En résine 31

1.2.1.4 En acier 33

1.2.2 Etudes effectuées sur crâne 34

1.2.2.1 Crâne synthétique 34

1.2.2.2 Crâne naturel : 35

2 Les différents moyens d'évaluation utilisés *36*

2.1 Calcul du nombre de dents cassées : 36

2.2 Mesure de la hauteur du rebond : 37

2.3 Utilisation de capteurs de force, de pression ou de déplacement : 37

2.3.1 Faut-il instrumenter le support ou l'impacteur ? 37

2.3.2 Les différents types de capteurs et accéléromètres utilisés. 38

PARTIE 3 ETUDE DU COMPORTEMENT DE LA PIB A L'IMPACT SUR MACHOIRE ACIER 40

1 Matériel et Méthodes *41*

1.1 Modèles de mâchoires en acier 41

1.2 Les Protections intra-buccales : 41

1.3 Performances à l'impact 44

2 Résultats *45*

3 Discussion *49*

4 Conclusion *51*

CONCLUSION GENERALE **52**

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES **53**

Liste des abréviations

ANSI : American National Standards Institute

ASTM : American society for testing and material

EPI : équipement de protection individuelle

EVA : éthylène-acétate de vinyle

EVM : épaisseur vestibulaire de matériau

FMax : force maximale enregistrée

IR : ration défini par l'épaisseur vestibulaire de matériau (EVM) divisée par la force maximale enregistrée (Fmax)

PE-PVA : copolymère de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle

PIB : protection intra-buccale

SAI : Standards Australia International

Introduction générale

Les activités sportives et de loisirs offrent à leurs adeptes de nombreux bénéfices en matière de santé. Elles exposent cependant les sportifs à des risques de blessure, notamment de la région oro-faciale. Les protections intra-buccales (PIB) sont présentées dans la littérature comme un dispositif efficace de prévention des traumatismes oro-faciaux (36). Une PIB réduit la probabilité de survenue des traumatismes bucco-dentaires et maxillaires de différentes manières. Tout d'abord, elles préviennent le risque de fracture dentaire en absorbant une partie de l'énergie de l'impact et en séparant les arcades dentaires maxillaire et mandibulaire. Ensuite elles limitent le risque de fracture mandibulaire en stabilisant la mandibule soumise à un choc. Enfin les PIB préviennent le risque de lésion des tissus mous en les séparant des surfaces dentaires.

Il n'existe pas à ce jour de norme régissant l'élaboration des PIB. L'American Society for Testing and Materials (3) a défini les PIB comme « un dispositif élastique ou appareil placé à l'intérieur de la bouche pour réduire les blessures buccales et particulièrement des dents et des structures environnantes ». Ainsi d'après cette définition, un objet ne peut être qualifié de PIB qu'à partir du moment où ses capacités de protection auront été démontrées. Cette démonstration ne peut être effectuée qu'à partir de tests validant ses propriétés mécaniques. Les tests proposés comprennent des essais de compression, de résistance à la traction, d'absorption d'eau et d'absorption de l'énergie d'impact.

L'absorption de l'énergie d'impact est une notion indispensable dans les capacités de prévention des traumatismes oro-faciaux des PIB (25, 39, 42). Lorsqu'une force d'impact est appliquée sur le corps humain, il existe deux types de conséquences (78). La première se produit lorsque la force appliquée n'est pas suffisamment importante pour dépasser les capacités de résistance de l'organisme, elle est alors transformée en énergie thermique. Par contre lorsque l'effort dépasse les capacités de résistance de notre corps, il devient destructeur et entraine des lésions dentaires, osseuses et des tissus mous. La littérature manque de données cliniques in vivo sur l'absorption de l'énergie d'impact. Ainsi des modèles d'étude standardisés ont été élaborés afin d'évaluer l'absorption de l'énergie d'impact de différents matériaux et de différentes protections. Cependant, les protocoles apparaissent très hétérogènes.

Le premier temps de notre travail permettra de recenser et confronter les différentes classifications et les différents modes de confection des PIB retrouvées dans la littérature afin

de proposer une classification exhaustive. Cette étape est importante pour préciser le champ d'application de normes futures.

Dans un second temps, nous réaliserons une revue des différents protocoles d'essais proposés dans la littérature pour l'étude du comportement à l'impact des PIB, avant de proposer un protocole type que nous utiliserons dans un troisième temps, pour qualifier différentes séries de PIB (du commerce et sur mesure).

Partie 1

Classification des protections intra-buccales (PIB)

Dans une volonté de réaliser un protocole d'essais normalisé des PIB, il est au préalable nécessaire de définir une classification permettant d'y inclure tous les dispositifs et ainsi de définir le champ d'application de cette norme.

1 Les différents types de PIB :

Nous distinguons trois types de PIB : les protections standard, les protections adaptables en bouche et les protections sur mesure.

1.1 Les PIB standard

Les protections standard sont classiquement composées de matériaux plastiques ou de caoutchoucs préformés. Elles sont commercialisées en trois tailles différentes (36) et n'ont donc pas la capacité d'être adaptées aux particularités morphologiques de chaque sportif (43). Elles sont les moins onéreuses (61, 62) et sont facilement disponibles dans les commerces d'articles de sport. Elles offrent peu ou pas de rétention en bouche (36, 62), elles présentent un faible ajustage (55), elles ne sont maintenues en place que lorsque le sportif est mâchoires serrées (61, 62, 68, 81) et elles interfèrent avec la ventilation et la phonation (36, 62, 68). De plus, il y a un risque qu'elles obstruent les voies aériennes supérieures (17, 62, 69, 81). En effet, Turner (81) cite le cas d'un joueur de football américain sérieusement blessé après que sa protection standard se soit bloquée dans ses voies aériennes. Il recommanda la suppression de la vente de ces protections. Enfin, il n'y a aucune étude qui prouve que ces protections soient efficaces en matière de dissipation de l'énergie d'impact (68). Leur usage est unanimement déconseillé.

Figure 1 : PIB standard (d'après 68)

1.2 Les PIB adaptables

Ces protections représentent les modèles intermédiaires entre les PIB standard et les PIB sur mesure. Elles peuvent être subdivisées en deux catégories : les PIB par regarnissage (« shell-liner) et les PIB thermo-modelables (« boil and bite »).

Les **modèles « shell-liner »** se présentent sous la forme d'une gouttière lisse et rigide de chlorure de polyvinyle (38, 68) dans laquelle est placée une couche auto-polymérisable de méthyl-méthacrylate ou de silicone (68) puis insérée en bouche pour être ajustée (l'ajustage s'effectue en comprimant la gouttière avec les doigts pour adapter le matériau placé à l'intérieur et en exécutant un mouvement de succion avec la langue (38)). Ranalli (61), Kloeg (38) et Scheer (68) leur reprochent également de générer un goût et une odeur désagréables. Ce goût est généré par les conditionneurs qui libèrent également des résidus huileux (38). C'est la raison pour laquelle la couche auto-polymérisable doit être refaite après chaque utilisation de préférence (38). Sametzky *et al* (66) déplorent lui l'absence de calage mandibulaire, la gouttière étant lisse.

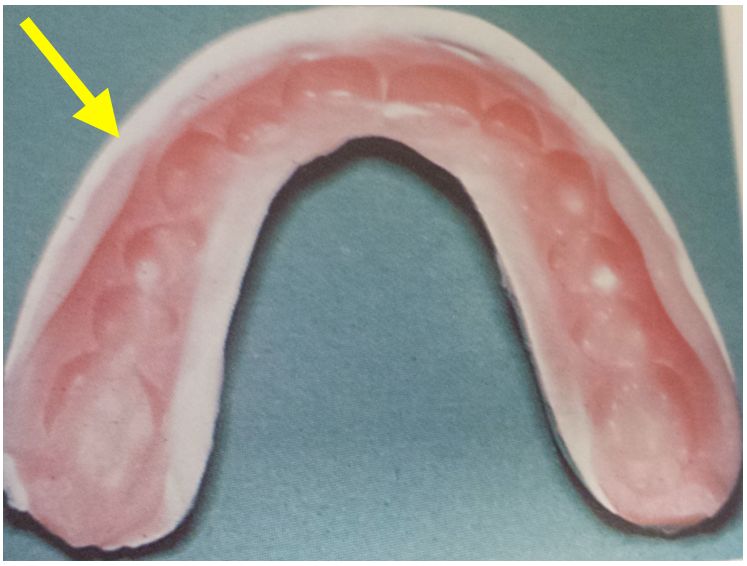


Figure 2 : PIB par regarnissage (d'après 68)

Historiquement, la première PIB décrite dans la littérature était une **PIB thermo-modelable** composée d'une bande de gutta percha préalablement chauffée avant d'être adaptée au bloc incisivo-canin de boxeurs (64). Actuellement, les PIB thermo-modelables sont adaptées en bouche après ramollissement à l'eau chaude (boil and bite). Elles représentent les protections utilisées dans 90 à 95% des cas (21, 38, 63, 90), ceci s'expliquant par leur facilité d'élaboration et leur faible coût (21). Elles sont généralement composées de copolymère de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle (PE-PVA) (62, 68, 81).

La protection est dans un premier temps placée dans de l'eau portée à ébullition pendant quelques secondes, puis placée dans de l'eau froide, avant d'être positionnée en bouche où elle est adaptée par pression digitale, labiale et occlusale (61).

La PIB thermo-modelable offre un meilleur ajustage et donc une meilleure rétention que la protection standard (21).

Park *et al* (55) rapportent que ces protections peuvent perdre jusqu'à 99% de leur épaisseur occlusale au cours de leur ajustage (lorsque les recommandations des fabricants sont respectées) diminuant ainsi leurs propriétés mécaniques. Ces auteurs déconseillent leur utilisation. Takeda *et al* (77) ont montré que porter une PIB avec une insuffisance d'épaisseur occlusale pouvait causer une fracture de la mandibule.

Duarte-Pereira *et al* (22) ont effectué une étude comparant ces PIB et les modèles sur mesure, en tenant compte de leur confort, de leur ajustage, de leur rétention ainsi que de leurs effets sur la ventilation et la phonation. Ils ont conclu que du fait de leur instabilité et de leur inégalité de répartition des épaisseurs de matériau, elles ne constituaient pas un dispositif suffisant de prévention des traumatismes oro-faciaux. Ils ont d'autre part conclu qu'elles interféraient davantage avec la ventilation et la phonation, qu'elles étaient moins confortables et qu'elles entrainaient davantage de nausées.

Figure 3: PIB thermo-modelable (d'après 22).

1.3 Les PIB sur mesure

Ces protections sont confectionnées après prise d'empreinte par un chirurgien dentiste. L'empreinte est réalisée à l'alginate et une cire doit être confectionnée pour déterminer la position mandibulaire. A partir des modèles en plâtre, ces protections peuvent être conçues selon deux manières différentes :

- sans maquette de la PIB : techniques par thermoformage
- avec maquette : techniques par injection ou par pression

1.3.1 Les techniques sans maquette : le thermoformage :

Le matériau le plus communément utilisé est l'EVA. Il est vendu sous forme de plaques d'épaisseurs variables. La plaque est ramollie par chauffage puis plaquée sur le modèle en plâtre.

Ils existent deux techniques de thermoformage qui utilisent des plaques de PE-PVA :

- **Le thermoformage sous vide :** cette technique permet l'élaboration d'une protection monocouche et bicouche d'EVA (59). Pour l'élaboration de PIB monocouche, la plaque de matériau est dans un premier temps chauffée ce qui la ramollie (voir figure 4) avant d'être plaquée sur le modèle en plâtre maxillaire par aspiration (avec une pression inférieure ou égale à 1 atm) (61). Pour l'élaboration de PIB bicouche, une deuxième plaque est thermoformée sur la première (59). D'après Padilla *et al* (54) le thermoformage sous vide présente l'inconvénient d'un effet mémoire élastique important. La protection ainsi réalisée va donc petit à petit perdre de son ajustage et de sa rétention (54).

Figure 4 : Plaque chauffée avant d'être plaquée sur le modèle en plâtre (d'après 21)

Ces inconvénients ont conduit les opérateurs à développer une technique de thermoformage à haute température et haute pression (49).

- **Le thermoformage à haute température et haute pression** : cette technique permet l'élaboration de protections multicouches de plaques de PE-PVA (9, 49, 61). La machine utilise une pression de 10 atm (61). Alors que plusieurs plaques ne pouvaient fusionner suffisamment dans la technique sous vide, à haute température et haute pression une parfaite fusion chimique se produit (54, cité par Newsome (49)). Newsome *et al* (49) rapportent que l'association d'une haute température et d'une haute pression permet de ne plus avoir cet effet mémoire. Hunter (34) et Padilla (53) déclarent que cette technique permet d'obtenir un meilleur ajustage et moins de déformation. Biasca *et al* (9) et Ranalli (61) affirment que ces protections conservent leur intégrité beaucoup plus longtemps.

Le thermoformage à haute température et haute pression offre donc une meilleure stabilité dimensionnelle que le thermoformage sous vide.

1.3.2 Les techniques avec maquette :

La confection d'une maquette en cire ou en pâte à modeler est nécessaire afin de préfigurer la forme de la future PIB. Cela va favoriser la maîtrise des limites et des épaisseurs de la PIB. Les maquettes sont ensuite mises en moufle, la cire (ou la pâte à modeler) est éliminée et la PIB confectionnée par injection ou pression du matériau PE-PVA.

- **Injection à haute température et haute pression :**

Le PE-PVA est le matériau le plus utilisé, il sera injecté à une température comprise entre 160 et 165°C et une pression comprise entre 3 et 6 atm. (60).

- **Injection à température ambiante et haute pression avec polymérisation à chaud** :

Ce procédé a été élaboré par Ivoclar-Vivadent (35). Il utilise une résine à base de méthacrylate de méthyle associée à un caoutchouc synthétique élastique qui est injectée à température ambiante et une pression de 6 atm. La polymérisation du matériau s'effectuera à chaud.

- **par pression à température ambiante et polymérisation à chaud:**

Milward *et al* (46) décrivent un protocole permettant la réalisation d'une PIB par pression. Le matériau utilisé est un silicone (polydimethylsiloxane), il est pressé dans le moule puis polymérisé dans l'eau amenée à ébullition pendant 1 heure.

Mekayarajjananonth *et al* (45) utilisent une résine acrylique pressée et polymérisée dans de l'eau à 74 °C pendant 9 heures.

Morikawa *et al* (47), Ou *et al* (51) et Yamanaka *et al* (92) ont également utilisé cette technique pour l'élaboration de PIB sur mesure : après réalisation des modèles en plâtre coulés à partir d'une empreinte à l'alginate (47) ou en silicone (51), une maquette de la future PIB est confectionnée puis mise en moufle, le matériau est ensuite ramolli puis pressé. Enfin la polymérisation s'effectue en plongeant le moule dans de l'eau à 100 °C pendant 30 minutes (51). Le matériau utilisé est une polyoléfine de la marque Molteno®.

L'éducation des sportifs et des entraineurs a mené à une augmentation de l'utilisation de ces PIB. Seals *et al* (70) affirment que ces protections permettent de réduire les reproches que faisaient les entraineurs et sportifs à l'égard des PIB, notamment en matière de ventilation et de phonation. Park *et al* (55) recommandent ces protections au détriment des modèles du commerce, leur allouant un meilleur ajustage, une meilleure protection et un meilleur confort, même s'ils mentionnent un coût plus élevé ainsi qu'un temps de fabrication plus important. Pour Duarte-Pereira *et al* (22), les PIB sur mesure interfèrent moins avec la phonation et la ventilation, elles sont plus confortables, mieux adaptées, entrainant moins de nausées et sont mieux tolérées par les sportifs. Ils déclarent donc que ces protections sont les plus efficaces et les recommandent pour éviter les traumatismes au cours d'une activité sportive.

Guevara *et al* (29) apparaissent plus nuancés. En effet, ils ont comparé les propriétés d'une PIB sur mesure et de trois PIB du commerce et ont relevé qu'une PIB sur mesure peut être moins performante qu'une PIB du commerce et que les propriétés d'une PIB sur mesure dépendaient du contrôle de son épaisseur. Il faudra ainsi contrôler les épaisseurs avant la pose de la PIB puisque comme Park *et al* (55) l'ont démontré, les protections sur mesure pouvaient perdre de 25 à 50% de leur épaisseur au cours de leur fabrication. Del Rossi *et al* (21) ont voulu étudier si ces pertes d'épaisseurs étaient le seul fait du processus de fabrication (le thermoformage) ou si la hauteur du modèle en plâtre influait. Ils ont constaté que l'épaisseur de matériau diminuait lorsque la hauteur du modèle augmentait, la réciproque étant vraie.

Ceci permet de conclure que les pertes d'épaisseur lors du processus de fabrication peuvent être limitées par la préparation du modèle.

Figure 5 : PIB sur mesure (d'après 53)

2 Les classifications des PIB:

La classification « idéale » doit être fondée sur les techniques de réalisation qui permettent de retrouver les 3 familles de PIB (standard, adaptable et sur mesure) et pour chacune d'elles préciser de manière exhaustive le mode de confection de la PIB. En matière de protocole d'essais normalisé, cette notion est primordiale afin que toutes les PIB connues soient éligibles au protocole d'essais destiné à les qualifier au regard de la réglementation.

Une classification a été proposée dès 1961 dans un rapport du Joint Committee of the American Dental Association and the American Association for Health, Physical Education and Recreation (13). En accord avec ce rapport, l'American Society for Testing and Materials (ASTM) (2) a proposé la classification suivante:

- Type I - Les PIB standard
- Type II - Les PIB adaptables en bouche
- Type III - Les PIB sur mesure.

Cette classification est reprise par de nombreux auteurs (16, 21, 22, 38, 43, 49, 55, 61, 62, 66, 68, 74, 81, 90).

A partir de ces trois types, différentes techniques de confection sont décrites dans la littérature et doivent donc être retrouvées dans la classification.

En ce qui concerne le type « Adaptable en bouche », seuls Ranalli (61), Scheer (68), Kloeg *et al* (38), Sametzky *et al* (66) et Wisniewski *et al* (90) identifient les deux techniques de préparation : par regarnissage et par thermo-modelage.

Pour le type « sur mesure », Piccininni (56), également cité par Biasca *et al* (9), propose de compléter la classification précédente par un type 4 correspondant aux protections sur mesure multicouches thermoformées à haute température et haute pression. Il est maladroit de les nommer sous un type 4 alors qu'elles font partie intégrante des protections sur mesure de type 3 et qu'ils occultent les techniques utilisant une maquette de la PIB.

Récemment, des institutions de normalisation ont proposé de nouvelles classifications des PIB. D'une part aux Etats-Unis :

- l' « American National Standards Institute » (ANSI) (71) qui élabore la spécification n°99 intitulée « Athletic mouth protectors and materials »
- l'« American society for testing and material » (ASTM) (4) qui rédige un rapport nommé ASTM Designation F697-00 intitulé « Standard practice for care and use of athletic mouth protectors ».

D'autre part en Australie: proposition de « Guidelines for the fabrication, use, and maintenance of sports mouthguards » - HB 209-2003 – par la « Standards Australia International » (SAI) (31).

Ces trois classifications sont détaillées dans le tableau suivant.

Tableau 1 : Classifications des PIB proposées par ANSI (71), ASTM (4) et SAI (31)

Classification ANSI	Classification ASTM	Classification SAI
Type III : Sur mesure Classe 1 : *thermoformable sous vide* Classe 2: *thermoformable par pression*	**Type I : thermoplastique** Classe 1 : *thermoformable sous vide* Classe 2: *formée en bouche*	**Sur mesure** *Monocouche formée sous vide* *Monocouche formée par pression* *Multicouche pressée* *Bimaxillaire*
TypeII : Adaptable en bouche Classe 1 *: thermo-modelables* Classe 2 : *par regarnissage*	**Type II: thermodurcissable** Classe 1 : *formée en bouche*	**Adaptable en bouche**
Type I : Standard	**Type III : Standard**	**Standard**

La classification de l'ANSI reprend bel et bien les trois types de PIB : standard, adaptable et sur mesure. Dans cette classification, les protections adaptables sont subdivisées, comme vu précédemment, en deux sous-groupes : les protections thermo-modelables et les protections par regarnissage. Au sein des protections sur mesure nous retrouvons les deux techniques de thermoformage. Par contre elle ne mentionne pas les techniques nécessitant la réalisation d'une maquette (pression et injection).

La classification de l'ASTM (dernière réactualisation en 2006) reprend également trois types de PIB mais inverse le type I et le type III puisque les PIB standard sont désormais de type III et sur mesure de type I. Ceci est surprenant car tous les scientifiques travaillant sur les PIB utilisent unanimement le terme type I pour les protections standard et type III pour les protections sur mesure. Les noms des PIB de type II et I prêtent à confusion car ne fait pas la distinction entre le fait d'être sur mesure ou adaptable et ne rend donc pas compte de la technique de réalisation. Le type II classe 1 porte le même nom que le type I classe 2 : « formée en bouche ». Il n'existe aucune PIB sur mesure formée en bouche dans la littérature. La classification des PIB de type I ne mentionne pas les deux techniques par thermoformage, ni les protections confectionnées par la réalisation au préalable d'une maquette, alors que

leurs propriétés sont différentes. Enfin, le nom des PIB de type II ne représente que le procédé d'adaptation et de fait, ne prend pas en compte la technique de confection par regarnissage.

La classification SAI reprend bien les trois types de PIB (standard, adaptable et sur mesure). Mais la classification des PIB sur mesure ne rend pas compte avec suffisamment de précision des différentes techniques de confection des PIB sur mesure susceptibles d'être rencontrées. De même, elle ne fait pas de distinction au sein des PIB adaptables entre les techniques par regarnissage et par thermo-modelage.

Conclusion :

Dans les classifications proposées, les auteurs sont tous d'accord sur l'identification des trois familles (standard, adaptable et sur mesure). Pour la famille standard, les auteurs sont en accord pour reconnaître qu'il n'y a pas différentes possibilités de confection : la PIB est prête à l'usage, donc à être soumise au protocole d'essais de qualification. Pour la famille des PIB adaptables, seule la classification ANSI apparaît conforme aux données issues de la littérature en tenant compte de l'ensemble des techniques recensées : par regarnissage et thermo-modelage. Enfin, en ce qui concerne la famille des protections sur mesure, aucune des classifications actuellement retrouvées ne tient compte de l'ensemble des techniques décrites dans la littérature, plus particulièrement, sont oubliées les techniques de confection avec maquette (injection et pression).

Ainsi, au regard des éléments recueillis dans la littérature sur les techniques de confection et les classifications des PIB, nous pouvons proposer la classification (technique et chronologique) suivante :

- **Type 1 : Protection intra-buccale standard** (17)

- **Type 2 : Protection intra-buccale adaptable en bouche**

    - Classe 1 : *PIB thermo-modelable (boil and bite)* (64)
    - Classe 2 : *PIB par regarnissage (shell-liner)* (68)

- **Type 3 : Protection intra-buccale sur mesure**

    - Classe 1 : *Thermoformage*
        - Classe 1a : Par aspiration (54)
        - Classe 1b : A haute température et haute pression (54)

    - Classe 2 : *Technique avec maquette*
        - Classe 2a : Par pression à température ambiante et polymérisation à chaud (46)
        - Classe 2b : Par injection à haute température et haute pression (60)
        - Classe 2c : Par injection à température ambiante et haute pression avec polymérisation à chaud (35)

Les PIB sont des EPI (Equipement de Protection Individuelle) selon la Directive Européenne n° 89/686/CEE et, par conséquent, elles doivent obligatoirement satisfaire aux exigences essentielles de cette directive en matière d'innocuité et d'efficacité. Afin de mettre en pratique ces exigences essentielles, des protocoles d'essais peuvent être proposés dans le cadre de normes nationales ou de normes européennes harmonisées. Si ces normes n'ont qu'un rôle de conseil, elles semblent importantes pour identifier les PIB non conformes à la Directive.

Elaborer une classification précise constitue la première étape de ce processus de qualification d'une PIB. En effet, elle permet de définir le champ d'application des futurs projets de normes et doit permettre d'intégrer dans les protocoles d'essais tous les dispositifs destinés à la prévention des traumatismes bucco-dentaires dans les activités sportives et de loisirs.

Ensuite, avant qu'une PIB soit mise à disposition des sportifs, elle doit obligatoirement être validée par un examen destiné à vérifier la conformité de la PIB avec les exigences essentielles de la Directive. Le comportement à l'impact des PIB est un des moyens de qualification. Des essais reproductibles et discriminants permettront ainsi de valider les capacités de protection de tous les EPI intra-buccaux. Des auteurs décrivent des tests de compression, de résistance à la traction, d'absorption d'eau et d'absorption de l'énergie d'impact (5, 10, 18, 19, 24, 25, 37, 40, 80).

Dans la seconde partie, nous ferons un point sur les études de comportement à l'impact avant de proposer un protocole d'essais qui nous semblera le plus adapté à la qualification des PIB.

Partie 2

Etude du comportement des PIB à l'impact

Au cours des dernières décennies de nombreuses études ont été conduites sur l'absorption de l'énergie d'impact des PIB. Les diverses équipes scientifiques ont utilisé des protocoles d'étude différents : directement sur les matériaux, sur des PIB placées soit sur des modèles d'arcade (en plâtre, en métal, en résine ou en céramique) soit sur des crânes (naturel ou synthétique.). Les critères d'évaluation varient également (dents fracturées, énergie absorbée...). Les tests d'impacts sont également réalisés avec des appareils différents (tour de chute, pendule, chute d'une bille d'acier...). Une revue de littérature nous permettra d'étudier ces différents protocoles et de proposer celui qui nous paraîtra le plus adapté à l'étude du comportement à l'impact de la structure PIB.

1 Les différents moyens d'étude utilisés :

1.1 Etudes réalisées sur les matériaux

Les études effectuées directement sur les matériaux peuvent être subdivisées en deux parties : certaines utilisent des éprouvettes c'est à dire lorsque les auteurs ont décidé de donner une forme particulière et commune à tous les échantillons de matériaux testés et d'autres utilisent la forme proposée par le fournisseur du matériau, principalement des plaques.

1.1.1 Sur éprouvette :

Bulsara *et al* (12) ont publié une étude dont le but était d'évaluer les conséquences sur l'absorption de l'énergie d'impact de la mise en place d'une couche de Sorbothane au milieu de deux plaques d'EVA. Le Sorbothane est un polymère synthétique viscoélastique d'uréthane, considéré comme un excellent amortisseur de force d'impact.

Ils ont ainsi réalisé trois types d'échantillons : un premier constitué d'une plaque de Sorbothane de 1,1mm d'épaisseur contenue entre deux plaques d'EVA, un deuxième identique mais avec une plaque de Sorbothane de 2,65mm et enfin un type constitué uniquement de 2 plaques d'EVA utilisé comme contrôle. Ils ont créé plusieurs sous types d'échantillons faisant varier les épaisseurs d'EVA de 1, 2,3 et 4 mm.

L'impact est effectué par la chute d'un vérin en acier, ce lâché étant contrôlé par un électro-aimant. La force transmise aux échantillons est mesurée par un transducteur piézo-électrique.

Les résultats obtenus sont rapportés sous la forme d'un graphique représentant l'énergie transmise en fonction des épaisseurs (épaisseurs mesurées après réalisation des échantillons).
Ils ont ainsi constaté:
→ que l'énergie transmise diminuait alors que les épaisseurs augmentaient,
→ qu'il existait une diminution significative de l'énergie transmise lorsque les échantillons contenaient du Sorbothane et ce d'autant plus que le Sorbothane est épais.

Auroy *et al* (5) ont publié une étude dont le but était d'étudier la dureté et l'absorption de l'énergie d'impact de divers silicones et de les comparer à celles de matériaux couramment utilisés dans la réalisation des PIB.
Pour cela ils ont fabriqué 27 blocs de matériaux :

- un correspondant à de l'EVA,
- 5 correspondant à des silicones trouvés dans le commerce
- les 18 autres sont obtenus en utilisant des silicones modifiés par l'adjonction de couches de fibres de verre, d'huile ou de fibres de verre dispersée avec 20% d'huile.

Le test d'impact est réalisé par un pendule exerçant une force de 3000 N (correspondant à une force qui entrainerait une fracture des mâchoires).
Ils concluent que :
→ tous les silicones étudiés présentent une meilleure absorption de l'énergie d'impact que les matériaux utilisés dans la fabrication des PIB,
→ l'adjonction d'huile augmente l'absorption de l'énergie d'impact des silicones,
→ l'adjonction de fibre de verre dispersée avec 20% d'huile diminue l'absorption de ces silicones,
→ l'adjonction de couche de fibre de verre la réduit également.

Lunt *et al* (41) ont publié une étude dont le but était de comparer l'absorption de l'énergie d'impact de trois matériaux (Polyshock™, EVA, Pro-Form™) utilisés pour fabriquer des PIB, ils seront préalablement aux tests d'impact placés dans trois environnements différents (air ambiant, salive artificielle, eau déminéralisée). L'objectif de cette étude est de comparer l'effet de l'environnement sur les capacités d'absorption d'énergie de ces trois matériaux.
Ils ont ainsi fabriqué des éprouvettes de chacun des trois matériaux sous la forme de plaques de 7,5 cm sur 7,5 cm. Dix exemplaires des trois matériaux sont fabriqués pour chacune des trois conditions environnementales, soit 90 éprouvettes. Les éprouvettes conditionnées dans

l'eau déminéralisée et la salive artificielle sont préalablement placées dans leurs environnements durant l'heure précédent leur impact.
Le test d'impact est produit par une tour de chute, l'objet est projeté à une vitesse approximative de 11 m/s.
Ils concluent que :
→ Polyshock™ présente la meilleure absorption de l'énergie d'impact dans les trois environnements,
→ EVA et Pro-Form™ présentent une meilleure performance à l'impact après avoir été conditionnées dans la salive artificielle comparé au milieu ambiant et à l'eau déminéralisée, alors que les performances de Polyshock™ n'évoluent pas en fonction des milieux.

Poisson *et al* (58) ont étudié le comportement sous impact de deux copolymères d'EVA et d'un élastomère. La réaction des matériaux en matière d'absorption et de transmission d'énergie est une notion indispensable dans le choix du matériau pour la confection des PIB, c'est ce qu'ils ont souhaité étudier dans cette publication.
Les matériaux sont testés sous la forme de cube :

- le premier type de cube est réalisé en thermoformant plusieurs plaques de copolymère Bioplast (Th),
- le deuxième type de cube en injectant dans un moule le copolymère Corflex Orthodontic (Co)
- le troisième type de cube en injectant l'élastomère SR Ivocap (El) composé de résine acrylique et de silicone.

L'impact est généré par une tour de chute.
Ils ont constaté que :
→ le minimum de force transmise et donc le maximum d'énergie absorbée était obtenu par Th,
→ les deux copolymères présentaient un excellent comportement si l'on considère l'énergie absorbée et la déformation subie par le matériau (ils absorbent tous les deux une énergie significative avec peu de déformation).

1.1.2 Sur plaque :

Bishop *et al* (10) ont publié une étude en 1985 ayant pour but de déterminer le ratio de polyvinylacétate (PVA) et de polyéthylène offrant au copolymère d'EVA (matériau le plus utilisé dans la fabrication des PIB) les meilleures propriétés physiques et notamment la meilleure absorption de l'énergie d'impact.

Pour cela ils ont réalisé des échantillons de copolymères sous forme de disque faisant varier le pourcentage de PVA de 7,5 à 33%. Des tests d'absorption de l'énergie d'impact ont été réalisés en faisant tomber une bille (drop ball test) sur les disques et en mesurant la hauteur du rebond à l'aide d'un télescope.

Ils ont ainsi constaté que :

→ l'absorption de l'énergie d'impact augmentait lorsque la teneur en PVA diminuait,

→ les meilleures propriétés (absorption d'eau, résistance à la déchirure, compression, absorption statique et dynamique de l'énergie d'impact) sont obtenues lorsque les copolymères d'EVA sont composés de 18 à 24% de PVA.

Park *et al* (55) ont publié une étude dont l'objectif était de déterminer si la mise en place, au niveau de la surface occlusale, d'un matériau renforçant le matériau principal afin de limiter les pertes d'épaisseurs des PIB lors de leur fabrication, modifiait les propriétés physiques des PIB.

Pour cela ils ont testé entre autre l'absorption de l'énergie d'impact de 4 plaques d'EVA présentant des épaisseurs différentes (1, 1.5, 2 et 4mm) et d'une plaque Proform (correspondant à une plaque d'EVA avec 28% de PVA renforcée en son centre par un matériau plus dur à savoir de l'EVA avec 9% de PVA) de 4 mm d'épaisseur.

Afin de réaliser l'étude de l'absorption de l'énergie d'impact, deux billes en acier de taille différente sont lâchées sur les plaques (drop ball test). Les plaques de matériau sont positionnées sur un transducteur et les forces d'impact sont enregistrées sur un ordinateur. En association avec cet enregistrement, le rebond de chaque bille est filmé et enregistré.

Ils ont ainsi constaté que:

→ plus l'épaisseur augmentait plus l'absorption de l'énergie d'impact augmentait,

→ la plaque d'EVA de 4 mm d'épaisseur absorbait l'énergie en même quantité que la plaque Proform et d'une manière générale qu'elles avaient les mêmes résultats aux tests mécaniques effectués.

Ils ont ainsi proposé d'utiliser ce type de matériau pour réaliser les PIB permettant ainsi de maintenir un minimum d'épaisseur occlusale après leur réalisation.

Westerman *et al* (85, 86, 87, 88, 89) ont effectué plusieurs études de l'absorption de l'énergie d'impact, mais ils ont à chaque fois utilisé un protocole expérimental identique. Ils ont travaillé sur des plaques de matériau.

Les tests d'impact sont réalisés par un pendule semblable au pendule Izod ou Charpy, qui produit une énergie d'impact constante et reproductible égale à 4,4 joules avec une vitesse de 3m/s. Ils précisent que cette force correspond à celle d'une balle de cricket lancée à 27mph et qu'elle est suffisante pour créer des dommages dentaires et des tissus oro-faciaux. Ils vont pour chaque expérimentation rédiger leur conclusion en se basant sur la valeur de l'énergie transmise, mesurée à la sortie de la plaque de matériau, qui correspondrait à l'énergie transmise aux tissus dentaires lorsqu'une PIB est portée lors de la pratique sportive.

A l'aide de ce protocole expérimental ils ont ainsi pu démontrer plusieurs notions :

→ 4 mm représentent l'épaisseur optimale des PIB en matière d'absorption de l'énergie d'impact. En effet 4 mm d'épaisseur de matériau offre une absorption de l'énergie d'impact 4 fois et 3 fois supérieure respectivement à 2 et 3 mm, alors que les épaisseurs de 5 et 6 mm ne montrent qu'une très faible amélioration. 4 mm constitue un excellent compromis entre une bonne absorption de l'énergie d'impact et le confort ressenti par le sportif (capacité à respirer et à communiquer).

→ L'inclusion d'air dans un matériau en EVA réduit jusqu'à 32% la transmission de l'énergie d'impact.

→ L'inclusion d'une couche solide dans le matériau d'EVA réduit les capacités d'absorption de l'énergie d'impact de la protection et offre donc une protection diminuée.

Abe *et al* (1) ont publié une étude dont le but est d'évaluer l'effet de la mise en place de renforcement en fibre de verre comparé à des matériaux thermoplastiques conventionnels en matière d'absorption d'énergie d'impact. Ceci dans le but d'élaborer une PIB plus fine et plus légère.

Pour cela ils ont testé 10 plaques de matériau :

- 4 sont réalisées à partir de résines thermoplastiques trouvées dans le commerce et utilisées pour l'élaboration des PIB, chacun des matériaux est testé à 1,6 et 3,2 mm d'épaisseur,
- 2 autres sont les matériaux expérimentaux plastiques en fibre de verre ayant une épaisseur de 1,5 mm.

Les tests d'impact sont effectués en faisant tomber une tige métallique (chute libre) sur les plaques de matériaux, la force exercée par cette machine d'impact correspond à celle entrainant une fracture des mâchoires.
Ils en ont donc conclu que :
→ le matériau renforcé par des fibres de verre tel qu'ils l'ont testé présente une meilleure capacité d'absorption d'énergie d'impact qu'un matériau d'épaisseur identique,
→ le matériau renforcé par des fibres de verre présente une aussi bonne capacité d'absorption d'énergie qu'un matériau deux fois plus épais.

Conclusion :

Ces études directement réalisées sur les matériaux sont nécessaires afin de déterminer les propriétés que doivent présenter les matériaux utilisés dans la réalisation des PIB ou pour envisager l'utilisation de nouveaux matériaux. Elles permettent ainsi une étude fondamentale de caractérisation des matériaux.
Cependant, nous pouvons raisonnablement penser que le comportement du matériau évoluera en fonction de sa géométrie (forme d'arcade dentaire, variation des épaisseurs lors de la mise en forme). Si l'on considère les pertes d'épaisseur constatées lors de la réalisation des PIB (étude de Park et al (55)) et l'importance de l'épaisseur de matériau dans l'absorption de l'énergie d'impact, il est aisément compréhensible d'effectuer des études directement sur les PIB pour évaluer leur absorption de l'énergie d'impact et leur efficacité dans la prévention des traumatismes lors de la pratique sportive. Les limites des protections influencent également l'absorption de l'énergie d'impact (91, 92). De plus, de nombreux modèles de PIB du commerce sont composés de plusieurs matériaux aux propriétés tout aussi différentes.
La validation de l'efficacité d'une PIB en matière d'absorption de l'énergie d'impact ne peut s'établir qu'après l'avoir directement testée même si le matériau utilisé répond à ces critères. Dans l'objectif d'une qualification d'un dispositif, il apparaît donc important que les essais soient réalisés sur la structure PIB.

Ainsi afin de tester ces protections, les auteurs vont se poser la question de la position de la PIB et sur quel support. En effet, plusieurs types de support ont été utilisés : arcades dentaires (en acier, en plâtre, en résine et en céramique) ou crâne. L'objectif de cette revue d'analyse sera de déterminer le support offrant le moins de biais dans l'étude du comportement à l'impact, donc le dispositif le plus passif afin d'optimiser la valeur des résultats obtenus. Le

support idéal étant celui qui n'absorbe pas d'énergie, ainsi seule l'absorption de l'énergie due à la protection sera enregistrée.

1.2 Protocoles basés sur la structure de la PIB

1.2.1 Etudes effectuées sur modèle

1.2.1.1 En plâtre

Watermeyer *et al* (84) ont étudié les capacités de protection de différentes PIB.
Pour cela ils ont confectionné deux jeux de 6 protections avec deux machines différentes. Les protections varient dans leur élaboration :

- une n'est composée que d'une seule plaque de matériau,
- les autres sont composées de deux plaques de matériau mais varient par la longueur et le calibre de l'arc métallique placé entre les deux couches de matériaux.

Les protections sont testées sur les modèles en plâtre et impactées par un pendule.
Ils basent leurs conclusions en relevant pour chaque protection testée le nombre de dents en plâtre cassées.
Ils constatent que :
→ le modèle en plâtre sans protection présente le plus de fracture,
→ les protections renforcées par un arc métallique allant jusqu'à la face distale des premières molaires permettent d'éviter la fracture des dents en plâtre.
Dans cette étude le fait de positionner les protections sur un modèle en plâtre constitue un biais dans l'interprétation des résultats. En effet le plâtre est un matériau fragile qui est loin d'être comparable aux structures bucco-dentaires, les auteurs basant leurs conclusions en analysant la réaction d'un matériau incomparable avec le complexe os/dent. L'absorption de l'énergie des diverses protections ne peut pas être quantifiée avec cette méthode. De plus ils concluent en affirmant qu'une PIB renforcée par un arc métallique offre une meilleure protection qu'une PIB sans renfort car il y a moins de dents fracturées. Or un renfort métallique n'absorbera pas l'énergie d'impact mais la dissipera. Donc si de telles protections étaient portées par les sportifs, l'énergie d'impact serait peu diminuée. Elles ne conduiraient pas à des dents cassées mais d'autres structures devraient alors absorber cette énergie (crâne, rachis cervical). Le rôle d'une PIB n'est pas de supprimer le risque de fracture dentaire, mais de limiter ce risque. Le massif facial présente des zones de faiblesse destinées à se déformer en cas d'impact pour absorber l'énergie et protéger l'organe noble : l'encéphale. Toute structure (barre métallique) qui réduira la capacité d'absorption naturelle du massif facial

serait donc contre nature. Depuis l'étude de Watermeyer *et al*, les moyens d'étude ont évolué avec l'utilisation de capteurs de force ou d'accéléromètres qui permettent de quantifier précisément l'énergie absorbée par les PIB.

Oikarinen *et al* (50) ont également étudié l'absorption de l'énergie d'impact de diverses protections en les positionnant sur des modèles en plâtre, ils ont mesuré pour chaque protection la force minimale entrainant une fracture du modèle en plâtre.
Là encore l'énergie absorbée n'est pas quantifiée et les conclusions sont issues de l'interprétation de la réaction d'un matériau mécaniquement différent des structures buccales.

1.2.1.2 En céramique

Greasley *et al* (26, 27, 83) ont publié plusieurs études sur le thème de l'absorption de l'énergie d'impact des PIB. Chacun de leurs travaux ont consisté à étudier directement les protections heurtées par un impacteur.
Les protections sont positionnées sur un modèle composé de dents en céramique (voir figure 6).
Ils basent leurs conclusions sur le nombre de dents cassées et sur les fractures de modèle.
Là encore l'absorption de l'énergie d'impact n'est pas quantifiée et les conclusions sont basées sur la réponse d'un modèle différent des structures buccales. De plus dans l'une de leur publication ils mentionnent la présence de fractures de modèles sans fracture de dents, ce qui est en contradiction avec les observations cliniques communes et démontrant ainsi l'irrecevabilité de ce type de modèle en matière d'évaluation de l'absorption de l'énergie d'impact des PIB. Toute technique qui utilise un support qui évolue à l'impact ne permettra que très difficilement ou partiellement de qualifier une PIB.

Figure 6 : Photographie d'un modèle avec des dents en céramique (d'après 83)

1.2.1.3 En résine

Un nombre important d'études a été effectué en testant des protections placées sur des modèles en résine.

Mc Glumphy *et al* (44), **Tiwari *et al*** (79), **Takeda *et al*** (73, 75, 76, 78), **Yamada *et al*** (91), **Bhalla *et al*** (8), **Handa *et al*** (30) ont publié de nombreuses études sur le thème de l'absorption de l'énergie d'impact utilisant des modèles en résine acrylique (figure 7) sans jamais justifier ce choix de matériau.

Duhaime *et al* (23) ont publié une étude sur ce sujet utilisant aussi des modèles en résine acrylique.
Ils ont effectué des tests de chute sur les protections en faisant varier la hauteur de chute (9mm, 15mm, 20mm).
Ils ont constaté que pour les deux hauteurs les plus importantes ils obtenaient des valeurs marginales, les capteurs surchargeaient. Ils justifient ces mesures incohérentes par la déformation de la résine acrylique soumise à l'impact entrainant des mesures inutilisables.

Bemelmanns *et al* (7) ont également effectué une étude de l'absorption de l'énergie d'impact sur des protections positionnées sur des modèles Frasaco en résine.
Ils ont au préalable réalisé des expériences leur permettant de savoir que ce type de dent se fracture à partir d'une force de 184 N; ils ont donc pour leur étude généré un impact de 184 N. Le niveau de l'effort est important pour la discrimination des résultats, mais pas pour le seuil de lésion d'une dent ou d'une mandibule – d'ailleurs nous n'avons pas assez d'informations sur ce seuil qui dépend de l'orientation des forces, de la surface d'impact... et les études sont quasi-inexistantes dans ce domaine. Le point le plus important est que le support n'évolue pas en fonction de l'effort, sinon nous ne caractérisons pas la PIB, mais l'ensemble PIB/Support ; or le support évolue dans cette étude.

.

Figure 7 : Photographie d'un modèle en résine (d'après 8)

Ainsi l'utilisation d'un modèle en résine ne constitue pas un choix optimal lorsque l'on souhaite étudier l'absorption de l'énergie d'impact de PIB; le support en résine évoluant à l'impact.

1.2.1.4 En acier

Hoffmann *et al* (33) ont effectué des tests d'impacts sur des protections intra-buccales. Ils ont élaboré un modèle sur lequel sont positionnées les PIB impactées par un pendule.
Dans la partie « Matériel et méthode » de leur publication, ils mentionnent que les matériaux choisis pour la fabrication du modèle sont le fruit d'expérimentations menées en amont, mais malheureusement ils ne détaillent pas ces expériences.
Le modèle ainsi choisi est composé de dents en acier sur lesquelles les protections sont positionnées. Le choix de ce matériau n'est pas surprenant. En effet l'acier est un matériau rigide et résistant au choc, ainsi lorsque l'absorption de l'énergie d'une protection positionnée sur de l'acier est évaluée, la structure support interfère peu sur les mesures.

Barou *et al* (6) ont publié une étude justifiant le choix du modèle acier face à l'utilisation d'un modèle résine.

Figure 8 : Photographie du modèle acier (d'après 28)

Conclusion :

Après l'analyse des différents supports rencontrés dans la littérature, nous pouvons constater que les supports en plâtre, en céramique et en résine interfèrent dans les résultats obtenus (ils évoluent en fonction de l'effort, donc les mesures relevées caractérisent le couple support/PIB et non uniquement la structure PIB) .
Si l'on souhaite quantifier l'absorption d'énergie d'une PIB seule, le support ne doit pas interférer dans cette mesure, il doit donc être indéformable.
Ainsi le support répondant le plus favorablement à ces critères est le support en acier.

1.2.2 Etudes effectuées sur crâne

L'étude expérimentale des forces est substantiellement différente de ce qu'il se produirait dans la bouche d'un sportif confronté à un traumatisme. L'impossibilité de réaliser une étude in vivo de l'absorption de l'énergie d'impact pour des raisons éthiques, a poussé quelques auteurs à réaliser ces études sur des crânes synthétiques et naturels.

1.2.2.1 Crâne synthétique

De Wet *et al* (20) ont publié une étude dont le but était de développer une méthode et un outil permettant d'étudier les capacités d'absorption de l'énergie d'impact des PIB.
Pour cela ils ont utilisé un pendule sur lequel est positionné un marteau avec une cellule de charge intégrée et un crâne artificiel avec des jauges de contrainte et des accéléromètres, tous deux placés dans diverses positions sur le maxillaire et à l'intérieur et à l'extérieur du crâne artificiel.
Ils vont ainsi pouvoir déterminer les forces transmises aux différentes aires crâniennes lorsqu'une force d'impact est appliquée sur les incisives maxillaires.
Par contre, avec l'utilisation de ces jauges et accéléromètres, ils ne pourront pas obtenir de résultats concernant la déformation osseuse engendrée par l'impact, ce qui est regrettable lorsqu'une étude est effectuée sur crâne.
Les auteurs ne précisent pas le matériau utilisé pour réaliser le crâne artificiel et si l'impact a entrainé ou non une fracture de ce modèle artificiel.
En utilisant ce modèle expérimental pour quantifier l'absorption de l'énergie d'impact d'une protection, il existe un risque que ce modèle expérimental influence les résultats obtenus ; c'est à dire que l'absorption de l'énergie mesurée ne soit pas la seule conséquence de la présence de la protection mais liée en partie au modèle expérimental.

Takeda *et al* (74, 77), **Ozawa *et al*** (52) ont publié plusieurs études concernant l'absorption de l'énergie d'impact des PIB. Toutes leurs publications concernaient l'étude de l'efficacité des PIB dans la prévention des fractures mandibulaires, de la déformation osseuse après impact et de l'accélération de la tête après impact (afin d'évaluer les conséquences d'un choc sur l'intégrité du cerveau).
Pour cela, l'impact est généré par un pendule sur un crâne artificiel.
A l'aide de ce pendule et d'un crâne artificiel doté d'accéléromètres et de capteurs de contrainte ils ont entre autre pu démontrer que le stress subi par la mandibule et l'accélération de la tête diminuait respectivement de 55% et 19% lorsqu'une PIB était portée.

Leurs études apportent de solides validations cliniques permettant de prouver l'efficacité des PIB dans la prévention des fractures mandibulaires et dans la diminution des dommages causés au cerveau mais elles n'étudient pas l'absorption de l'énergie d'impact au sens strict du terme mais plutôt la conséquence de l'absorption de l'énergie sur les structures cranio-faciales.

1.2.2.2 Crâne naturel :

En 1967, **Hickey *et al*** (32) ont étudié l'incidence du port d'une protection intra-buccale sur la pression et la déformation d'un crâne naturel lorsqu'un coup était administré au menton. Ils ont démontré une diminution de 50% de la pression intracrânienne et de la déformation osseuse lorsqu'une PIB était portée.

Morikawa *et al* (47), **Ou *et al*** (51), **Tajima *et al*** (72), **Yamanaka *et al*** (92) ont également publié des études réalisées sur l'étude de l'absorption de l'énergie d'impact et effectuées sur des crânes naturels.

Dans notre volonté de proposer un protocole d'étude de l'absorption de l'énergie d'impact, les modèles d'étude utilisant un crâne naturel ne peuvent être retenus pour une raison simple : nous souhaitons proposer un modèle d'étude qui puisse être réalisable par toutes les équipes scientifiques ; or il est tout de même difficile d'avoir à disposition plusieurs crânes naturels. Ainsi pour des raisons pratiques ce type de modèle ne peut être retenu.

Conclusion :
Après analyse des diverses études réalisées sur des crânes, il apparait que l'utilisation de crânes ne constitue pas une solution optimale pour l'étude de l'absorption de l'énergie d'impact seule. En effet, les structures osseuses naturelles ou synthétiques évoluent en fonction du niveau d'effort imposé lors de l'impact, donc cette méthode qualifie le support et la structure au lieu de la structure seule. Les crânes synthétiques ou naturels peuvent être utilisés afin d'étudier la conséquence du port d'une protection sur les structures cranio-faciales ou pour valider l'efficacité d'une protection dans la prévention des fractures osseuses mais pas pour l'étude et la quantification de l'absorption de l'énergie d'impact stricto facto.

De plus le recours à des crânes naturels présente une difficulté supplémentaire, à savoir la complexité d'avoir à disposition des crânes naturels.

Conclusion sur les moyens d'étude :

Les études effectuées sur les échantillons de matériau permettent de déterminer les propriétés que doivent présenter les matériaux utilisés pour l'élaboration des PIB. Elles vont également s'avérer utiles pour développer de nouveaux matériaux.
Cependant, des études ont montré que le comportement du matériau variait en fonction de sa géométrie et de ses limites (91, 92). Les pertes d'épaisseur constatées lors de leur mise en forme et leurs conséquences sur l'absorption de l'énergie d'impact imposent la réalisation d'essais directement sur les PIB. De plus, de nombreuses PIB du commerce sont composites, avec des matériaux aux propriétés très différentes. L'essai sur structure apparaît donc comme indispensable pour qualifier une PIB.
Nous avons aussi noté que le support de la PIB ne doit pas évoluer au cours des essais, afin de ne tester que le comportement à l'impact de la structure PIB et non le comportement du binôme PIB/Support. Seul le support acier correspond à ces exigences.

2 Les différents moyens d'évaluation utilisés

Les moyens d'évaluation choisis par les différentes équipes scientifiques sont d'une part directement liés aux protocoles mis en œuvre mais d'autre part liés aux moyens techniques dont elles disposaient à l'époque de l'étude.

2.1 Calcul du nombre de dents cassées :

Watermeyer *et al* (84), Greasley *et al* (26, 27, 83) ont évalué l'absorption de l'énergie d'impact des protections en fonction de la présence ou non de dents cassées et du nombre de fractures. Oikarinen *et al* (50) ont mesuré la force minimale entrainant la fracture du plâtre alors qu'une protection y été placée.
Ce moyen d'évaluation mesure indirectement le niveau d'absorption de l'énergie d'impact. L'unité de mesure n'est pas le newton (capteurs de force) mais le nombre de dents cassées. Il

s'agît d'un « outil » impossible à calibrer, dont le niveau d'imprécision n'est pas connu et qui peut évoluer en fonction de la surface et de la localisation de l'impact.
Les conclusions de ces études sont énoncées à partir de la réaction de matériaux (plâtre et céramique) soumis à un impact alors que la fracture n'est pas le seul signe de la modification d'un matériau, au préalable il y a une déformation (plastique ou élastique).

2.2 Mesure de la hauteur du rebond :

Going *et al* (24), Bishop *et al* (10), Park *et al* (55) ont mesuré le rebond effectué par un pendule ou d'un objet lâché après avoir impacté un matériau. L'amplitude de ce rebond est un marqueur de l'énergie absorbée : plus le rebond est faible plus l'énergie absorbée est importante. L'absorption de l'énergie exprimée en mJ est ensuite calculée selon la formule suivante : $E_{absorbée}$= mg (h_0-h_i) où h0 correspond à la hauteur initiale de la bille, hi la hauteur maximale de la bille après rebond, m la masse de la bille et g l'intensité de la pesanteur. Ce moyen d'évaluation est sans doute imprécis et difficilement reproductible sur PIB.

2.3 Utilisation de capteurs de force, de pression ou de déplacement :

Lorsqu'une force, une pression d'impact ou une décélération à l'impact doivent être mesurées, la première question est l'instrumentation : faut-il instrumenter l'impacteur ou le support ?
Ensuite, quel type de capteur répondra au mieux à l'étude du comportement à l'impact d'une PIB ?

2.3.1 Faut-il instrumenter le support ou l'impacteur ?

Ce sujet n'est pas traité dans la littérature dédiée à l'absorption de l'énergie d'impact des PIB et des matériaux pour PIB. La réponse a pu être apportée par la thèse de Doctorat de Umiastowski S (82) portant sur l'étude du comportement à l'impact basse vitesse d'une tôle de construction navale. L'auteur affirme que la mesure sur le support ne constitue pas un choix optimal en raison de la présence de multiples réflexions d'ondes dispersives et conservatives nécessitant leur séparation. Par contre, en présence d'un impacteur difficile à instrumenter car très déformable, il sera nécessaire d'instrumenter le support. En effet lorsque l'impacteur est un matériau déformable et complexe, cela entraine une dissipation de l'onde qui sera difficile à analyser. Par contre lorsque l'impacteur est un matériau indéformable,

l'impact entrainera une onde longitudinale plus facile à analyser et il sera plus facile de comparer les courbes obtenues pour chacun des échantillons testés.
Ainsi dans notre cas, le projectile n'étant pas déformable, il sera nécessaire d'instrumenter l'impacteur.

2.3.2 Les différents types de capteurs et accéléromètres utilisés.

Westerman *et al* (85, 86), Takeda *et al* (73, 75) ont mesuré l'accélération de l'objet (à l'aide d'accéléromètres) et ont calculé la force transmise à l'aide de la formule suivante : f=m*a où f est la force transmise, m la masse de l'objet impactant le matériau (m est constante) et a l'accélération mesurée.
Certains auteurs ont directement mesuré la force ou la pression à l'aide d'un capteur (1, 5, 6, 7, 12, 20, 23, 30, 52, 55, 58, 65, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 87, 88, 89).
La technologie des capteurs utilisés varient en fonction des études : Auroy *et al* (5) utilisent un transducteur de pression - Park *et al* (55) un transducteur de force – Westerman *et al* (87, 88, 89), Bulsara *et al* (12), Barou *et al* (6), Poisson *et al* (58) un capteur de force - Takeda *et al* (73, 75, 76), Bemelmanns *et al* (7) un capteur de pression - Takeda *et al* (75, 78), Duhaime *et al* (23) une cellule de charge.
L'absorption de l'énergie d'impact est dans l'étude de *Abe et al* (1) et de Reza *et al* (65) évaluée de deux manières différentes : la première par le capteur film qui permet d'enregistrer le stress du matériau exprimé en mégapascal et la deuxième par les trois cellules de charge qui permettent d'enregistrer l'intensité de la force transmise en newton.
De Wet *et al* (20), Takeda, Ozawa *et al* (52, 74, 77), Handa *et al* (30) ont effectué des études sur le comportement à l'impact des PIB et ont utilisé simultanément des jauges de contrainte et des accéléromètres**.**

Parmi tous les auteurs que nous avons référencés, seuls Poisson *et al* (58), Barou *et al* (6) et Westerman *et al* (85, 86) ont instrumenté l'impacteur.

Conclusion sur les moyens d'évaluation:

La mesure à l'aide de capteurs est plus fiable et plus précise. Cependant ces instruments doivent être utilisés en respectant pour chacun d'entres eux leurs conditions d'utilisation (l'accéléromètre doit être placé dans l'axe longitudinal du projectile, utilisation de filtres ...). Le choix du type de capteurs sera guidé par la capacité du protocole choisi à respecter ses conditions d'utilisation et la capacité du capteur à pouvoir fonctionner dans les limites des forces choisies. De plus il est indispensable, dans le cadre de notre étude, d'instrumenter l'impacteur et non le support.

Partie 3

Etude du comportement de la PIB à l'impact sur mâchoire acier

Le niveau de protection d'une PIB est classiquement représenté par sa capacité à absorber l'énergie d'impact (43, 51), elle-même directement reliée aux épaisseurs de la PIB (29, 43, 55, 87).

Le but de cette étude est d'effectuer une analyse comparative de 6 modèles de PIB (5 PIB thermo-modelables et une sur mesure) en matière de comportement à l'impact.

Cette étude a été menée à l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers (ENSAM) de Bordeaux avec S Guérard, JL Barou, J Petit et P Poisson.

1 Matériel et Méthodes

1.1 Modèles de mâchoires en acier

La réalisation des modèles acier maxillaire (Figure 9) et mandibulaire (Figure 10) a été basée sur le modèle adulte standard de série ANA-4 (Frasaco GmbH, Tettnang, Germany) : les arcades maxillaire et mandibulaire présentent 14 dents chacune.

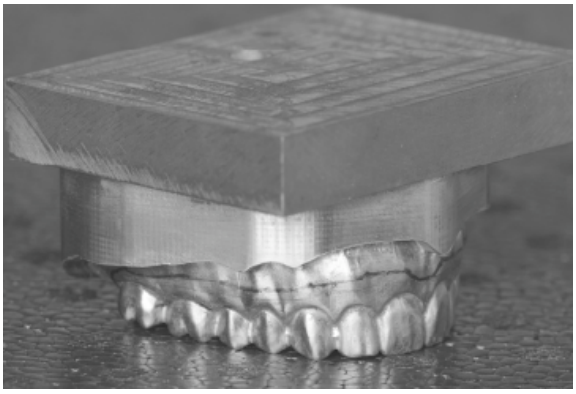


Figure 9 : Mâchoire acier maxillaire

Figure 10 : Mâchoire acier mandibulaire

1.2 Les Protections intra-buccales :

Les PIB thermo-modelables

Quatre PIB disponibles dans le commerce ont été sélectionnées: SDI™ (Techniques Actuelles France, Le Meux, France) (Figure 11), Gel Nano™ (Shock Doctor North America, Minnetonka, USA) (Figure 12), Opro Shield Gold™ (Opro, Hertfordshire, UK) (Figure 13), et Kipsta R300™ (Oxylane, Villeneuve d'Ascq, France) (Figure 14). Ces PIB ont été achetées à Bordeaux (France). Une cinquième PIB thermo-modelable, appelée Prototype (Figure 15) dans cette étude, a été sélectionnée. Il s'agit d'une PIB en copolymère de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle (PE-PVA) (57). Chaque PIB a été adaptée en utilisant la mâchoire

acier et en respectant les recommandations des fabricants. Elles ont toutes été confectionnées le même jour et sous la responsabilité du même chirurgien dentiste. Cinq exemplaires ont été confectionnés pour chaque modèle.

Figure 11 : SDI™

Figure 12 : Gel Nano™

Figure 13 : Opro Shield Gold™

Figure 14 : Kipsta R300™

Figure 15 : Prototype

Les PIB sur mesure

Cinq exemplaires de PIB sur mesure, appelés CM-MG pour l'étude (figure 16), ont été confectionnés par le chirurgien dentiste sur le modèle acier en utilisant le protocole décrit par Poisson *et al* (59) :

- Prendre une empreinte de l'arcade maxillaire et mandibulaire en incluant les limites mucco-gingivales avec un hydrocolloïde irréversible.
- Réaliser les modèles en plâtre issue des empreintes précédentes.
- Enregistrer la position mandibulaire.
- Confectionner les PIB en injectant le copolymère de polyéthylène et d'acétate de polyvinyle (PE-PVA) : machine pression J100 Evolution™ (Pressing Dental, Euromax, Monaco), le copolymère de PE-PVA Corflex orthodontic™ (Pressing Dental, Euromax, Monaco) est injecté à 160°C pendant 15 min selon les recommandations du fabricant.
- Placer les PIB sur les modèles acier et contrôler leurs limites.

Vérifier les critères essentiels suivants (17, 43, 87) :

- la PIB englobe les dents maxillaires jusqu'à la face distale de la deuxième molaire, doit avoir au moins 3 mm d'épaisseur en vestibulaire, 2 mm minimum en occlusal de la canine à la dernière molaire, 4 mm minimum d'épaisseur en incisal et de 1 à 2 mm d'épaisseur palatine.
- la limite vestibulaire doit être positionnée à 2 mm du fond du vestibule.
- la limite palatine doit s'étendre jusqu'à 10 mm du sommet de la gencive marginale.

Figure 16 : PIB sur mesure (CM-MG)

1.3 Performances à l'impact

Epaisseur vestibulaire de matériau au niveau de l'incisive centrale droite

Comme montré par Barou *et al* (6), la capacité d'une PIB à absorber l'énergie et limiter la force d'impact transmise aux dents est directement liée à son épaisseur à l'endroit où s'applique cet impact. L'épaisseur vestibulaire de matériau (EVM) correspond à la valeur moyenne des épaisseurs mesurées avec un compas d'épaisseur au niveau du tiers incisal et de la zone cervicale de l'incisive centrale droite. La valeur de ces épaisseurs au niveau du point d'impact a aussi été utilisée pour qualifier les performances à l'impact des PIB.

Comportement à l'impact

Pour caractériser le comportement à l'impact des PIB, une tour de chute est utilisée. Un projectile de 2 kg est lâché d'une hauteur de 0,20 mètre (figure 17). Au cours du test, l'impacteur hémisphérique en acier de 16 mm de diamètre est libéré par un électro-aimant, sa chute est contrôlée par deux colonnes. Après le premier impact, un système anti rebond retient le projectile pour éviter un deuxième impact. La force est mesurée grâce à un capteur de charge piézoélectrique (9011A, Kistler, Winterthur, Germany), positionné sur l'impacteur, dont la valeur maximale d'enregistrement est de 2500N. Le signal est enregistré par une carte d'acquisition National Instruments à une fréquence de 30 Hz.

Le bord incisal a été choisi pour ce test car c'est la zone où les blessures sont les plus sévères au niveau de l'incisive centrale (11, 15, 67). Tous les impacts ont été effectués sur l'incisive centrale droite. La courbe force vs temps a été tracée. Le contact maximum enregistré (FMax) correspond à la valeur maximale de la force obtenue sur la courbe force vs temps. Un ratio, noté IR et défini par l'épaisseur vestibulaire de matériau (EVM) divisée par FMax a été utilisé pour définir les performances à l'impact des PIB : plus IR est important meilleures sont les performances à l'impact.

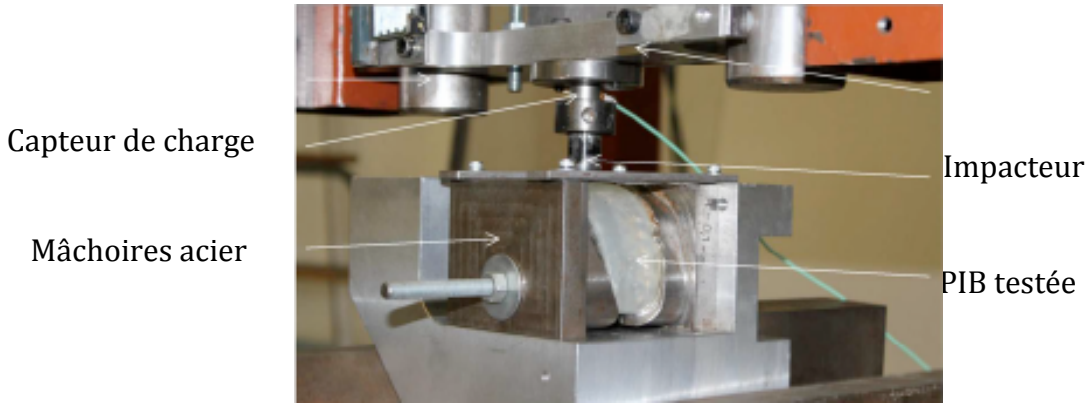


Figure 17 : Matériel d'impact placé sur la tour de chute.

Analyse statistiques

Les données issues des tests d'impacts, EVM, FMax et IR, ont été analysées par une ANOVA de Kruskal-Wallis et le test U de Mann-Whitney. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées en utilisant Statistica v10 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA). La valeur de $p<0,05$ a été utilisée comme indicateur de différence significative.

2 Résultats

EVM et FMax ont été utilisées pour évaluer les performances des PIB à l'impact (table 1).

Table 1 : Valeurs des EVM, FMax et IR pour chaque PIB.

	N	EVM (mm)			FMax (N)			IR (10^{-3} mm /N)		
		My	[Mediane]		My	[Mediane]		My	[Mediane]	
SDI™	5	2.681	[2.680]	a	> 2500	> 2500		< 1.07	*	*
Gel Nano™	5	3.067	[3.052]	b	1516.00	[1534.95]		2.03	[2.00]	
Opro Shield Gold™	5	2.658	[2.678]	a	2267.52	[2348.18]		1.19	[1.09]	
Kipsta R300™	5	3.156	[3.105]	b	1313.51	[1361.91]	a	2.41	[2.41]	a
Prototype	5	4.448	[4.443]		1338.08	[1344.72]	a	3.33	[3.20]	
CM-MG	5	3.814	[3.808]		1407.28	[1415.07]	a	2.72	[2.62]	a

* Pas de valeur

Les moyennes (My) d'une colonne avec la même lettre (a, b) ne sont pas significativement différentes.

SDI™ et Opro Shield Gold™ présentent les valeurs EVM les plus faibles (p<0,01), suivies par Gel Nano™ et Kipsta R300™ (p<0,01) avec une épaisseur de 3 mm environ (figure 18). Prototype et PIB sur mesure sont les PIB les plus épaissses (4 mm).

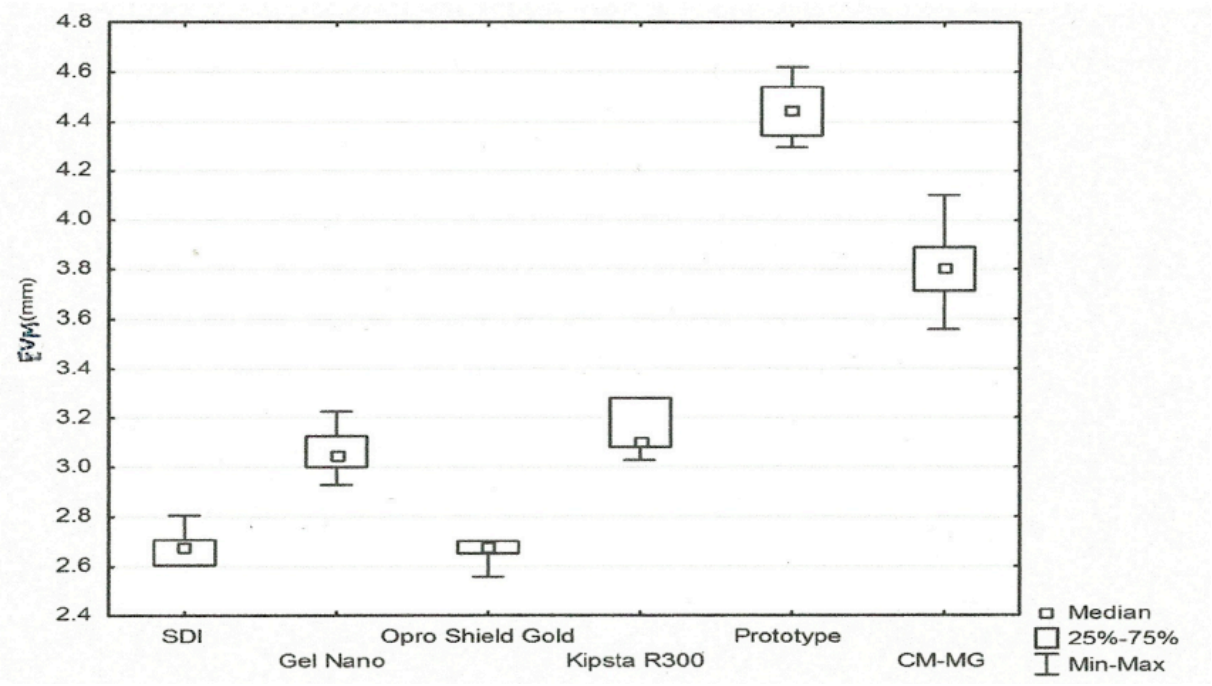


Figure 18 : Valeur des EVM (en mm) pour chaque PIB testée.

Aucune donnée en matière de force n'est disponible pour SDI™ car la force mesurée est supérieur à 2500N (2500N correspond à la force maximale enregistrable par le capteur utilisé).

En ce qui concerne FMax (figure 19), Opro Shield Gold™ et Gel Nano™ ont des valeurs intermédiaires avec respectivement 2267N et 1516N. La FMax de CM-MG est égale à 1407N. Les deux autres (Kipsta R300™, prototype) présentent des moyennes sensiblement équivalentes d'une valeur de 1350N. La valeur de p<0,02 indique une différence significative entre les groupes.

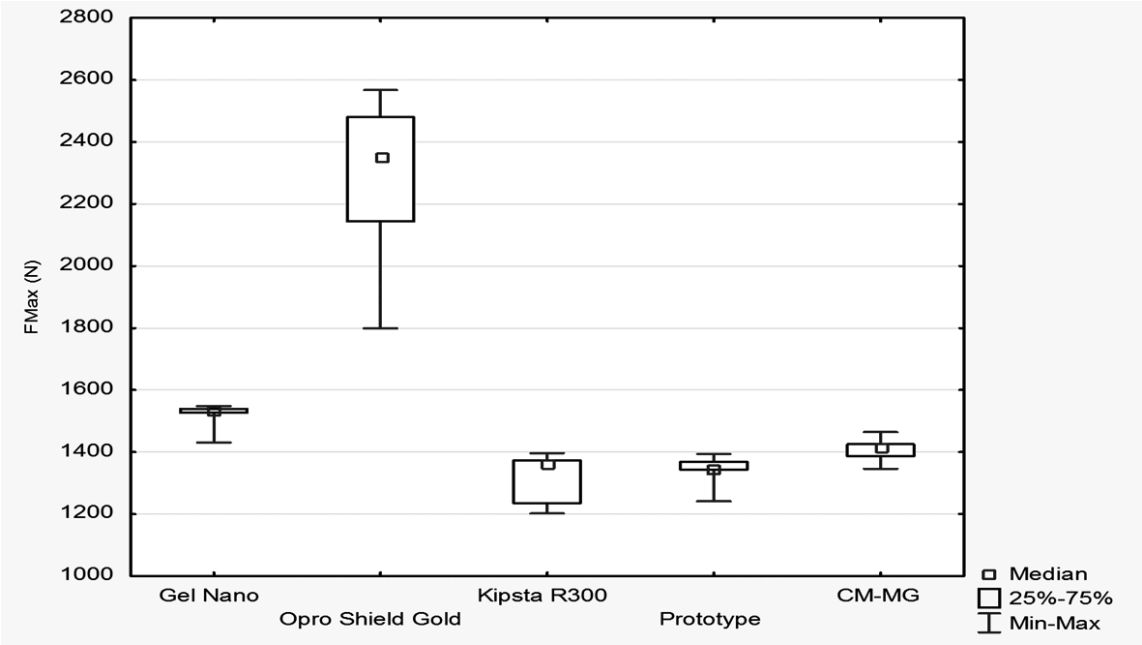
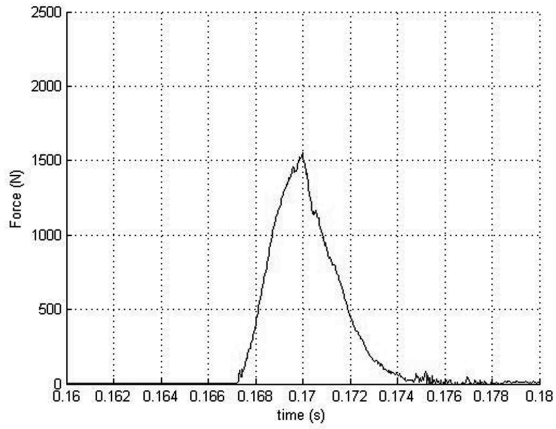
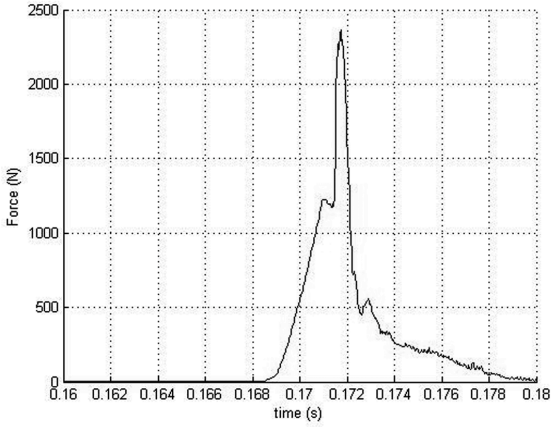


Figure 19 : Valeurs maximales FMax transmises au modèle lors de l'impact (en N)

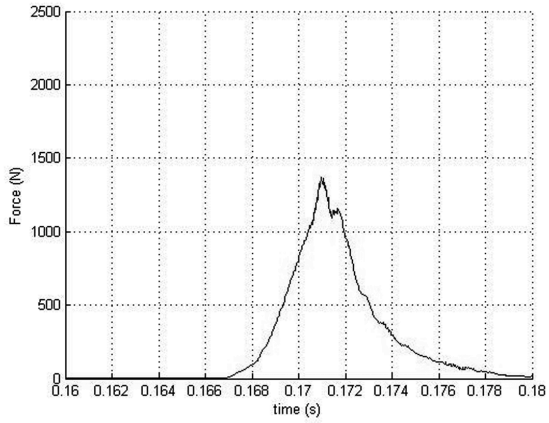
Les figures 20 (a - e) présentent l'évolution de la force en fonction du temps pour chacune des PIB. Une seule courbe est tracée par type de PIB car les courbes obtenues pour chaque exemplaire de même type étaient identiques.



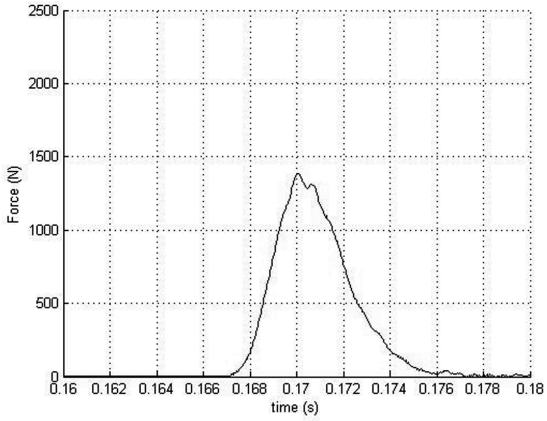
a) : Gel Nano^{T}



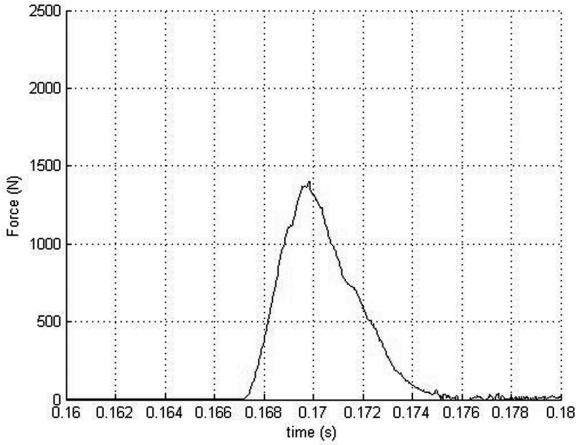
b) : Opro Shield Gold^{TM}



c) : Kipsta R300^{TM}



d) Prototype



e) CM-MG

Figure 20 : Courbes des forces (en N) vs temps (en s)

Enfin, l'IR (figue 21), défini comme étant le ratio entre EVM et FMax, est le plus faible pour Opro Shield Gold™ (1,1) et le plus important pour Prototype (trois fois plus important). Les autres PIB ont des valeurs intermédiaires comprises entre 2 et 2,6. Seulement CM-MG et Kipsta R300™ ont des valeurs moyennes non significativement différentes.

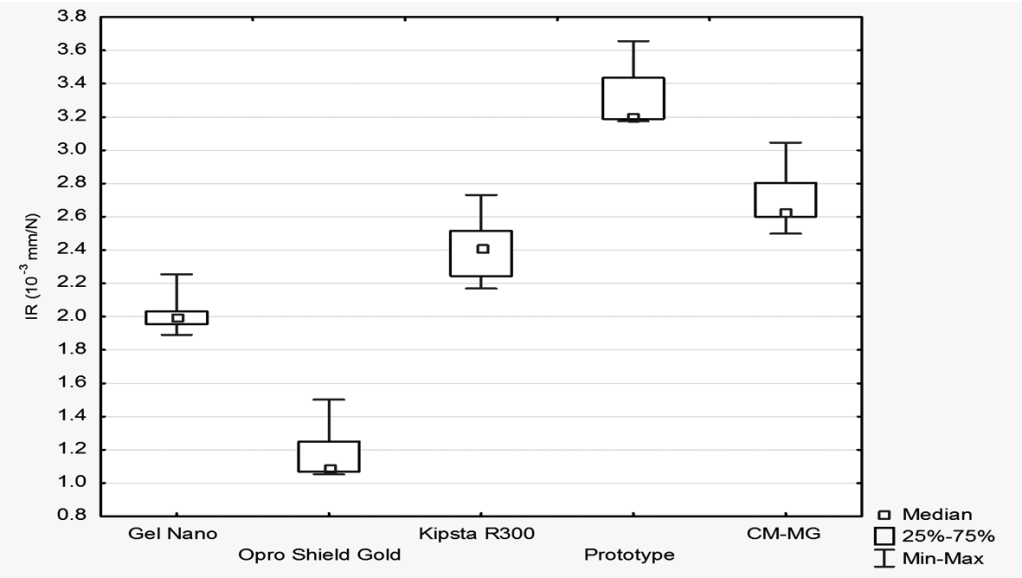


Figure 21 : Valeur des IR pour chaque PIB

3 Discussion

Composition des matériaux utilisés pour la réalisation des protections intra-buccales testées

Un élément important à discuter aurait été la composition des matériaux utilisés mais par manque de transparence des fabricants, nous ne connaissons pas la composition de ces protections. Nous pouvons seulement raisonnablement envisager que les protections présentent des compositions différentes.

Les épaisseurs

L'épaisseur des PIB est classiquement décrite comme directement liée à l'absorption des forces (29, 43, 55, 87). Dans notre étude, la zone de mesure des épaisseurs a été choisie en fonction des données de la littérature (17, 43, 87). Nous avons arbitrairement décidé

d'effectuer les mesures d'épaisseur au niveau de l'incisive centrale maxillaire droite. En effet, les incisives centrales maxillaires sont principalement traumatisées. Dans une volonté de standardisation, il eut été plus approprié de prendre la mesure la plus faible d'épaisseur vestibulaire au niveau de la couronne de l'incisive centrale. L'épaisseur palatine de la PIB n'a pas été prise en compte dans cette étude car son influence sur l'absorption de l'énergie d'impact est faible (23).

Comportement à l'impact

De nombreuses études ont comparé les performances des matériaux pour PIB (25, 58) en mesurant l'absorption de l'énergie d'impact en faisant varier différents paramètres : l'épaisseur des plaques de matériaux (55, 80, 87), des plaques mono ou bi-composant (88). L'effet de la structure est réduit dans ce cas et le processus de thermoformage n'est pas pris en compte.

Cette étude ne se focalisant uniquement sur les PIB disponibles dans le commerce, le matériau lui-même ne peut pas être utilisé pour évaluer le comportement à l'impact. Ainsi pour deux PIB différentes avec les mêmes épaisseurs, la force transmise peut être différente, ceci n'étant pas seulement dû à la nature du matériau utilisé mais également à sa structure. Ce paramètre n'a, à notre connaissance, pas encore été étudié. Dans notre étude, l'effet du matériau est caractérisé par la FMax et la structure du matériau par EVM. De plus, l'IR complète ces deux paramètres et peut être utilisé pour caractériser les PIB du commerce. Par exemple, Gel Nano™ et Kipsta R300™ n'ont pas de différence significative en matière de EVM mais Gel Nano™ présente une valeur moyenne FMax significativement plus importante. L'IR exprime cette différence en combinant la performance à l'impact du matériau et de la structure.

Aucune force n'est enregistrée pour SDI™ car elle excède 2500 N. Une vitesse d'impact excessive aurait pu expliquer ceci, mais si nous la calculons par la formule $v=\sqrt{2gh}$ (la faible hauteur initiale et le faible poids de l'impacteur nous permettent d'utiliser cette formule car nous pouvons considérer l'absence de frottement) nous obtenons une vitesse d'impact égale à 2 m/s. Hors Camarillo *et al* (14) ont publié une étude réalisant des tests d'impact avec des vitesses s'échelonnant de 2,1 m/s à 8,5 m/s et ont justifié leur choix de vitesse d'impact utilisées en se référant aux recommandations du National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment (48). Ainsi la vitesse d'impact choisie pour notre étude est en adéquation avec ses recommandations et ne constitue pas une vitesse excessive pouvant justifier les résultats de SDI™. SDI™ présente donc une capacité absorption d'énergie d'impact inférieure aux autres PIB testées.

4 Conclusion

Un test de laboratoire permettant la comparaison de différentes PIB en matière de comportement à l'impact est proposé dans cette étude. Ce test permet d'identifier et d'éliminer toutes les PIB qui n'offrent pas un niveau de protection suffisant. Toutes les PIB testées dans cette étude présentent des formes et des procédés de fabrication différents, mais elles ont toutes été conçues pour les mêmes fonctions et doivent donc toutes valider des critères essentiels identiques.

Pour caractériser pleinement une PIB, le comportement à l'impact seul n'est pas suffisant et doit être complété par des critères de confort, de rétention, de capacité à ne pas entraver la respiration. C'est l'analyse de tous ces critères qui permettra de valider ou non les capacités de protection d'une PIB.

Conclusion générale

Les PIB sont des dispositifs de prévention de traumatismes oro-faciaux efficaces. Malheureusement il n'existe pas à ce jour de normes régissant leur élaboration et garantissant la mise sur le marché de dispositifs dont l'efficacité a été scientifiquement prouvée. La mise en place de normes passe inévitablement par l'élaboration d'essais normalisés.

Afin de proposer un protocole d'essais normalisé de l'absorption de l'énergie d'impact et de définir le champ d'application de normes futures, nous avons tout d'abord élaboré une classification des PIB permettant d'englober tous les dispositifs prévus à cet effet.

Ensuite, après une analyse de la littérature, nous avons proposé un protocole d'essais de l'absorption de l'énergie d'impact mené :

- sur la structure PIB plutôt que sur le matériau. En effet le comportement à l'impact des PIB dépend de leur forme, de leurs limites et de leurs épaisseurs. Les études menées sur les matériaux sont utiles afin de déterminer les propriétés qu'ils doivent présenter ou pour envisager l'utilisation de nouveaux matériaux.
- sur un support acier, plus favorable pour notre objectif de qualification des PIB. En effet, il n'évolue pas en fonction des contraintes ce qui permet de caractériser la PIB et rien que la PIB.

Enfin, nous avons trouvé que le moyen optimal d'évaluation de l'absorption de l'énergie d'impact doit utiliser des capteurs positionnés sur l'impacteur et non sur l'objet impacté.

Dans une dernière partie, le protocole d'essais proposé nous a permis de comparer le comportement à l'impact de PIB à caractéristiques différentes (composition des protections, procédé de fabrication ...). L'absorption de l'énergie d'impact est un élément important mais ne constitue pas le seul paramètre à prendre en compte afin d'évaluer le niveau de protection d'une PIB. En effet, des notions telles que l'état de surface, le confort, la rétention, l'absorption d'eau doivent être explorées.

Ainsi, des protocoles d'essais normalisés prenant en compte des critères complémentaires restent donc à définir dans le cadre d'une norme destinée à qualifier les PIB pour activités sportives et de loisirs.

Références bibliographiques

1. Abe K, Takahashi H, Churei H, Iwasaki N, Ueno T. Flexural properties and shock-absorbing capabilities of new face guard materials reinforced with fiberglass cloth. Dent Traumatol. 2013 Feb; 29(1):23-8.
2. American Society for Testing and Materials. Standard practice for care and use of mouthguards. Designation F697 80. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1986. p. 323.
3. American Society for Testing and Materials. Standard practice for care and use of athletic mouth protectors. West Conshohocken (PA): American Society for Testing and Materials, 2000. Technical report no. F697-00.
4. ASTM 697. Standard practice for care and use of athletic mouth protectors. ASTM International ; 2000 (réapprouvé en 2006).
5. Auroy P, Duchatelard P, Zmantar NE, Hennequin M. Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouthguards. J Prosthet Dent. 1996 Apr; 75(4):463-71.
6. Barou JL, Viot P, Poisson P. Experimental study of mouthguards response under impact loading. Applied Mechanics and Materials 2011;83: 78-84.
7. Bemelmanns P, Pfeiffer P. Shock absorption capacities of mouthguards in different types and thicknesses. Int J Sports Med 2001; 22:149–53.
8. Bhalla A, Grewal N, Tiwari U, Mishra V, Mehla NS, Raviprakash S, Kapur P. Shock absorption ability of laminate mouth guards in two different malocclusions using fiber Bragg grating (FBG) sensor. Dent Traumatol. 2013 Jun; 29(3):218-25.
9. Biasca N, Wirth S, Tegner Y. The avoidability of head and neck injuries in ice hockey: an historical review. Br J Sports Med 2002; 36(6):410-27.
10. Bishop BM, Davies EH, von Fraunhofer JA. Materials for mouth protectors. J Prosthet Dent 1985;53(2):256–61.
11. Bücher K, Neumann C, Hickel R, Kühnisch J. Traumatic dental injuries at a German university clinic 2004-2008. Dent Traumatol. 2013 Apr;29(2):127-33.
12. Bulsara YR, Matthew IR. Forces transmitted through a laminated mouthguard material with a Sorbothane insert. Endod Dent Traumatol 1998; 14: 45-47.
13. Bureau of Dental Health Education and bureau of economic research and statistics. Evaluation of mouth protectors used by high school football players. J Am Dent Assoc 1964;68, 430-42.
14. Camarillo DB, Shull PB, Mattson J, Shultz R, Garza D. An instrumented mouthguard for measuring linear and angular head impact kinematics in American football. Ann Biomed Eng. 2013 Sep;41(9):1939-49.
15. Castro JCM, Poi WR, Manfrin TM, Zina LG. Analysis of the crown fractures and crown-root fractures due to dental trauma assisted by the Integrated Clinic from 1992 to 2002. Dental Traumatology 2005;21(3):121–126.
16. Chaconas SJ, Caputo AA, Bakke NK. A comparison of athletic mouthguard materials, Am J Sports Med. 1985 May-Jun; 13(3):193-7.
17. Chapman PJ. Mouthguards and the role of Sporting Team Dentist. Aust Dent J 1989; 34 (1):36-43.
18. Craig RG, Godwin WC. Physical properties of materials for custom-made mouth protectors. J Mich State Dent Assoc 1967; 49: 34-40.
19. Craig RG, Godwin WC. Properties of athletic mouth protectors and materials. Journal of Oral Rehabilitation 2002 29; 146-150.
20. De Wet FA, Heyns M, Pretorius J. Shock absorption potential of different mouthguard materials. J Prosthet Dent 1999; 82:301.

21. Del Rossi G, Leyte-Vidal, MA. Fabricating a better mouthguard. Part I: Factors influencing mouthguard thinning. Dental Traumatology 2007 ; 23 : 149-154.
22. Duarte-Pereira DM, Del Rey-Santamaria M, Javierre-Garcés C, Barbany-Cairó J, Paredes-Garcia J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Wearability and physiological effects of custom-fitted vs self-adapted mouthguards. Dent Traumatol 2008 Aug; 24(4):439-42.
23. Duhaime CF, Whitmyer CC, Butler RS, Kuban B. Comparison of forces transmitted through different EVA mouthguards. Dental Traumatology 2006; 22: 186–192.
24. Going R, Loehman R, Chan MS. Mouthguard materials: their physical and mechanical properties. J Am Dent Assoc 1974; 89:132–138.
25. Gould TE, Piland SG, Shin J, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials, physical and mechanical properties of commercialized products. Dent Mater. 2009 Jun; 25(6):771-80.
26. Greasley A, Imlach G, Karet B. Application of a standard test to the in vitro performance of mouthguards. Br J Sports Med 1998; 32: 17-19.
27. Greasley A, Karet B. Towards the development of a standard test procedure for mouthguard assessment. Br J Sports Med 1997; 31:31-35.
28. Guérard S, Barou JL, Poisson P. Characterization of mouth-formed mouthguards: impact performances and wearability. 4 pages. (Ressource électronique). Disponible sur : http://icills2014.org/wp-content/uploads/2014/01/Sandra-Geurard-2.pdf.
29. Guevara PH, Hondrum SO, Reich RB. A comparison of commercially available mouthguards and a custom mouthguard. Gen Dent 2001; 49(4):402-6.
30. Handa J, Takeda T, Kurokawa K, Ozawa T, Nakajima K, Ishigami K. Influence of pre-laminated material on shock absorption ability in specially designed mouthguard with hard insert and space. J Prosthodont Res. 2011 Oct;55(4):214-20.
31. HB 209-2003. Guidelines for the fabrication, use, and maintenance of sports mouthguards. Standards Australia International ; 2003.
32. Hickey JC, Morris AL, Carlson LD, Seward TE. The relation of mouth protectors to cranial pressure and deformation. J Am Dent Assoc 1967; 74:735–40.
33. Hoffmann J, Alfter G, Rudolph NK, Goz G. Experimental comparative study of various mouthguards. Endod Dent Traumatol 1999; 15: 157-163.
34. Hunter K. Practical tips. Dental Outlook 1988 ; 15 3-5.
35. Ivoclar Vivadent SAS. Technical doc : SR Ivocap. BP 118, F-74410 Saint-Jorioz cedex, France. 2001.
36. JADA. Using mouthguards to reduce the incidence and severity of sports-related oral injuries. 2006 ; 137(12) :1712-20.
37. Jagger R, Milward P, Waters M. Properties of an experimental mouthguard material. Int J Prosthodontics 2000; 13: 416-9.
38. Kloeg EFM, Collys K. Matériaux pour protections dento-maxillaires intra-orale. Rev Belge Med Dent 2003; (1):21-33.
39. Knapik JJ, Marshall SW, Lee RB, Darakjy SS, Jones SB, Mitchener TA, delaCruz GG, Jones BH. Mouthguards in sport activities: history, physical properties and injury prevention effectiveness. Sports Med 2007; 37:117–44.
40. Loehman RE, Chan MS, Going RE. Optimization of materials for a user-formed mouthguard. Ann Biomed Eng. 1975 Jun;3(2):199-208.
41. Lunt DR, Mendel DA, Brantley WA, Michael Beck F, Huja S, Schriever SD, Grentzer TH, Alapati SB. Impact energy absorption of three mouthguard materials in three environments. Dent Traumatol. 2010 Feb;26(1):23-9.

42. Maeda M, Takeda T, Nakajima K, Shibusawa M, Kurokawa K, Shimada A, Takayama K, Ishigami K. In search of necessary mouthguard thickness. Part 1: From the viewpoint of shock absorption ability. J Jpn Prosthodont Soc 52 : 211-219, 2008.
43. Maeda Y, Kumamoto D, Yagi K, Ikebe K. Effectiveness and fabrication of mouthguards. Dental Traumatology 2009; 25: 556–564.
44. McGlumphy KC, Mendel DA, Yilmaz B, Seidt JD. Pilot study of 3D image correlation photogrammetry to assess strain and deformation of mouthguard materials. Dent Traumatol. 2013 Oct 8.
45. Mekayarajjananonth T, Winkler S, Wongthai P. Improved mouthguard design for protection and confort. J Prosthet Dent 1999; 82 (6):627-30.
46. Milward PJ, Jagger RG. Heat-cured silicone bimaxillary mouthguard. J Prosth Dent 1995; 74 (4):432-3.
47. Morikawa M, Taniguchi H, Ohyama T. Evaluation of athletic mouthguard through vibration test on maxillary teeth of human dry skull. J Med Dent Sci. 1998 Mar; 45(1):9-18.
48. National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment (NOCSAE). Standard test method and equipment used in evaluating the performance characteristics of protective headgear/equipment. NOCSAE DOC (ND) 001-08m10, 2009.
49. Newsome PRH, Tran DC, Cooke MS. The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries : a review. Int J Paediatric Dent 2001; 11(6):396-404.
50. Oikarinen KS, Salonen MA, Korhonen J. Comparison of the guarding capacities of mouth protectors. Endod Dent Traumatol. 1993 Jun; 9(3):115-9.
51. Ou M, Taniguchi H, Ohyama T. Analysis on decay rate of vibration following impact to human dry skull with and without mouthguards. Bull Tokyo Med Dent Univ 1996; 43:13–24.
52. Ozawa T, Takeda T, Ishigami K, Narimatsu K, Hasegawa K, Nakajima K, Noh K. Shock absorption ability of mouthguard against forceful, traumatic mandibular closure. Dent Traumatol 2013 Sep 2.
53. Padilla RR. A technique for fabricating modern athletics mouthguards. Hawaii Dent J 2009;40(6):4, 6-12.
54. Padilla RR, Dorney B, Balikov S. Prevention of oral injuries. J Calif Dent Assoc 1996; 24(3):30-6.
55. Park JB, Shaull KL, Overton B, Donly KJ. Improving mouth guards. J Prosthet Dent 1994 Oct; 72(4):373-80.
56. Piccininni P. Typical dental injuries in ice hockey with and without face protection and recent advances in mouthguard design. In: Biasca N, Montag WD, Gerber C, eds. Safety in ice hockey: Eighth International Symposium of the International Ice Hockey Federation IIHF. Zurich: IIHF, 2000:95–103.
57. Poisson P, Ohrensstein H. Air-permeable adaptable mouthguard having clamped jaws. France 2012.
58. 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 2009; 28(2): 170－177.
59. Poisson P, Zunzarren R, De Villard R. Protections intra-buccales : les différentes techniques de confection. Stratégie prothétique 2013 ; 13(2) : 77-86.
60. Pressing Dental S.R.L. Technical doc : Corflex Orthodontic. Via Edoardo Collamarini 5/d, 47891 Dogana, Repubblica di San Marino.
61. Ranalli DN. Prevention of sports-related traumatic dental injuries. Dent Clin North Am. 2000 Jan; 44(1):35-51.

62. Ranalli DN. Sports dentistry and dental traumatology. Dent Traumatol 2002; 18:231-6.
63. Ranalli DN, Spinas E, Altana M. Méthodes innovatrices de prévention des traumatismes dento- faciaux. Clinic 2000 ; 21(7):465-75.
64. Reed RV Jr. Origin and early history of the dental mouthpiece. Br Dent J. 1994 Jun 25; 176(12):478-80.
65. Reza F, Churei H, Takahashi H, Iwasaki N, Ueno T. Flexural impact force absorption of mouthguard materials using film sensor system. Dent Traumatol. 2013 Sep 18.
66. Sametzky S, David M, Dutang C. Prévention des traumatismes dentaires en pratique sportive. Real Clin 1992 ; 3 (4) : 503-509.
67. Schatz JP, Joho JP. A retrospective study of dento-alveolar injuries. Endod Dent Traumatol. 1994 Feb;10(1):11-4.
68. Scheer B. Prevention of dental and oral injuries. In Andreasen, JO, Andreasen, FM, Text book and color atlas of traumatic injuries to the teeth, 3rd ed, Munksgaard Copenhagen, 1994 ; 719-35.
69. Scott J, Burke FJT, Watts DC. A review of dental injuries and the use of mouthguards in contact team sports. Br Dent J 1994; 176:310-4.
70. Seals RR Jr, Morrow RM, Kuebker WA, Farney WD. An evaluation of mouthguard programs in Texas high school football. J Am Dent Assoc. 1985 Jun; 110(6):904-9.
71. Specification No. 99. Athletic mouth protectors and materials. American National Standards Institute/ American Dental Association ; 2001.
72. Tajima T, Shimada J. Mechanical behavior of craniofacial bones under impact loading to mandible-experimental study on the ability of mouth guards to reduce impact. J Sports Dent 2003; 6:1–15.
73. Takeda T, Ishigami K, Handa J, Naitoh K, Kurokawa K, Shibusawa M, Nakajima K, Kawamura S. Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard? Dental Traumatology 2006; 22: 77–82.
74. Takeda T, Ishigami K, Hoshina S, Ogawa T, Handa J, Nakajima K, Shimada A, Nakajima T, Regner CW. Can mouthguards prevent mandibular bone fractures and concussions? A laboratory study with an artificial skull model. Dent Traumatol. 2005 Jun; 21(3):134-40.
75. Takeda T, Ishigami K, Jun H, Nakajima K, Shimada A, Ogawa T. The influence of the sensor type on the measured impact absorption of mouthguard material. Dent Traumatol 2004; 20 :29-35.
76. Takeda T, Ishigami K, Nakajima K, Naitoh K, Kurokawa K, Handa J, Shomura M, Regner CW. Are all mouthguards the same and safe to use? Part 2. The influence of anterior occlusion against a direct impact on maxillary incisors. Dental Traumatology 2008; 24: 360–365.
77. Takeda T, Ishigami K, Ogawa T, Nakajima K, Shibusawa M, Shimada A, Regner CW. Are all mouthguards the same and safe to use? The influence of occlusal supporting mouthguards in decreasing bone distortion and fractures. Dent Traumatol. 2004 Jun; 20(3):150-6.
78. 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 2004 ; 20 :12-20.
79. Tiwari U, Mishra V, Bhalla A, Singh N, Jain SC, Garg H, Raviprakash S, Grewal N, Kapur P. Fiber Bragg grating sensor for measurement of impact absorption capability of mouthguards. Dent Traumatol. 2011 Aug;27(4):263-8.
80. Tran D, Cooke MS, Newsome PRH. Laboratory evaluation of mouthguard material. Dent Traumatol 2001; 17: 260–265.

81. Turner CH. Mouth protectors. Br Dent J 1977; 143:82-86.
82. Umiastowski S. Etude du comportement à l'impact basse vitesse d'une tôle de construction navale. Thèse de Doctorat en sciences pour l'ingénieur (Mécanique). Saint-Cyr : Université de Bretagne sud – Ecoles Militaires de Saint-Cyr – Coëtquidan, 2005, 143.
83. Warnet L, Greasley A. Transient forces generated by projectiles on variable quality mouthguards monitored by instrumented impact testing. Br J Sports Med 2001; 35:257–262.
84. Watermeyer GJ, Thomas CJ, Jooste CH. The protective potential of mouthguards. J Dent Assoc S Afr. 1985 Apr; 40(4):173-7.
85. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. An improved mouthguard material. Aust Dent J. 1997 Jun; 42(3):189-91.
86. 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 2002; 36:51–53.
87. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: how thick should they be? Dent Traumatol. 2002 Feb;18(1):24-7.
88. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. The effect on energy absorption of hard inserts in laminated EVA mouthgards. American Dental Journal 2000;45:(1) :21-23.
89. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA, Harbrow DJ. Effect of ethylene vinyl acetate (EVA) closed cell foam on transmitted forces in mouthguard material. Br J Sports Med 2002; 36:205–208.
90. Wisniewski JF, Guskiewicz K, Trope M, Sigurdsson A. Incidence of cerebral concussions associated with type of mouthguard used in college football. Dent Traumatol 2004 Jun; 20(3):143-9.
91. Yamada J, Maeda Y, Satoh H, Miura J. Anterior palatal mouthguard margin location and its effect on shock-absorbing capability. Dental Traumatology 2006; 22: 139–144.
92. Yamanaka T, Ueno T, Oki M, Taniguchi H, Ohyama T. Study on the effects of shortening the distal end of a mouthguard using modal analysis. J Med Dent Sci. 2002 Dec; 49(4):129-33.

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, le Directeur de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux ,

Date, Signature :