



HAL
open science

Orthèse occlusale par impression 3D : une étude rétrospective

Thomas Muccio

► **To cite this version:**

Thomas Muccio. Orthèse occlusale par impression 3D : une étude rétrospective. Sciences du Vivant [q-bio]. 2023. dumas-04292554

HAL Id: dumas-04292554

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04292554v1>

Submitted on 17 Nov 2023

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

UNIVERSITÉ PARIS CITÉ

FACULTÉ DE SANTÉ

UFR D'ODONTOLOGIE

Année 2023

N° D067

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 16 mai 2023

Par

Thomas MUCCIO

Orthèse occlusale par impression 3D : une étude rétrospective

Dirigée par M. le Docteur Philippe François et codirigée par M. le Docteur
Thibault Conçu

JURY

M. le Professeur Benjamin Salmon

Président

M. le Docteur Philippe François

Assesseur

M. le Docteur Éric Bonte

Assesseur

M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Assesseur

M. le Docteur Thibault Conçu

Invité



L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse d'exercice comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation, auprès du ou des titulaires des droits. Le droit de citations doit s'exercer avec rigueur et discernement. Certaines citations peuvent comporter un extrait textuel de la source. Cet extrait textuel doit être relativement court (une quinzaine de lignes tout au plus), mis entre guillemets ou clairement séparé du corps du texte et bien évidemment référencé en citation. En ce qui concerne la citation sans extrait textuel (mention d'idées ou concepts originaux, données chiffrées, figures, etc.), il faut également en citer la source. Toute figure, tableau, graphique reproduit doit également être accompagné de la citation de la source. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse d'exercice. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers.

Thomas MUCCIO

Tableau des enseignants de l'UFR d'Odontologie

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme M. AUJAY DE LA DURE-MOLLA Mme É. DURSUN Mme S. VITAL	M. P.-J. BERAT (MCU associé) Mme A.-L. BONNET M. F. COURSON Mme M. RIOU (MCU associé) Mme A. VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme E. LE NORCY	M. C. DUNGLAS M. P. GARREC Mme A. KAMOUN Mme B. VI-FANE
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme S. AZOGUI-LEVY M. P. PIRNAY	Mme A.-C. BAS Mme A. GERMA Mme V. SMAIL-FAUGERON Mme A. TENENBAUM
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme F. ANAGNOSTOU M. M. BIOSSE DUPLAN Mme M.-C. CARRA Mme M.-L. COLOMBIER Mme M. GOSSET	M. A. BRUN M. D. GUEZ M. S. JUNGO (MCU associé) M. S. KERNER
	CHIRURGIE ORALE	Mme G. LESCAILLE M. L. MAMAN Mme L. RADOÏ M. Y. ROCHE	Mme V. BAAROUN M. B. COURRIER Mme A.-L. EJEIL M. F. GAULTIER M. N. MOREAU M. T. NGUYEN Mme J. ROCHEFORT Mme I. TAÏHI M. H. TARRAGANO
	BIOLOGIE ORALE	Mme A. C. AZEVEDO (PU associée) Mme C. BARDET (PR) Mme A. BERDAL Mme C. CHAUSSAIN M. V. DESCROIX M. B. FOURNIER M. B. GOGLY Mme R. KOZYRAKI Mme S. SÉGUIER	Mme C. ANDRIQUE (MCU associée) M. C.-D. ARRETO M. J. BOUCHET (MCF) Mme H. CHARDIN M. P. COLLIN Mme M.-H. COTTET Mme A. COUDERT (MCF) M. F. FERRÉ Mme C. GORIN Mme S. HOUARI-MEJRI Mme J. ISAAC (MCF) M. O. LE MAY M. G. LIGNON (MCU associé) Mme N NOWWAROTE (MCU associé) M. B. PAIVA (MCF)
3. RÉHABILITATION ORALE (DÉBUT)	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme T. BOUKPESSI M. P. COLON Mme C. GAUCHER	Mme F. BERÈS Mme C. BESNAULT M. É. BONTE Mme A.-M. COLLIGNON M. F. DECUP Mme A. HARTMANN M. G. KUHN Mme C. MESGOUÉZ-MENEZ Mme C. MOCQUOT Mme N. PRADELLE PLASSE Mme M. ZANINI

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
3. RÉHABILITATION ORALE (SUITE)	PROTHÈSES	Mme M.-V. BERTERETCHE Mme A. BRAUD M. O. FROMENTIN M. C. RIGNON-BRET M. B. TAVERNIER Mme C. WULFMAN	M. J.-M. CHEYLAN Mme H. CITTERIO Mme M.-J. CRENN M. M. DAAS M. D. DOT M. L. DUPAGNE (MCU associé) M. N. EID M. S. ESCURE Mme I. FOUILLOUX Mme L. FRIEDLANDER M. P. GATEAU M. D. MAURICE M. P. MOULIN M. P. RENAULT Mme É. SARFATI M. J.-E. SOFFER M. P. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. Y. BOUCHER Mme L. JORDAN M. J.-F. N'GUYEN M. B. SALMON	M. J.-P. ATTAL M. C. AZEVEDO Mme R. BENBELAÏD Mme A. BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) Mme J. BOSCO M. D. BOUTER M. J.-L. CHARRIER M. M. CHERRUAU M. H. DIAKONOFF (MCU associé) M. R. FELIZARDO M. B. FLEITER M. P. FRANÇOIS Mme F. MANGIONE M. A. PORPORATI (MCU associé) Mme F. TILOTTA
PROFESSEURS ÉMÉRITES		M. C. BÉRENHOLC M. P. BOUCHARD Mme M.-L. BOY-LEFÈVRE Mme M. FOLLIGUET Mme M. WOLIKOW M. R. GARCIA M. J.-J. LASFARGUES M. A. LAUTROU M. G. LEVY	M. B. PELLAT Mme A. POLIARD M. J.-L. SAFFAR

Liste mise à jour le 28 septembre 2022

Remerciements

À M. le Professeur Benjamin Salmon ; ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Spécialiste qualifié en Chirurgie orale ; Docteur de l'Université Paris Descartes ; Docteur d'Etat en Odontologie ; Habilité à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Université Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ; Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Université Paris Cité ; Chef de service de l'hôpital Bretonneau ;

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse d'exercice et pour votre bienveillance en tant que chef de service tout au long de mon externat à l'hôpital Bretonneau.

À M. le Docteur Philippe François ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Docteur de l'Université Paris 13 ; Maître de conférences des universités, UFR d'Odontologie – Université de Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse d'exercice et pour m'avoir accompagné lors de mes débuts dans l'impression 3D. Pour votre engagement et votre volonté de développer le numérique et l'impression 3D à l'hôpital Bretonneau.

À M. le Docteur Éric Bonte ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Docteur de l'Université Paris Descartes ; Docteur en Sciences odontologiques ; Maître de conférences des universités, UFR d'Odontologie – Université de Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Pour me faire l'honneur de siéger à ce jury de thèse d'exercice. Pour votre bienveillance et votre écoute dans votre enseignement de l'OCE.

À M. le Docteur Jean-Pierre Attal ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Docteur de l'Université Paris Descartes ; Habilité à diriger des recherches ; Maître de conférences des universités, UFR d'Odontologie – Université de Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ; Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Université Paris Cité ;

Pour me faire l'honneur de siéger à ce jury de thèse d'exercice.

À M. le Docteur Thibault Conçu ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Praticien hospitalier , Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Pour m'avoir fait l'honneur de proposer et codiriger cette thèse d'exercice. Pour l'enseignement que vous avez pu m'apporter au sein de la consultation SAHOS depuis ma 6^e année. Aujourd'hui encore, c'est un plaisir de revenir en tant que votre attaché.

Résumé et indexation en français et anglais

Résumé :

L'intégration croissante d'un flux de travail numérique à la pratique quotidienne des chirurgiens-dentistes nous impose de nous intéresser à d'autres alternatives, possiblement gold standard de demain. La fabrication additive ou impression 3D profite d'une forte impulsion depuis ces dernières années dans le milieu de la médecine bucco-dentaire avec de nombreuses utilisations possibles comme l'orthèse occlusale qui sera plus précisément abordée dans ce manuscrit. Ce dispositif médical sur-mesure fait partie d'un panel thérapeutique indiqué dans la prise en charge des dysfonctions temporo-mandibulaires et du bruxisme dont les connaissances évoluent encore à ce jour. La question suivante se pose : « L'impression 3D est-elle assez avancée pour fournir des orthèses occlusales avec une longévité suffisante et nécessaire à la prise en charge des dysfonctions temporo-mandibulaires et du bruxisme ? ». Ce travail est illustré par l'analyse des résultats d'une étude rétrospective effectuée dans le service de médecine bucco-dentaire de l'hôpital Bretonneau à Paris sur une période d'un an. Les deux résines (KeySplint Soft et Hard, Keystone) employées avec la technologie DLP pour l'impression d'orthèses occlusales montrent une différence significative en termes de longévité avec une forte tendance à la fracture pour la résine rigide KeySplint Hard contrairement à son homologue. L'utilisation de l'impression 3D est très prometteuse par ses nombreux atouts mais nécessite davantage de recherche et d'amélioration afin d'établir un standard de qualité puisqu'il existe une grande disparité de résines biocompatibles présentes sur le marché.

Discipline ou spécialité :

Matériaux dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

fMeSH : Impression tridimensionnelle ; Études rétrospectives

Rameau : Gouttières occlusales ; Biomatériaux

Forme ou Genre :

fMeSH : Dissertation universitaire

Rameau : Thèses et écrits académiques

Abstract :

The increasing integration of a digital workflow into the daily practice of dentist requires us to focus on other alternatives, possibly the futur gold standard. Additive manufacturing or 3D printing has enjoyed a strong impetus in recent years in the field of oral medicine with many possible applications such as occlusal splint that will be discussed more precisely in this manuscript. This custom-made medical device is part of a therapeutic panel indicated in the management of temporomandibular disorders and bruxism whose knowledge is still evolving to this day. The following question arises : "Is 3D printing enough advanced to provide occlusal splint with sufficient longevity and necessary for the management of temporomandibular disorders and bruxism ? ». This work is illustrated by the result's analysis of a retrospective study carried out in the oral medicine department of the Bretonneau Hospital in Paris over a period of one year. The two resins (KeySplint Soft and Hard, Keystone Industries) used with DLP technology for the printing of occlusal splint show a significant difference in longevity with a strong tendency to fracture for the KeySplint Hard resin unlike its counterpart. The use of 3D printing is very promising thanks to its many assets but requires more research and improvement to establish a standard of quality since a large disparity of biocompatible resins exists on the 3D printing market.

Branch or specialty :

Dental Materials

English keywords (MeSH) :

Printing, Three-Dimensional ; Retrospective Studies

Publication type (MeSH) :

Academic Dissertation

Liste des abréviations

- ANSM : Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé
- ATM : Articulation temporo-mandibulaire
- BE : Bruxisme d'éveil
- Bis-EMA : Bisphénol-A ethyl méthacrylate
- BS : Bruxisme de sommeil
- CE : Conformité Européenne
- CFAO : Conception et fabrication assistée par ordinateur
- DLP : Digital light processing (Projection directe d'image)
- DM : Dispositif médical
- DMSM : Dispositif médical sur-mesure
- DPI : Dots per inch ou point par pouce
- DTM : Dysfonction temporo-mandibulaire
- IARD : International association for dental research (Association internationale pour la recherche dentaire)
- KSH : KeySplint Hard
- KSS : KeySplint Soft
- OBA : Orthèse de butée antérieure
- ODA : Orthèse de décompression articulaire
- ORM : Orthèse de relaxation musculaire
- PMMA : Polyméthacrylate de méthyle
- SAHOS : Syndrome d'Apnée Hypopnée Obstructive du Sommeil
- SLA : Stereolithography Apparatus (Stéréolithographie)
- STL : Stereolithography ou Standard tessellation language
- TEGDMA : Triethyl glycidyl diméthacrylate
- UDMA : Urethane diméthacrylate
- VHN : Vickers Hardness (Dureté de Vickers)

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : L'ORTHESE OCCLUSALE DANS LA PRISE EN CHARGE DU BRUXISME ET DES DYSFONCTIONS TEMPORO-MANDIBULAIRES	4
1.1 GENERALITES	4
1.1.1 <i>Les dysfonctions temporo-mandibulaires</i>	4
1.1.2 <i>Définition d'une orthèse occlusale</i>	5
1.2 LES DIFFERENTS TYPES D'ORTHESES OCCLUSALES.....	5
1.2.1 <i>Orthèse de relaxation musculaire (ORM)</i>	6
1.2.2 <i>Orthèse de butée occlusale antérieure (BOA)</i>	10
1.2.3 <i>Orthèse de décompression articulaire (ODA)</i>	11
1.2.4 <i>Orthèse d'antéposition ou repositionnement</i>	14
1.2.5 <i>Orthèse de stabilisation</i>	14
1.3 UNE ORTHESE EVOLUTIVE SELON LES BESOINS SPECIFIQUES DU PATIENT	14
1.3.1 <i>Impératifs de réalisation et communication avec le prothésiste</i>	14
1.3.2 <i>Equilibration immédiate, médiate et intérêt du suivi pour une prise en charge adaptée</i>	16
2 : L'ORTHESE OCCLUSALE IMPRIMEE EN 3D : L'APPORT DU NUMERIQUE	17
2.1 LA FABRICATION ADDITIVE OU IMPRESSION 3D.....	17
2.1.1 <i>Définition</i>	17
2.1.2 <i>Classification</i>	18
2.1.3 <i>Impression 3D par Stéréolithographie (SLA)</i>	18
2.1.4 <i>Impression 3D par Projection directe d'image (DLP)</i>	19
2.1.5 <i>Résines disponibles</i>	21
2.1.6 <i>Cadre légal et biocompatibilité</i>	22
2.2 ANALYSE DES PERFORMANCES DE LA FAMILLE DE PHOTOPOLYMERISATION EN CUVE	24
2.2.1 <i>Définitions</i>	25
2.2.2 <i>Paramètres variables de pré-impression</i>	26
2.2.3 <i>Paramètres variables de post-impression</i>	31
2.2.4 <i>Compositions des résines</i>	36
2.2.5 <i>Vieillessement</i>	38
2.3 L'INTEGRATION DE L'IMPRESSION 3D AU FLUX NUMERIQUE DANS LA PRATIQUE CLINIQUE QUOTIDIENNE.....	41
2.3.1 <i>Conception pas à pas</i>	41
2.3.2 <i>Avantages et limites actuelles l'impression 3D</i>	47

3 : ÉVALUATION RETROSPECTIVE D'ORTHESES IMPRIMEES EN 3D ET POSEES DANS LE SERVICE DE MEDECINE BUCCO-DENTAIRE DE L'HOPITAL BRETONNEAU	48
3.1.1 <i>Objectif de l'étude</i>	48
3.1.2 <i>Matériel et méthode.....</i>	48
3.2 RESULTATS	52
3.2.1 <i>Généralités</i>	52
3.2.2 <i>Critère de jugement principal</i>	54
3.2.3 <i>Critères de jugement secondaires.....</i>	57
3.3 DISCUSSION	61
3.3.1 <i>Usure et état de surface</i>	61
3.3.2 <i>Rétention et confort</i>	65
3.3.3 <i>Esthétique.....</i>	65
3.3.4 <i>Limites de l'étude.....</i>	67
3.4 CONCLUSION DE L'ETUDE.....	67
CONCLUSION	69
BIBLIOGRAPHIE	70
TABLE DES FIGURES.....	75
TABLE DES TABLEAUX.....	78
ANNEXES.....	79

Introduction

L'orthèse occlusale fait partie intégrante d'un panel thérapeutique indiqué dans la prise en charge thérapeutique du bruxisme et des dysfonctions temporo-mandibulaires (DTM). Evolutive et réversible selon les besoins spécifiques du patient, elle permet de répondre en partie à leurs doléances qui semblent s'aggraver dans un contexte environnemental et culturel toujours plus anxiogène. Son élaboration conventionnelle est, à ce jour, validée dans la littérature que ce soit par thermoformage sur modèles ou plus récemment, avec le numérique via la fabrication soustractive par conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO). L'intégration croissante du flux numérique dans la pratique quotidienne des chirurgiens-dentistes et l'innovation technologique nous impose de nous intéresser à d'autres alternatives, possiblement gold standard de demain. Mise sur le devant de la scène depuis la pandémie de COVID-19, l'impression 3D connaît une forte impulsion au niveau de la recherche et de la clinique avec de nombreuses applications en médecine bucco-dentaire grâce à 2 technologies majeures : la stéréolithographie (SLA) et la projection directe d'image (DLP). La question suivante se pose : « L'impression 3D est-elle assez avancée pour fournir des orthèses occlusales avec une longévité suffisante et nécessaire à la prise en charge de dysfonctions temporo-mandibulaires et du bruxisme ? ».

En premier lieu, nous nous intéresserons à la place des différentes orthèses occlusales dans la prise en charge du bruxisme et des dysfonctions temporo-mandibulaires. Puis, nous aborderons l'intégration de l'impression 3D dans un flux de travail dit numérique afin d'aboutir à la réalisation d'une orthèse occlusale, de la théorie à la pratique. Enfin, ce travail sera illustré par la présentation de l'analyse des résultats d'une étude rétrospective effectuée dans le service de médecine bucco-dentaire de l'hôpital Bretonneau à Paris sur une période d'un an.

1 : L'orthèse occlusale dans la prise en charge du bruxisme et des dysfonctions temporo-mandibulaires

1.1 Généralités

1.1.1 Les dysfonctions temporo-mandibulaires

Une dysfonction temporo-mandibulaire (DTM) est définie comme un trouble mandibulaire dysfonctionnel de l'appareil manducateur qui n'est autre que l'expression d'une myoarthropathie. Les signes cardinaux sont le bruit articulaire lors des mouvements mandibulaires, les algies faciales modulées par la fonction et toute anomalie de la cinématique mandibulaire (1). Que ce dysfonctionnement temporo-mandibulaire soit de nature articulaire, musculaire ou mixte, il n'est pas forcément algique dans un premier temps et l'apparition d'une symptomatologie douloureuse semble corrélée à une capacité d'adaptation compensatrice dépassée (2). L'étiologie multifactorielle amène à la compréhension des DTM selon un modèle biopsychosocial de la douleur centré sur le patient selon 3 axes majeurs (1) :

- Axe I avec la dimension structurelle musculo-squelettique, articulation temporo-mandibulaire (ATM) et occlusion.
- Axe II avec la dimension psychosociale comprenant l'aspect psychique de l'individu dans son environnement culturel.
- Axe III avec la dimension biologique (systémique, génétique).

Les conditions biomécaniques, facteurs neurologiques et facteurs psychosociaux, comme l'anxiété et la sensibilité au stress, sont des facteurs de risque pouvant être considérés comme facteurs prédisposants, déclenchants et entretenants une DTM (1,3). En effet, la période pandémique de COVID-19 a été marquée par une situation de détresse psychologique chez beaucoup d'individus occasionnant une exacerbation des algies faciales, du bruxisme et d'habitudes orales nocives telles que le mordillement des joues, lèvres, d'objets ou encore l'onychophagie et la pulsion linguale dont l'ensemble est susceptible d'entretenir ou aggraver certaines DTM (1). La complexité des mécanismes impliqués nécessite une prise en charge thérapeutique multimodale et pluridisciplinaire dont les recommandations actuelles privilégient une approche conservatrice, non invasive et réversible.

L'éducation du patient et l'acquisition de connaissances sur sa pathologie sont essentiels pour rendre le patient acteur et actif dans sa prise en charge qui sera complétée par l'utilisation éventuelle d'une médication ou d'une orthèse occlusale (1).

1.1.2 Définition d'une orthèse occlusale

Une orthèse a pour rôle de corriger, améliorer ou stabiliser une fonction existante et ne doit pas être confondue avec une prothèse qui remplace un organe (prothèse amovible complète, prothèse de hanche). L'orthèse occlusale est un dispositif médical (DM) intrabuccal sur-mesure de classe IIa, invasif et d'utilisation au long terme soit une période continue supérieure à 30 jours en excluant les interruptions temporaires (4). On entend par dispositif médical « tout instrument, appareil [...] destiné par le fabricant à être utilisé chez l'homme à des fins de diagnostic, de prévention, de contrôle, de traitement ou d'atténuation d'une maladie [...] et dont l'action principale voulue dans ou sur le corps n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme [...] » (4). De par son statut de DM de classe IIa selon la réglementation européenne 2017/45, une orthèse occlusale est considérée comme ayant un risque potentiel modéré/mesuré par rapport au bénéfice médical attendu (5).

Ces dispositifs intra-oraux vont être prescrits à visée fonctionnelle et/ou à visée préventive mais leur indication devra reposer sur une démarche diagnostique rigoureuse afin d'établir une prise en charge thérapeutique la plus adaptée à la situation clinique.

1.2 Les différents types d'orthèses occlusales

L'orthèse occlusale prescrite par le chirurgien-dentiste constitue un des maillons essentiels à la prise en charge thérapeutique complexe, multimodale, interdisciplinaire des DTM et du bruxisme. Son utilisation seule ne suffit pas et doit être fortement associée à une approche comportementale afin de rendre le patient autonome et acteur de sa prise en charge (6). Il existe actuellement une trop grande méconnaissance des bonnes pratiques actuelles en France, variable selon les études, pouvant aller de l'insuffisance de diagnostic à l'utilisation inappropriée d'une orthèse (7,8). Il est essentiel de connaître le panel d'indications des différentes orthèses occlusales, qui par leur aspect évolutif et réversible, vont répondre à des objectifs communs et spécifiques à chaque patient.

Selon l'indication et la stratégie thérapeutique établie, une orthèse pourra répondre aux objectifs suivants : protéger le capital dentaire, reconditionner l'aspect neuromusculaire en diminuant le réflexe de crispation lors du sommeil, protéger ou décompresser l'ATM, repositionner la mandibule et compenser un déséquilibre occlusal (2,6). Ainsi, elle intervient sur l'ensemble du tryptique composant

l'appareil manducateur : le système dentaire avec l'occlusion, le système neuromusculaire et le système ostéo-articulaire (2). Il n'existe actuellement pas de consensus au niveau de la classification des orthèses bien qu'on retrouve fréquemment certaines appellations.

1.2.1 Orthèse de relaxation musculaire (ORM)

Initialement décrite comme orthèse de Michigan, elle est depuis connue sous diverses appellations telles que l'orthèse de reconditionnement musculaire ou orthèse de relaxation musculaire (ORM) entre autres, simplifiant la compréhension de son objectif spécifique.

1.2.1.1 Objectifs thérapeutiques

Son objectif principal et spécifique repose dans la prise en charge du bruxisme associé ou non aux DTM musculaires et/ou articulaires. Par objectif spécifique, on entend agir sur l'inhibition temporaire de l'hyperactivité des muscles masticateurs, élévateurs et abaisseurs, par la disparition des engrammes néfastes. Ces engrammes correspondent à une mémoire neuromusculaire permettant une suite coordonnée d'actions musculaires afin de réaliser une fonction telle que la mastication par exemple (2). Son rôle essentiel dans la prise de conscience du serrement iatrogène ainsi que la rééducation et l'acquisition d'une position d'inocclusion au repos est à souligner (1,9). Plus communément, l'ORM permet de stabiliser l'ATM, protéger le patrimoine dentaire et les restaurations prothétiques en prévenant ou limitant les répercussions iatrogènes d'un bruxisme. En effet, la présence d'une orthèse permet de redistribuer l'ensemble des forces sur toute sa surface, diminuant par cette occasion les risques de fêlure/fracture par surcharge occlusale d'autant plus en présence de dents isolées. L'utilisation d'une orthèse rigide voire semi-rigide est indispensable pour la réussite du traitement tandis qu'une orthèse souple induira, au contraire, une hypertonie musculaire qui entretiendra ou accentuera la symptomatologie douloureuse (10).

1.2.1.2 Place des fonctions occlusales et rôle des canines

Les fonctions occlusales via le tryptique calage, centrage, guidage doivent impérativement être respectées afin de garantir la réalisation des fonctions manducatrices de façon stable, économe en énergie et non iatrogène (11). L'altération de ce trio impliquerait un ensemble de mécanismes compensatoires d'adaptation de l'appareil manducateur afin d'assurer ces fonctions alors que les conditions ne sont plus idéales (9,11). Une symptomatologie douloureuse articulaire et/ou musculaire par décompensation apparaît dès lors que cette capacité d'adaptation, variable selon l'individu, se retrouve dépassée (9,12). D'une part, le respect du calage, restauré temporairement avec le port d'une orthèse, assure une stabilité dentaire et mandibulaire en OIM diminuant ainsi la nécessité de

recrutement musculaire. Il autorise une contraction musculaire maximale et facilite la déglutition (11). Une anomalie de calage occlusal antérieur associée à une inoclusion des canines pourrait expliquer, en partie, l'entretien ou l'aggravation de tensions musculaires. D'autre part, le centrage physiologique sans déviation transversale assure une stabilité « orthopédique » avec le minimum de contraintes musculo-articulaires grâce à un recrutement musculaire synergique, homogène, symétrique et ergonomique. Le port de l'orthèse aurait aussi un effet sur la réduction du recrutement asymétrique des muscles (13). Enfin, la fonction de guidage est caractérisée par le contrôle optimisé et économe en énergie de la cinématique mandibulaire vers l'OIM, en toute liberté et sans interférences (11).

Bien plus qu'une surface nécessaire à la fonction de guidage, la canine est un véritable système de contrôle neurologique qui représente la clé de voûte d'un traitement par orthèse de relaxation musculaire. La sensibilité occlusale de la canine est accentuée par la présence de nombreux mécanorécepteurs spécifiques desmodontaux, constitués de terminaisons libres. Elle représente sa « capacité à détecter et à reconnaître les objets fins entre les dents antagonistes lors de l'OIM ». La fonction extéroceptive de ces capteurs, aussi présents au niveau du système musculaire et articulaire, va conférer à la canine une importante discrimination proprioceptive ou perception occlusale, décroissante des incisives aux molaires, aboutissant à la transmission d'informations tactiles afférentes vers le système nerveux central (9,11,12). Ce dernier interprète l'ensemble de ces informations issues de stimulations périphériques, comme une surcharge musculaire par serrement intense, afin d'élaborer une réponse adaptative au stimulus grâce à sa neuroplasticité sensorimotrice. Par conséquent, cette réponse peut se traduire via un réflexe d'évitement par ouverture buccale ainsi qu'une réduction significative de la capacité de contraction des muscles élévateurs et dont la finalité est d'assurer la conservation de l'intégrité des structures par une limitation des sollicitations mécaniques en temps et intensité (11). Cette discrimination proprioceptive ou perception occlusale est une « expérience somato-sensorielle consciente, et elle dépend de l'intensité du stimulus, mais également de l'état du cerveau qui module la réaction du stimulus » (12). Ainsi, ces mécanismes complexes représentent une protection limitant le risque de développer, d'entretenir ou d'aggraver des comportements iatrogènes pour l'appareil stomatognathique.

Afin de profiter pleinement du rôle physiologique de la canine et des mécanismes d'adaptations sous-jacents, l'équilibration immédiate d'une orthèse de relaxation musculaire se traduira par l'obtention de contacts uniquement sur les canines, que ce soit en statique ou en dynamique. Des contacts généralisés seront retrouvés en interséance par une bascule mandibulaire via un centre de rotation antérieur.

1.2.2.3 Etat des connaissances actuelles et limites

Bien que la littérature mette en évidence l'efficacité de l'orthèse de relaxation musculaire sur l'inhibition temporaire de l'activité des muscles masticateurs (1), son efficacité au long terme sur le bruxisme de sommeil est encore controversée par des preuves insuffisantes pour cette durée de suivi (12). De même, il n'existe pas de consensus quant au port continu ou discontinu d'une orthèse. Certains auteurs préconisent un port discontinu en évoquant le risque de dépendance avec un port sur plusieurs mois qui pourrait complexifier la gestion de l'aspect comportemental dans la prise en charge globale (6). Un port continu est aussi préférable afin de protéger le patrimoine dentaire et les restaurations prothétiques qui sont extrêmement sollicitées en présence d'un bruxisme. Quoiqu'il en soit, le rapport bénéfice/risque du port d'une orthèse doit être évalué spécifiquement selon la situation clinique.

Le recrutement musculaire se doit d'être homogène, symétrique et synergique afin de garantir une stabilité articulaire condylo-discale et une stabilité mandibulaire selon le principe de relation centrée myostabilisée. De par les insertions musculaires présentes sur l'ensemble condylo-discal, une hyperactivité musculaire pourrait entraîner une déstabilisation articulaire (14), on parle d'incoordination condylo-discale. Sa prise en charge repose sur le port d'une orthèse de relaxation musculaire.

Depuis le 95^e congrès de l'Association Internationale pour la recherche dentaire (IADR) en mars 2017, un changement de paradigme majeur s'opère concernant la définition du bruxisme, son évaluation ainsi que sa prise en charge. Autrefois qualifiée de parafonction et définie lors d'un consensus international en 2013 comme une « activité répétée des muscles de la mâchoire caractérisée par un serrement, un grincement, un tapotement des dents et/ou par de mouvements mandibulaires sans contacts dentaires » avec 2 potentielles manifestations circadiennes, le bruxisme d'éveil (BE) et de sommeil (BS) (15). Aujourd'hui, l'étiologie multifactorielle et les mécanismes complexes impliqués encore non totalement élucidés font du bruxisme un sujet d'attention de la part des cliniciens et des chercheurs qui mérite d'en approfondir les connaissances. L'évolution profonde de la définition du bruxisme, qu'il soit d'éveil ou de sommeil, souligne l'importance de son rôle comme comportement musculaire chez un individu en bonne santé. Ainsi, l'activité motrice additionnelle des muscles de l'appareil manducateur pourrait être inoffensive ou représenter un facteur de risque ou protecteur d'affections sous-jacentes. Par exemple, le bruxisme de sommeil pourrait être considéré comme un facteur protecteur avec une augmentation de l'activité musculaire lors des fins d'éveil respiratoire pour récupérer la perméabilité des voies aériennes supérieures lorsqu'associé à un Syndrome d'Apnée

Hypopnée Obstructive du Sommeil (SAHOS). De même, l'hypothèse a été avancée d'une stimulation de la salivation avec le bruxisme de sommeil afin d'agir comme facteur protecteur vis-à-vis du risque d'érosion dentaire chez les patients présentant un reflux gastro-œsophagien. Qu'il représente un facteur de risque ou protecteur avec respectivement des conséquences négatives et positives sur la santé, ces 2 situations peuvent coexister.

Ainsi, cette mise à jour récente de la compréhension bruxisme a donné naissance à 2 définitions distinctes (15–17) :

Tableau 1 : Définitions du bruxisme d'éveil et de sommeil

Bruxisme de sommeil	Bruxisme d'éveil
« Activité muscles manducateurs pendant le sommeil qui est caractérisée par des phases rythmiques (phasiques) ou non rythmiques (toniques) et n'est pas un trouble des mouvements ou du sommeil chez les individus en bonne santé »	« Activité des muscles manducateurs pendant l'éveil qui est caractérisée par des contacts dentaires répétitifs ou soutenus et/ou par des mouvements de la mandibule sans contact dentaire, et n'est pas un trouble des mouvements chez l'individu en bonne santé. »

Source : Auteur d'après Lobbezoo et al., « International consensus on the assessment of bruxism : report of a work in progress », 2018.

Au-delà de la refonte de la définition du bruxisme, l'objectif fort de ce travail en cours d'élaboration est de créer un Outil Standardisé d'Évaluation du bruxisme (Standardized tool for the assessment of bruxism en anglais ou STAB) permettant de faciliter la gestion du bruxisme, la prise de décision clinique, d'établir une meilleure communication entre les différentes communautés internationales d'experts (17) et faire progresser la recherche par la mise en place d'un protocole d'évaluation homogène entre les différentes études. Cet outil standardisé serait constitué de 2 axes principaux, eux-mêmes possédant de multiples sous axes :

- L'axe A avec l'évaluation non instrumentale et instrumentale du bruxisme (électromyogramme, polysomnographie).
- L'axe B avec l'évaluation de l'étiologie, facteurs de risques et comorbidités du bruxisme.

Tout comme les DTM, l'approche du bruxisme doit se faire selon un modèle bio psychosocial de la douleur centré sur le patient en prenant en compte des facteurs psychosociaux, psychologiques, physiologiques, biologiques et exogènes entre autres. Bien que minoré vis-à-vis des facteurs cités ci-

dessus, le rôle de l'occlusion dans l'étiologie des DTM et l'entretien ou aggravation du bruxisme ne doit pas être exagéré ni négligé (12).

1.2.2 Orthèse de butée occlusale antérieure (BOA)

L'orthèse de butée occlusale antérieure ou « Jig » appartient à la même famille que l'orthèse de relaxation musculaire mais sa conception ainsi que son indication diffèrent légèrement.

1.2.2.1 Objectif thérapeutique

Tout comme l'ORM, l'orthèse de butée occlusale antérieure a pour objectif l'inhibition temporaire de l'hyperactivité musculaire mais dans un contexte de douleur aiguë intense et pouvant être associée à une limitation d'ouverture buccale (1). Cette orthèse est un dispositif médical sur-mesure d'urgence uniquement et pouvant être réalisé rapidement au fauteuil en première intention dans le cadre d'une importante symptomatologie douloureuse.

1.2.2.2 Rôle des incisives

L'effet thérapeutique voulu dépend de la sollicitation des mécanorécepteurs, nombreux et très discriminants, présents au niveau des incisives et offrant une perception occlusale élevée. En effet, l'orthèse est considérée comme partielle puisqu'elle recouvre uniquement le secteur incisif maxillaire. Les contacts sont retrouvés exclusivement au niveau des incisives maxillaires et mandibulaires, en l'absence de contacts postérieurs.

Figure 1 : Orthèse de butée occlusale antérieure au maxillaire



Source : atm-guide, Le système TMJIG © notice praticien.

1.2.2.3 Etat des connaissances actuelles et limites

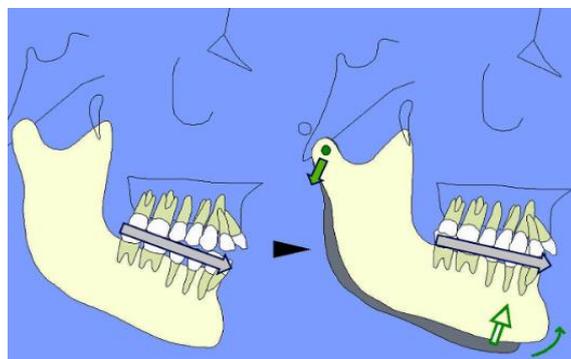
Le réel avantage de cette orthèse repose sur sa réalisation rapide en phase d'urgence. La littérature n'a en effet pas montré de supériorité significative en comparaison avec une ORM conventionnelle (1). De plus, son utilisation doit être limitée dans le temps notamment avec des risques iatrogènes connus comme l'égression des dents postérieures et le développement d'une béance antérieure. Une orthèse de relaxation musculaire ou orthèse de stabilisation devra être privilégiée une fois la symptomatologie douloureuse atténuée et dans le cas contraire, réévaluer le diagnostic.

1.2.3 Orthèse de décompression articulaire (ODA)

1.2.3.1 Objectif thérapeutique

L'orthèse de décompression articulaire (ODA) est indiquée dans le cas de DTM articulaires comme la synovite/capsulite et le déplacement discal réductible ou irréductible. Ces DTM articulaires peuvent être associées ou non aux signes cliniques et symptômes otologiques, excluant une étiologie ORL, tels que l'acouphène, le vertige, la perte d'audition, la sensation d'oreille bouchée/« mouillée », l'otite aiguë ou l'otalgie (10,18). L'ODA a pour objectifs spécifiques de soulager les inconforts ou douleurs articulaires par la diminution de la compression articulaire pouvant être unilatérale ou bilatérale. Cette décompression articulaire, par diminution des contraintes condyliennes exercées sur le disque et la fosse temporale, s'opère en créant une suroccclusion postérieure au niveau des 2^e molaires. La suroccclusion postérieure induit une bascule mandibulaire caractérisée par un abaissement condylien (1,14) et favorise la protrusion naturelle avec récupération ou non de contacts antérieurs (10). Concernant les objectifs communs de l'ODA, ils sont similaires à ceux de l'ORM.

Figure 2 : Illustration du principe de bascule mandibulaire



Source : Cotelle et Van Bellinghem, « Orthèses occlusales », 2021.

1.2.3.2 Fonctions occlusales et rôle de la 2^e molaire

Évoqué précédemment, l'altération des fonctions occlusales calage, guidage et centrage impliquerait in fine une décompensation par surmenage des capacités d'adaptation du patient avec apparition de DTM musculaires et articulaires. La perte de calage postérieur, notamment en l'absence de la 2^{ème} molaire, impliquerait une instabilité mandibulaire par rotation postérieure avec centre de rotation antérieur associée à une élévation condylienne et par conséquent une compression articulaire (14). Lorsque le calage postérieur est présent mais insuffisant, il est possible de retrouver des contacts postérieurs par une activation importante des muscles élévateurs mais représente une situation contraignante pour l'ATM (14). De plus, l'association d'une perte de calage postérieure avec une anomalie de centrage, par décentrage transversal lors du passage de la relation centrée en OIM, exposerait l'ATM à de fortes contraintes iatrogènes au-delà de sa capacité intrinsèque d'adaptation (14). Le décentrage peut aboutir à un recrutement musculaire asymétrique pouvant être associé à une incoordination condylo-discale par instabilité condylienne et caractérisé par un claquement unique à l'ouverture. L'instabilité condylienne s'explique par des tensions musculaires excessives des chefs supérieurs et inférieurs du ptérygoïdien latéral, le chef profond du masséter et temporal qui trouvent une insertion sur l'ensemble condylo-discal (2).

L'équilibration immédiate d'une orthèse de décompression articulaire se traduira par l'obtention de contacts uniquement sur les 2^e molaires uniquement en statique et la conservation d'une fonction de guidage canin uniquement en dynamique. Lorsque la 2^e molaire est absente, l'ODA devra présenter une extension au niveau de la zone d'édentement afin de restaurer un contact postérieur. Des contacts généralisés seront retrouvés en interséance par une bascule mandibulaire.

1.2.3.3 Etat des connaissances actuelles et limites

Le principe même de l'orthèse de décompression articulaire reste toutefois controversé et le principe discuté avec entre autres des risques d'ingression des secondes molaires voire l'égression des autres dents et une absence de différence significative d'efficacité par rapport à l'ORM sont évoqués (1). Il n'est toutefois pas question de rétablir une situation condylo-discale antérieure en recréant les structures (10) mais de rechercher un nouvel équilibre par une adaptation des structures altérées aux fonctions à réaliser (6).

Il est important de souligner que la prévalence des signes cliniques et symptômes otologiques, variable selon les études, est accentuée chez les patients souffrants de DTM par rapport à des patients sans

DTM (18). Les facteurs de risque retrouvés sont le macro-trauma, le micro-trauma (bruxisme et parafunctions), la détresse psychologique et la génétique. La comorbidité entre DTM et signes otologiques serait liée à une pression condylienne, située dans une position altérée, sur les structures de l'oreille moyenne. Bien que leur relation reste débattue et les mécanismes non élucidés, plusieurs théories sont avancées concernant l'étiologie de ces conséquences otologiques chez les patients avec DTM (10,18) :

- Origine embryologique commune entre les structures de l'oreille moyenne et les muscles masticateurs.
- Compression des vaisseaux, nerfs et ligaments de l'oreille moyenne.
- Pathologies de l'oreille moyenne.
- Interaction neuro-anatomique entre signal neurologique du système trigéminal et du noyau cochléaire dorsal.
- Médiateurs de l'inflammation qui pourraient diffuser entre l'articulation temporo-mandibulaire et l'oreille moyenne ou interne produisant des symptômes otologiques.
- Douleurs référées de douleurs myofaciales.

Il existe d'ailleurs une relation bidirectionnelle entre la présence d'acouphène et de DTM qui pourrait s'expliquer par (10,18) :

- Une hyperactivité des muscles masticateurs qui pourrait affecter la ventilation, la tension des muscles et ligaments de l'oreille moyenne par une contraction réflexe du muscle tenseur du voile du palais causant une ouverture inefficace de la trompe d'eustache. Cette théorie semble discutée car incomplète.
- Signaux sensoriels afférents de la face, du cou et l'oreille via le nerf trigéminal, rameau dorsal de C2, les nerf crâniens vagues (X), glossopharyngien (IX), facial (VII), qui convergent vers le noyau médullaire somatosensoriel du tronc cérébral. Les réactions consécutives mèneraient vers une hyperactivité du système auditif central qui génèrerait les acouphènes.

Une prise en charge multimodale chez ces patients présentant DTM et signes otologiques a montré un effet positif allant de l'amélioration à la résolution de ces signes par le port d'une orthèse occlusale associées aux conseils, ajustements occlusaux, thérapie comportementale, physiothérapie et médication (18).

1.2.4 Orthèse d'antéposition ou repositionnement

1.2.4.1 Objectif thérapeutique

L'orthèse d'antéposition a pour objectif de repositionner la mandibule dans une position plus antérieure avec des contacts dentaires antérieurs améliorant la proprioception et facilitant le positionnement et guidage mandibulaire. En général, elle est réalisée à la mandibule et les dents antérieures peuvent ne pas être recouvertes pour faciliter ces contacts (1).

1.2.5 Orthèse de stabilisation

1.2.1.1 Objectif thérapeutique

Elle intervient en fin de traitement afin de « stabiliser » les résultats thérapeutiques obtenus ou bien en 1^{re} intention en l'absence de symptomatologie musculaire ou articulaire prononcée.

1.3 Une orthèse évolutive selon les besoins spécifiques du patient

1.3.1 Impératifs de réalisation et communication avec le prothésiste

Lorsque l'orthèse occlusale est réalisée par un prothésiste, la communication avec ce dernier sera essentielle à la bonne conception du dispositif médical sur-mesure (DMSM). L'ensemble des caractéristiques devra lui être fourni afin qu'il puisse concevoir une orthèse occlusale répondant à des impératifs communs et spécifiques.

1.3.1.1 Impératifs communs aux orthèses occlusales

Indépendamment de la situation clinique, ces impératifs communs de conception doivent absolument être respectés (10) :

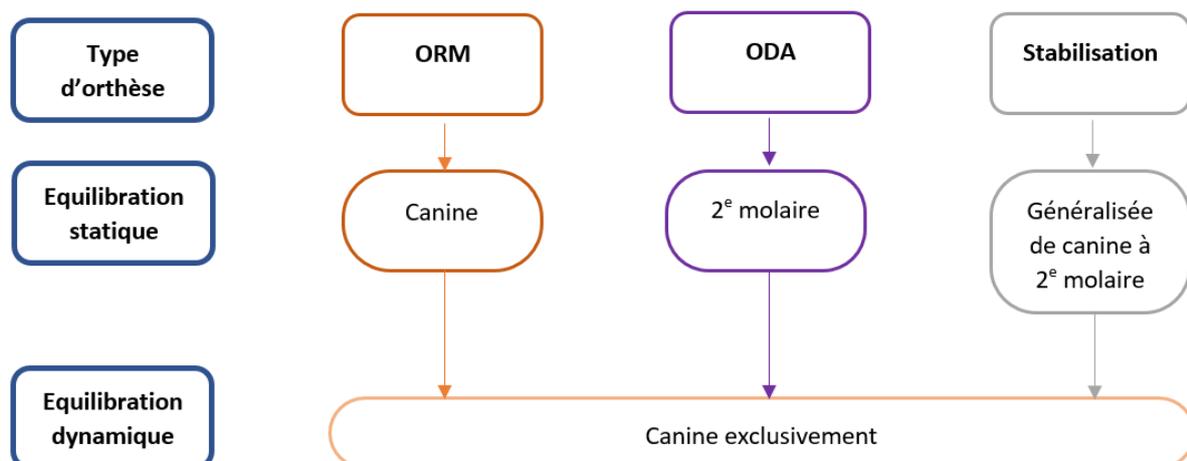
- Une stabilité sagittale et transversale.
- Absence de décentrage mandibulaire en fin de fermeture.
- Absence de blessures muqueuses.
- Confortable sans compression dentaire exagérée.
- Recouvrir l'arcade dans son intégralité même si la présence de dents de sagesse peut perturber l'équilibration de l'orthèse.
- Utiliser un matériau autorisant le rebasage par ajout de résine dans l'intrados en cas de manque de rétention ou au niveau de l'extrados pour rétablir un contact.

- Utilisation d'une résine rigide voire semi-rigide en excluant toute résine molle.
- Privilégier l'arcade présentant un édentement selon Le Gall et Ré (10) afin d'améliorer la proprioception occlusale par le rétablissement d'une importante surface de contact et agir comme contention.
- Une extension, sans rapport avec la gencive, sera réalisée dans le cas d'un édentement postérieur terminal. Cette extension permettra de rétablir un calage inter-arcade indispensable pour limiter les sollicitations mécaniques de l'ATM.

Un guide de désocclusion incisivo-canin sera demandé pour tout type d'orthèse occlusale afin d'obtenir un guidage canin. Ce dernier favoriserait la coordination neuromusculaire (11), une position stable pour les structures stomatognathiques et une stabilité occlusale en facilitant la désocclusion postérieure, que ce soit en latéralité ou en propulsion. En revanche, il n'y a pas assez de preuves dans la littérature pour supporter la supériorité d'un guidage canin par rapport à un guidage molaire, guidage antérieur, guidage par fonction de groupe ou un placebo entre autres (19). Concernant le choix d'un port maxillaire ou mandibulaire, il n'existe actuellement pas consensus et les critères de décision seront laissés à l'appréciation du chirurgien-dentiste. Toutefois, il est avancé que l'orthèse occlusale mandibulaire améliorerait le confort par une meilleure position linguale, une moindre gêne phonétique et serait avantageuse esthétiquement notamment lors d'un port diurne (1).

1.3.1.1 Impératifs spécifiques

Figure 3 : Résumé des impératifs spécifiques de réalisation selon les types d'orthèses occlusales



Source : Auteur, 2023.

Figure 4 : Équilibration immédiate en statique selon les types d'orthèses occlusales



Source : Auteur, 2023.

1.3.2 Équilibration immédiate, médiate et intérêt du suivi pour une prise en charge adaptée

L'utilisation d'un mordue occlusal, d'un arc facial et d'un montage en articulateur des modèles permet d'optimiser et limiter le temps d'équilibration en clinique (6). Ainsi, l'équilibration immédiate selon les impératifs spécifiques cités ci-dessus ne demandera qu'un temps limité voire aucun. De plus, la présence d'un guide de désocclusion incisivo-canin facilite aussi l'équilibration et l'obtention de ces contacts. Dans la majorité des situations, un DTM mixte nécessite une stabilisation des structures articulaires en équilibrant l'orthèse en relaxation musculaire dans un premier temps, avant d'intervenir au niveau articulaire avec une ODA. L'équilibration médiate est essentielle pour la prise en charge du patient puisqu'un suivi régulier permet de contrôler d'une part, l'évolution de la symptomatologie, sa capacité d'autogestion et maintenir ou renforcer les avancées comportementales (7) avec notamment des retours d'expérience par l'intermédiaire d'un journal de bord (20). D'autre part, l'équilibration de l'orthèse est vérifiée puisqu'en interséance, l'acquisition un nouvel équilibre occlusal sur l'orthèse est possible par bascule mandibulaire et/ou changement de la surface de contact par usure de l'orthèse. Si les résultats de la prise en charge du bruxisme ou d'une DTM est jugée satisfaisante, l'orthèse occlusale est équilibrée en conséquence en orthèse de stabilisation afin de « stabiliser » les résultats obtenus. Enfin, la prise en charge peut être aussi assurée par l'intervention complémentaire de professionnels de santé comme le kinésithérapeute maxillo-facial par exemple afin d'optimiser les bénéfices thérapeutiques (1).

Les matériaux conventionnels de l'orthèse occlusale d'aujourd'hui sont connus des cliniciens mais l'innovation technologique avec l'impression 3D demeure encore mystérieuse quant aux tenants et aboutissants de son fonctionnement et potentielles applications en médecine bucco-dentaire.

2 : L'orthèse occlusale imprimée en 3D : l'apport du numérique

2.1 La fabrication additive ou impression 3D

En constante évolution ces dernières années dans le milieu médical et notamment accélérée par la pandémie de Covid-19, l'impression 3D a permis de répondre aux besoins des soignants en matière d'équipements de protections individuels (EPI) face à la difficulté d'approvisionnement chez les fournisseurs et à la menace croissante du virus pour notre système de santé (21,22).

Etroitement lié au numérique et à son intégration dans un flux de travail numérique, ce procédé dit de fabrication additive possède de plus en plus d'applications et un intérêt grandissant dans le domaine de la médecine bucco-dentaire.

2.1.1 Définition

L'impression 3D dispose d'une variété de technologies différentes entre elles mais ayant une finalité commune : obtenir un modèle 3D à partir d'un fichier numérique STL (Standard tessellation language). Opposée à la technique d'usinage par fabrication soustractive, ces procédés de fabrication additive vont permettre l'obtention, couche par couche, d'une forme en 3D. Peu importe la technologie employée ou le matériau de départ qui peut être sous forme de liquide, de solide ou de poudre, le résultat final se traduira par la réalisation d'un dispositif en 3D (23).

2.1.1.1 Domaines d'application

De nombreux domaines exploitent l'impression 3D tels que l'industrie de luxe (bijouterie, horlogerie) ou l'industrie mécanique par exemple (automobile, aéronautique, transport d'énergie)(23). L'impression 3D a aussi un intérêt grandissant dans le médical, particulièrement en chirurgie générale par la modélisation 3D d'informations issues d'imageries afin d'aider le chirurgien à la planification de son intervention. Ce procédé peut devenir un véritable atout pour l'opérateur en lui permettant de visualiser physiquement l'organe atteint d'une tumeur à retirer par exemple, d'autant plus si l'intervention s'avère complexe (24,25). On peut aussi retrouver l'impression 3D en chirurgie maxillo-faciale avec l'élaboration de dispositifs médicaux sur-mesure pour l'implantation, dans le cas d'une reconstruction partielle de la mandibule par exemple. En odontologie, son intérêt s'exprime dans différentes disciplines telles que la prothèse, la chirurgie, l'endodontie, l'orthodontie ou l'occlusodontie (26) :

- Orthèse occlusale
- Modèles d'études
- Wax-up numérique
- Prothèse fixe transitoire de longue durée
- Prothèse fixe qualifiée de définitive
- Porte empreinte individuel
- Gouttière « molle » de collage indirect
- Guide chirurgicale implantaire ou endodontique

Dans le cadre de cette thèse, nous aborderons plus en détail de la réalisation par impression 3D de dispositifs médicaux sur-mesure intrabuccaux : les orthèses occlusales.

2.1.2 Classification

Les normes ISO 17296-2 : 2015 publiées en 2015 ont permis d'établir une liste, non exhaustive, des procédés de fabrication additive, lesquels se divisent en 7 familles (23) :

Figure 5 : Les 7 familles de procédés additifs selon la norme ISO 17296-2



Source : Tapie, « L'impression 3D », 2016.

Dans le milieu de la médecine bucco-dentaire, nous pouvons désigner 2 grandes familles : l'extrusion de matière (dépôt de fil) et la photopolymérisation en cuve à base de résine liquide qui comprend deux sous-catégories technologiques (26) :

- Stereolithography Apparatus (SLA) ou Stéréolithographie.
- Digital Light Processing (DLP) ou Projection directe d'image.

2.1.3 Impression 3D par Stéréolithographie (SLA)

Chuck W. Hull est l'inventeur de la stéréolithographie dont le principe a été breveté en 1984 avec un lancement du 1^{er} appareil « SLA-1 » sur le marché en 1987 (27).

Cette technologie fait partie de la famille de « photopolymérisation en cuve » d'une résine liquide photosensible aux longueurs d'ondes UV

Le fonctionnement repose sur l'usage d'une source lumineuse de type laser UV concentré par un ensemble de lentilles et réfléchi sur des miroirs de balayage motorisés permettant le déplacement sélectif du laser afin de photopolymériser la résine liquide. Avec une imprimante SLA inversée, la plateforme d'impression immergée dans le bac à résine va remonter progressivement et la résine non photopolymérisée va recouvrir celle photopolymérisée. Ainsi, la photopolymérisation des monomères de résine se fait selon un axe transversale, couche par couche, sur quelques dixièmes ou centièmes de mm (26,28).

Figure 6 : Illustration du fonctionnement de la technologie SLA inversée



Source : Formlabs, « Comment fonctionnent les imprimantes 3D SLA », 2023.

Les axes X et Y sont gérés par les miroirs motorisés tandis que l'axe Z correspond au retrait progressif de la plateforme d'impression, de la même manière qu'avec la technologie DLP.

2.1.4 Impression 3D par Projection directe d'image (DLP)

Mise au point au sein de l'entreprise « Texas Instruments » par Larry Hornbeck en 1987. La technologie DLP fait aussi partie, tout comme la technologie SLA, de la famille « photopolymérisation en cuve » d'une résine liquide photosensible. Son fonctionnement repose sur la projection d'une source lumineuse et sa réflexion sur un ensemble de miroirs motorisés dirigés à la surface de la résine liquide. Ce procédé de fabrication permet une photopolymérisation de l'ensemble de la couche de résine simultanément dans l'axe X/Y, c'est-à-dire, sans déplacement de la source lumineuse (26). La

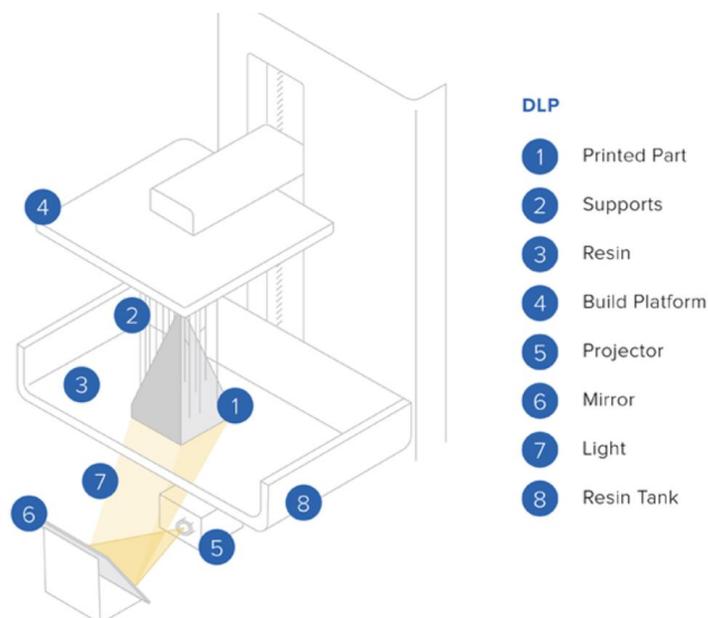
plateforme d'impression, immergée dans le bac résine, va remonter progressivement au fur et à mesure de la photopolymérisation. Les miroirs représentent les pixels et l'ensemble correspond à la résolution de l'image projetée (28).

Cette photopolymérisation est possible d'une part, grâce à l'utilisation d'un bac à résine transparent, non adhésif et autorisant la transmission de la lumière UV (29). D'autre part, la résine possède des composants photo-initiateurs, photo-absorbeurs, pigments non solubles et autres colorants qui vont réagir à des conditions spécifiques de longueurs d'onde, de temps d'exposition et de puissance d'irradiation lumineuse afin d'initier la réaction permettant le passage d'une résine d'un état liquide à un état solide (30).

Certaines différences de fonctionnement sont à spécifier concernant la technologie DLP par rapport à la SLA :

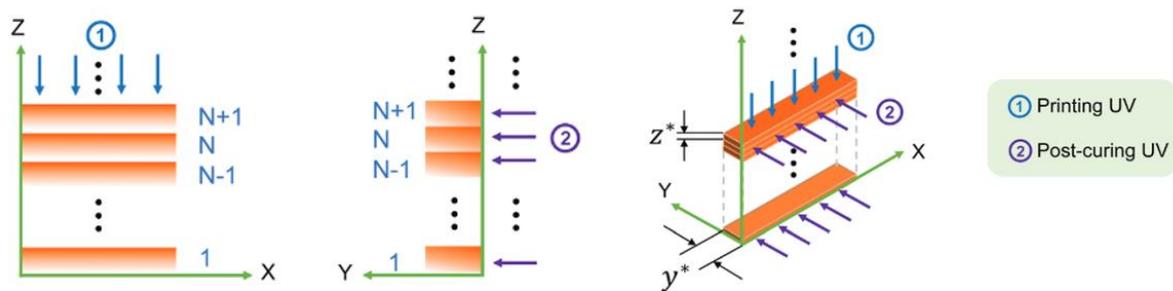
- La photopolymérisation se fait sur l'ensemble de l'axe X/Y au même moment et non avec déplacement de la source lumineuse sur un point unique.
- Différence dans la source lumineuse avec une puissance plus importante dans la technologie SLA.

Figure 7 : Illustration du fonctionnement de la technologie DLP



Source : Formlabs, « Comment fonctionnent les imprimantes 3D DLP », 2023.

Figure 8 : Schématisation de la direction de photopolymérisation dans les différents axes lors de l'impression et en post-traitement



Source : Wu et al., « Mechanics of shape distortion of DLP 3D printed structures during uv post-curing », 2019.

Les axes X et Y sont gérés par projection de la source lumineuse sur le miroir tandis que l'axe Z correspond au retrait progressif de la plateforme d'impression du bac de résine selon un paramètre d'épaisseur de couche préalablement défini. Mathématiquement, l'axe X représente la longueur d'une couche, l'axe Y sa largeur et l'axe Z sa hauteur. L'étape de post-photopolymérisation, que nous aborderons plus loin, permet de photopolymériser dans les 3 dimensions.

2.1.5 Résines disponibles

Le marché comporte de nombreuses résines à usage médical, bien plus que d'indications possibles. Toutefois, il est nécessaire d'employer une résine spécifique selon l'indication posée et cette dernière doit être compatible avec l'imprimante 3D, dont les caractéristiques ne sont pas équivalentes d'une machine à l'autre. En effet, chaque résine a sa longueur d'onde spécifique, puissance et durée d'exposition pour sa réaction de prise, qui ne pourra se faire si les caractéristiques de l'imprimante ne sont pas compatibles avec elle (28).

Ainsi, nous trouverons des résines indiquées pour des couronnes transitoires, orthèses occlusales, guides chirurgicaux ou modèles d'étude par exemple. Il n'est donc pas possible d'utiliser une résine pour couronne provisoire dans le but d'imprimer une orthèse.

Les avancées dans le domaine de l'impression sont dépendantes, tant de la technologie employée que des performances mécaniques et biologiques des biomatériaux pour l'indication posée (29).

Figure 9 : Exemples de résines liquides disponibles sur le marché



Source : Auteur, 2023.

2.1.6 Cadre légal et biocompatibilité

2.1.6.1 Usage libéral et hospitalier

Actuellement, il n'y a pas de réglementation spécifique aux DMSM imprimés en 3D même si des règles supplémentaires d'encadrement ont été imposées par l'agence nationale de sécurité des médicaments et des produits de santé (ANSM) en 2020 dans le cadre de la crise du Covid-19. Tout dispositif médical sur-mesure fabriqué par impression 3D est donc soumis au même cadre réglementaire européen que pour des dispositifs médicaux conventionnels (31).

Il doit respecter un cahier des charges précis en ce qui concerne la sécurité du patient et ses performances.

Lorsque son usage est décidé en cabinet libéral ou à l'hôpital, l'établissement de santé devient fabricant de DM et déclare son activité auprès de l'autorité compétente qui correspond à l'ANSM en France, conformément à l'article R. 5211-65-1 du code de la santé publique (32).

Une déclaration de conformité du dispositif médical sur-mesure (DMSM) doit être réalisée, permettant ainsi une traçabilité et un suivi de contrôle de qualité de ce dernier. Le formulaire est disponible sur le site de l'ANSM. Enfin, être fabricant de DM, c'est aussi une obligation de résultat et non plus uniquement de moyen, dans le cas exclusif d'une fabrication de prothèse.

2.1.6.2 Réglementation européenne

Le règlement européen 2017/45, actuellement en vigueur depuis le 26 mai 2021, se substitue aux précédentes directives du Conseil 93/42/CEE relatives aux dispositifs médicaux à usage humain (4). Il a pour mission de renforcer la sécurité des patients sous couvert de protection de la santé publique

en en instaurant des règles plus rigoureuses au sein de l'Union Européenne, dès les investigations cliniques jusqu'à la surveillance du dispositif médical après leur mise sur le marché.

Chaque autorité compétente d'un pays membre de l'Union Européenne va désigner un organisme notifié indépendant qui engagera une procédure d'évaluation de conformité d'un dispositif médical afin de savoir si ce dernier répond aux exigences de santé et sécurité selon la réglementation européenne en vigueur. En France, GMED correspond à l'organisme notifié (33) par l'ANSM, elle-même autorité compétente nationale. Cet organisme notifié délivrera le marquage « Conformité Européenne » (CE), après investigations du dispositif médical et validation de sa conformité, indispensable pour certifier sa biocompatibilité et son utilisation intrabuccale.

2.1.6.3 Biocompatibilité

L'orthèse occlusale étant un dispositif médical invasif de type IIa, il est soumis à différents tests obligatoires pour évaluer sa tolérance biologique selon les nouvelles recommandations de l'Organisation internationale de normalisation (ISO 10993) publiées en 2020 (34).

L'évaluation biologique d'un dispositif médical de classe IIa type orthèse est en contact avec la surface de la muqueuse orale au long terme et comprend des tests de :

- Caractérisation chimique
- Cytotoxicité
- Sensibilisation
- Irritation intradermique
- Toxicité systémique aiguë
- Toxicité subaiguë
- Génotoxicité
- Implantation
- Toxicité subchronique
- Toxicité chronique

Les résines présentes sur le marché de l'impression 3D possèdent cette certification de marquage CE d'où leur autorisation de mise sur le marché. Toutefois, le fabricant impose le recours à l'ensemble de la chaîne de production d'impression 3D et de post-traitement de la marque afin de garantir ce marquage CE de biocompatibilité (35).

Il est évident que le faible recul clinique, littéraire et l'opacité de la composition des résines, liée au brevet, soulèvent des questions en ce qui concerne le comportement biologique et mécanique des

résines autorisées. Il est donc important et nécessaire de réaliser des études indépendantes à celles du fabricant afin de certifier l'absence de toxicité de ces nouveaux biomatériaux sur le long terme.

Un récent article de *Guerrero-Gironés et al. - 2022* (36) a étudié *in vitro* la biocompatibilité de 3 résines d'impression 3D avec une résine témoin conventionnelle en se focalisant sur la cytotoxicité de ces résines, c'est-à-dire, son effet biologique sur la survie des cellules. En respectant les étapes de post-traitement préconisées par le fabricant, la résine « KeySplint Soft » (Keystone Industries) et « NextDent Ortho Rigid » (3D system) présentent une biocompatibilité similaire à la résine contrôle « Orthocryl » (Dentaurum) dont la sécurité sur la santé et l'absence de cytotoxicité ont déjà été démontrées. Seule la résine « Freeprint Splint » (Detax) montre une différence significative en termes de cytotoxicité sur les fibroblastes gingivaux humains. Ainsi, une résine ayant obtenu le marquage CE de biocompatibilité et une autorisation de mise sur le marché (AMM) peut tout de même présenter une moindre biocompatibilité, d'où la nécessité de surveillance du marché par les autorités compétentes sur le long terme et de réaliser des études indépendantes par la communauté scientifique.

2.2 Analyse des performances de la famille de photopolymérisation en cuve

De nombreux paramètres intrinsèques à l'imprimante tels que la vitesse du laser, largeur du laser, temps de photopolymérisation de chaque couche, sont de plus en plus automatisés par le fabricant, simplifiant ainsi les protocoles et limitant les erreurs d'impression (30). En revanche, certains paramètres de pré-impression et post-impression, modifiables par le chirurgien-dentiste, auront des conséquences positives ou négatives sur le DMSM imprimé.

L'objectif voulu autour de cette partie est d'introduire les différentes notions d'impression 3D, de comprendre les recommandations des fabricants, d'acquérir un esprit critique sur ces dernières et de prédire au mieux l'impact des modifications effectuées sur les propriétés du DMSM imprimé. Elle n'a pas pour vocation d'établir une recommandation universelle des paramètres à utiliser mais plutôt comprendre leurs relations d'interdépendance. Une liste non exhaustive des différents articles résumés à travers un tableau simplifié est proposée en annexe.

2.2.1 Définitions

2.2.1.1 Résolution

La résolution peut se définir comme la plus fine ou plus petite caractéristique d'un dispositif imprimé pouvant être reproduite par l'imprimante. Elle s'exprime dans l'axe X, Y et Z en μm ou DPI (dots per inch) dont l'axe Z correspond à l'épaisseur d'impression de chaque couche (28).

Dépendante de l'imprimante ou de la technologie employée, la résolution est corrélée au diamètre du faisceau laser dans la technologie SLA ou par le nombre de pixels du projecteur dans la technologie DLP (30).

2.2.1.2 Vitesse d'impression

La vitesse d'impression représente la durée fixe pour laquelle les différentes couches seront successivement assemblées et rendues cohésives entre elles.

Elle est dépendante de nombreuses variables telles que les paramètres de pré-impression (angulation, épaisseur des couches, temps d'exposition de chaque couche) (29,37), la composition de la résine (viscosité) (29), le volume d'impression et les performances intrinsèques de l'imprimante avec entre autres la taille du plateau d'impression et sa vitesse de remontée et descente mécanique (30). Enfin, un choix important à prendre en compte dans la vitesse d'impression : la technologie employée. En effet, selon la surface d'impression ou le nombre d'éléments à imprimer, la vitesse sera différente entre SLA et DLP. Globalement, l'augmentation de la surface d'impression est proportionnellement corrélée à une augmentation du temps d'impression pour la technologie SLA uniquement (38). Ceci s'explique par le fonctionnement propre en SLA dont le laser UV doit parcourir l'ensemble de la surface à photopolymériser tandis que pour la technologie DLP, l'ensemble de la surface est photopolymérisée au même moment selon une durée d'exposition déterminée.

2.2.1.3 Volume d'impression

Le volume d'impression peut influencer la vitesse d'impression, la précision et la justesse, différemment en fonction de la technologie. Avec la DLP, un phénomène d'aberration sphérique est observé en périphérie du plateau d'impression lors de l'impression d'un volume important (modèle ou restauration de grande étendue) et se traduit par une perte de précision et justesse. En revanche, la SLA n'est pas impactée par une perte de qualité avec l'augmentation du volume d'impression (38).

Pour des impressions de grandes étendues et si le temps n'est pas un facteur limitant, la technologie SLA semble préférable pour conserver une excellente qualité d'impression. En revanche, si le facteur

temps est limitant, il faudra s'orienter vers la technologie DLP qui conserve une vitesse d'impression constante indépendamment de la surface à photopolymériser.

2.2.1.4 Précision et justesse

Au-delà des caractéristiques importantes que sont la vitesse et le volume d'impression, la précision et la justesse demeurent indispensables au succès des DMSM imprimés en attribuant un caractère reproductible à l'impression et éliminant toute part de hasard. D'une part, la précision correspond à la capacité de l'imprimante 3D à reproduire de façon exacte ou très similaire plusieurs spécimens issus du même fichier STL. D'autre part, la justesse (« trueness » en anglais), fait référence à la divergence des dimensions d'un objet imprimé et les dimensions réelles de l'objet désiré (28).

En d'autres termes, l'ensemble précision et justesse représente la capacité d'une imprimante à reproduire un DMSM imprimé fidèle au fichier STL, avec le minimum de divergences, qu'il soit imprimé en 1 ou 10 exemplaires. L'absence de prise en considération de cette caractéristique peut avoir des conséquences négatives cliniquement par la présence de hiatus, l'absence de rétention ou l'apparition de lésions tissulaires (39). Par conséquent, un DMSM imprimé peut ne pas être acceptable cliniquement en fonction du degré de précision et justesse recherché (orthèse occlusale, guide chirurgical, couronne provisoire ou d'usage).

La précision et justesse sont dépendantes du tryptique : composition de la résine, performances intrinsèques de l'imprimante et technologie employée. Il en est de même pour l'ensemble des propriétés mécaniques d'un DMSM imprimé qui sera influencé par les paramètres de pré-impression, paramètres de post-impression (30) mais aussi le vieillissement.

2.2.2 Paramètres variables de pré-impression

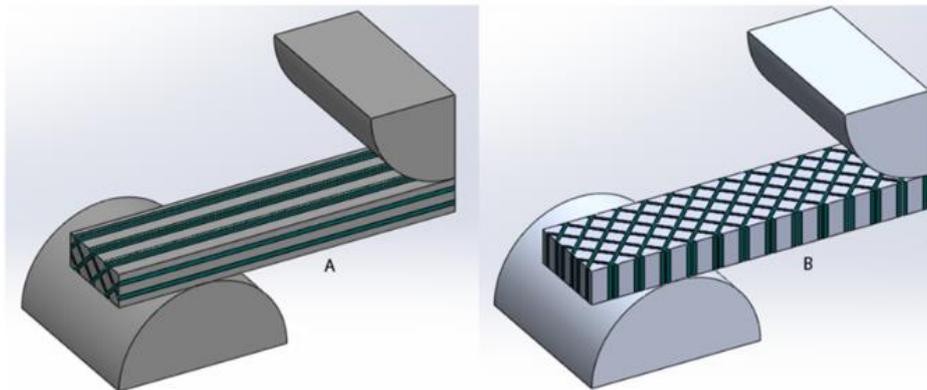
Un résumé simplifié des articles et performances est proposé en annexe.

2.2.2.1 Angulation

L'angulation ou orientation d'impression fait référence à la direction d'impression dans laquelle le DMSM est « slicé » durant le procédé de fabrication, modifiant le nombre et l'orientation des différentes couches successivement imprimées. On parle de comportement anisotrope de la résine pour désigner la variation de ses propriétés en fonction de l'orientation d'impression (40). Selon un modèle théorique en DLP, la pixélisation aurait un lien avec cette anisotropie par la présence de « zones d'ombre » peu photopolymérisées ou interstices entre chaque couche de résine non

entièrement photopolymérisée dans leur épaisseur. Ces interstices seraient dus à l'espace nécessaire entre chaque miroir motorisé pour permettre leurs mouvements. Mécaniquement, ce gradient de photopolymérisation se traduit par la cohabitation de hautes et faibles propriétés mécaniques au sein du DMSM imprimé (41).

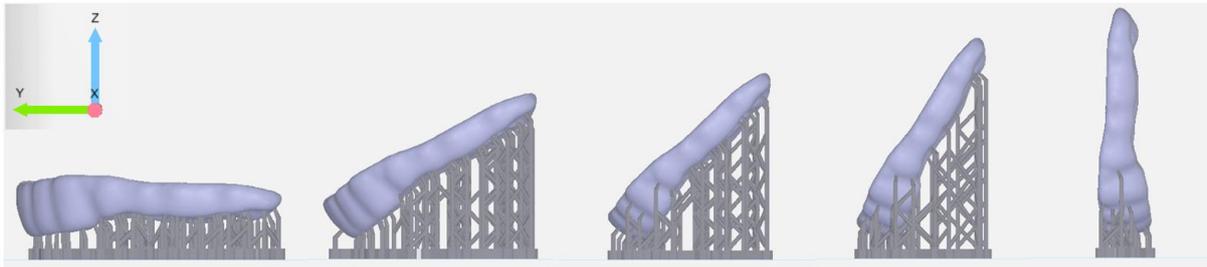
Figure 10 : Schématisation des interstices faiblement photopolymérisés selon une angulation de 90° (A) ou 0° (B)



Source : Monzón et al., « Anisotropy of polymer parts made by digital light processing », 2017.

Rubayo et al. - 2020 (37) conclut que l'orientation d'impression a une influence significative sur la précision, la justesse, le temps d'impression et la quantité de résine consommée. Les angulations de 0° et 45° offrent une précision et justesse plus élevées avec de faibles valeurs de divergences par rapport au fichier STL et sans différence significative entre elles. L'angulation de 90°, quant à elle, offre une précision et justesse significativement plus faibles que l'ensemble des angulations testées (0°, 45°, 60° et 90°). On observe une tendance de diminution de la consommation de résine et une augmentation du temps d'impression avec l'augmentation de l'angulation, soit de 0° à 90°. Selon les résultats de l'étude, le temps d'impression à 0° est de 1 heure 26 minutes ($\pm 0,03$ minutes) contre 2h30 minutes ($\pm 0,03$ minutes) à 45° et 2h52 minutes ($\pm 0,06$ minutes) à 90°. D'une part, la différence de temps d'impression s'explique par l'augmentation du nombre de couches successives à imprimer en prenant en compte un temps fixe de photopolymérisation par couche. D'autre part, la diminution de consommation de résine est liée à la moindre utilisation de résine pour les tiges support. Toutefois, il est important de préciser que pour une même angulation, ces valeurs de temps d'impression changeront en fonction de la résine utilisée notamment si celle-ci nécessite un temps d'exposition aux UV par couche plus ou moins important.

Figure 11 : Représentation d'une orthèse sur le logiciel de slicing en fonction des différentes angulations (0°, 30°, 45°, 60°, 90°)



Source : Auteur d'après le logiciel RayWare (Sprintray), 2023.

D'autres caractéristiques sont significativement influencées par l'orientation d'impression, nous pouvons citer parmi elles : la résistance en flexion (40,42), le module de flexion (40,42,43), la dureté (43), la résistance à l'usure (44), la brillance (43) et la rugosité de surface (43). Par ailleurs, même si les différentes études concluent en une influence de l'angulation, les résultats diffèrent toutefois selon les protocoles, les biais et les paramètres employés (imprimante, technologie, résine, épaisseur). De même, une hétérogénéité des résultats est perceptible au sein d'une même étude (43) et entre plusieurs résines d'impression 3D. En effet, le changement d'orientation d'impression de la résine KeySplint SOFT (KSS) de 0° à 45° abouti à une baisse significative des valeurs du module de flexion à la différence des autres résines Freeprint Ortho, DentaClear et FreePrint Splint 2.0 dont le changement se caractérise, au contraire, par une augmentation significative de ces valeurs (43).

Grymak et al. – 2021, 2022 (43) (44) évalue aussi la résistance à l'usure, la dureté, la rugosité de surface et la brillance de différentes résines 3D. La dureté peut être définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale (45). C'est une propriété mécanique importante, tout comme le module d'élasticité et la résistance en flexion, à prendre en compte dans le cas de réalisation d'orthèses de relaxation musculaire ou de stabilisation pour des patients présentant un bruxisme de sommeil puisque les forces de serrement peuvent atteindre 800 N en moyenne et jusqu'à 1200 N environ (43,46). Dans cette étude, les valeurs de dureté pour la résine KSS et DentaClear augmentent de $0,02 \pm 0,01$ GPa à $0,1 \pm 0,004$ GPa et $0,22 \pm 0,04$ GPa à $0,40 \pm 0,09$ GPa, respectivement de 90° à 45°. Et parmi l'ensemble des résines de l'étude, l'angulation de 45° offre les plus hautes valeurs de dureté. De plus, la brillance et rugosité de surface sont influencées significativement par l'angulation, mais les variations de valeurs font que d'autres facteurs interviennent tels que la composition de la résine et le polissage en post-traitement. La résistance à l'usure d'une orthèse peut aussi varier selon l'angulation puisqu'une différence de perte volumétrique est notable pour la résine DentaClear (0° et 45°) et FreePrint Splint 2.0 (0° et 90°) mais absente pour la résine KeySplint Soft, d'après les résultats

de l'étude. Que ce soit en perte verticale ou volumétrique, l'angulation n'a pas eu d'influence pour cette dernière résine.

L'absence de résultats prédictifs d'une résine à une autre en ce qui concerne l'ensemble de ces propriétés rend difficile une comparaison entre les différentes orientations d'impression, d'autant plus que les études citées emploient des protocoles différents entre eux.

2.2.2.2 Position sur la plateforme d'impression

Il est possible de changer en toute liberté la position de l'objet à imprimer, que ce soit au centre de la plateforme pour une impression unitaire ou en bordure pour une impression multiple. Certains auteurs se sont interrogés sur les conséquences d'une impression en bordure notamment sur les propriétés mécaniques, la précision et la justesse.

Monzón et al. - 2017 (41) estime que les propriétés mécaniques d'un spécimen imprimé en DLP ne sont pas influencées significativement en fonction de la position sur la plateforme d'impression. En revanche, d'autres estiment qu'il y a une perte de précision et justesse uniquement avec la technologie DLP à cause d'un phénomène d'aberration sphérique en périphérie de plateforme et que ce phénomène n'est pas présent avec la SLA (38).

2.2.2.3 Epaisseur des couches

La proposition de changement d'épaisseur de chaque couche est présente sur les logiciels de slicing mais l'épaisseur de 100 μm reste le réglage préconisé par le fabricant.

Perea-Lowery et al. - 2021 (47) a évalué, entre autres, l'influence de l'épaisseur de couche à 100 μm et 50 μm sur les propriétés mécaniques et le taux de conversion. Les résultats mettent en évidence une augmentation significative de la dureté de Vickers (12 VHN à 13,5 VHN) et du module de flexion ($1,2 \pm 0,3$ GPa à $1,7 \pm 0,1$ GPa) avec la diminution de l'épaisseur soit un changement de 100 μm à 50 μm . En revanche, la résistance en flexion diminue (51 ± 9 MPa à 48 ± 8 MPa) et on note l'absence d'influence de l'épaisseur sur la ténacité et le taux de conversion.

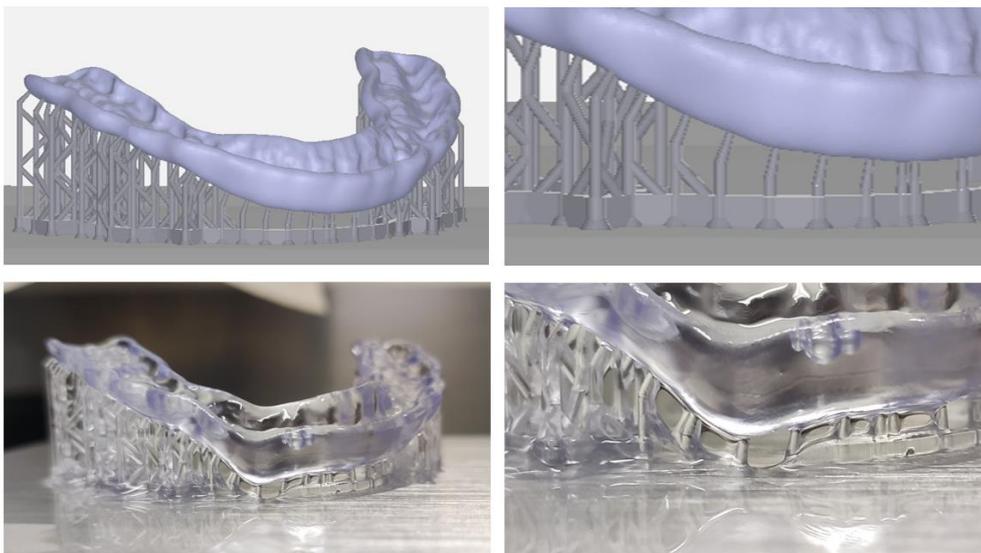
Seung-Min You et al. - 2021 (48) s'est intéressé à l'influence de l'épaisseur (50 μm et 100 μm) sur la précision et la justesse. Pour la justesse d'une part, la reproduction est significativement plus fidèle à 100 μm pour l'intrados et à 50 μm pour l'extrados. Pour la précision d'autre part, on note une différence significative uniquement pour la reproduction de l'extrados avec des déformations plus importantes à 100 μm . Toutefois, les déformations de l'extrados ont pu être accentuées par la présence des structures support d'impression positionnées sur les dents.

La réduction de l'épaisseur pourrait être synonyme d'augmentation de la résolution globale d'impression mais l'augmentation du nombre de couches corrélée à la diminution de leur épaisseur pourrait multiplier les erreurs durant le processus d'impression 3D (48). Ainsi, la réduction de cette épaisseur pourrait complexifier le contrôle de la profondeur de photopolymérisation qui pourrait dépasser la frontière de la couche à photopolymériser.

2.2.2.4 Supports

Ces éléments structuraux jouent un rôle primordial et significatif dans la précision et justesse. Toute anomalie telle qu'une répartition inhomogène et inadéquate en nombre, longueur et taille pourrait entraîner des déformations excessives et/ou un échec d'impression (30,39). Même dans des conditions idéales, une altération partielle de l'intégrité de ces éléments structuraux pourrait entraîner des conséquences négatives sur la qualité de l'impression 3D.

Figure 12 : Orthèse occlusale théorique visible dans le logiciel de slicing (haut) et orthèse occlusale imprimée avec une déformation localisée (bas)



Source : Auteur, 2023.

Dans cet exemple, une déformation importante est localisée au niveau d'un effondrement des tiges support. Cliniquement, on note :

- Un contact excessif et prématuré présent au niveau du guide de désocclusion incisivo-canin
- Un hiatus important de plusieurs millimètres notable dans le sens vestibulo-palatin.

Cet effondrement est reproductible après plusieurs impressions et semble lié à une déformation du bac de résine dans ce cas particulier, avec disparition du problème après changement du bac. Malgré

une configuration optimale, l'altération des structures de support a entraîné une déformation locale avec des répercussions cliniques bien identifiables.

Figure 13 : Bac de résine déformé (gauche) et bac de résine neuf (droite)



Source : Auteur, 2023.

2.2.3 Paramètres variables de post-impression

Il existe de nombreuses recommandations de post-traitement qui peuvent troubler le chirurgien-dentiste, d'autant plus qu'elles diffèrent d'un fabricant à un autre, d'une technologie à une autre et varient aussi selon la résine. Tout comme les paramètres de pré-impression, il est nécessaire de comprendre que le respect de ces étapes de post-traitement s'inscrit dans notre obligation de moyen et résultat en tant que fabricant de DMSM. Elles sont indispensables afin d'acquérir un dispositif imprimé conforme pour l'ensemble de ses propriétés et ainsi garantir son innocuité pour le patient.

2.2.3.1 Rinçage et séchage

L'étape de rinçage et séchage correspond à la 1^{re} phase de post-traitement. Le principal solvant volatil utilisé, et certifié CE pour les dispositifs médicaux, est l'alcool isopropylique. L'objectif de cette étape est d'éliminer les monomères résiduels en surface qui n'ont pas été photopolymérisés lors de l'impression et dont l'insuffisance de retrait pourrait entraîner des conséquences sur le DMSM imprimé. Il est nécessaire d'établir un contrôle régulier de l'alcool isopropylique présent dans le système de rinçage puisqu'au fur et à mesure des utilisations, le solvant se sature en monomère et perd en efficacité. En dehors des recommandations du fabricant, il est difficile de comprendre l'impact du rinçage et séchage sur les propriétés d'un DMSM mais les récentes études permettent d'appréhender et de mieux comprendre cette étape clé de l'impression 3D.

Katheng et al. - 2022 (49) a évalué l'influence de la méthode et du temps de rinçage sur les propriétés de précision et justesse. Les résultats concluent sur une influence significative de ces deux variables et dont le rinçage « automatisé » pendant 10 minutes montre les meilleures performances en termes de précision et justesse par rapport au rinçage à main nue et aux ultrasons. Tout comme le rinçage aux

ultrasons pendant 15 minutes, le rinçage automatisé permet d'obtenir la distribution la plus uniforme concernant l'adaptation en surface du DMSM avec le moins de divergences par rapport au fichier STL. Enfin, ce protocole de rinçage en post-traitement correspond aux recommandations du fabricant et on observe toutefois, une tendance à l'augmentation de la précision avec l'augmentation du temps de rinçage peu importe la méthode employée.

Xu et al. - 2021 (50) a évalué la cytotoxicité, les propriétés de flexion, l'absorption d'eau et la solubilité d'un DMSM imprimé en fonction du temps de rinçage et selon une méthode utilisant les ultrasons. L'influence n'est significativement pas différente concernant la cytotoxicité de la résine au-delà d'un rinçage de 5 minutes mais bien indispensable pour diminuer drastiquement l'activité cytotoxique de la résine non photopolymérisée sur les fibroblastes par la réduction du nombre de monomères sous le seuil de tolérance cellulaire. Le coefficient de corrélation de Pearson indique une différence significative selon une courbe linéaire négative concernant une diminution de la résistance en flexion avec l'augmentation du temps de rinçage. En effet, l'alcool isopropylique peut non seulement dissoudre les monomères de résine mais aussi « gonfler » la structure en elle-même. Ainsi, l'altération des propriétés mécaniques du DMSM pourrait être attribué au principe de diffusion en profondeur (« swelling effect » en anglais) qui se caractérise par la diffusion des molécules de solvant d'alcool isopropylique à travers la matrice de résine causant une expansion et relaxation des chaînes de polymères. De même, l'absorption d'eau et la solubilité ont montré une tendance à l'augmentation au cours des différents temps de rinçage. L'absorption d'eau est significativement plus élevée à partir de 12 minutes et jusqu'à 1 heure par rapport à 5 minutes ou l'absence de rinçage tandis que la solubilité augmente à partir d'une heure de rinçage. Ces différences pourraient être liées au principe de diffusion en profondeur induisant un relâchement du réseau de polymère. Ainsi, un rinçage de 12 heures ou de toute une nuit a des conséquences négatives sur les propriétés du DMSM et la tentation de le laisser en post-traitement toute une nuit est à éviter.

Enfin, le séchage demeure indispensable pour éliminer complètement les solvants volatiles et intervient juste après le rinçage à l'alcool isopropylique. L'absence de séchage complet pourrait se traduire par l'emprisonnement de molécules de solvant lors de la photopolymérisation avec pour conséquence une altération des propriétés du DMSM selon le principe de diffusion en profondeur évoqué ci-dessus.

2.2.3.2 Post-photopolymérisation

Avant dernière étape de post-traitement, la photopolymérisation dans une chambre UV est une nécessité pour que le DMSM imprimé respecte son cahier des charges en termes de propriétés mécaniques et de biocompatibilité. L'absence ou insuffisance de photopolymérisation en post-traitement pourrait se traduire par une détérioration de la longévité et des propriétés du DMSM imprimé (51).

Durant le procédé de photopolymérisation lors de l'impression, les photo-initiateurs et photo-absorbeurs présents dans la résine sont exposés et réagissent spécifiquement à une longueur d'onde UV. La photopolymérisation débute lorsque des radicaux libres et autres espèces réactives sont générés par les photo-initiateurs permettant la rupture des doubles liaisons carbonées et leur conversion en liaisons simples entre les monomères de méthacrylate. Ainsi se forme le réseau de polymères par addition et le passage d'une résine d'un état liquide à un état solide (51–53). De plus, lors de la photopolymérisation de post-traitement, les photo-initiateurs résiduels vont être consommés, améliorant la mobilité de ces radicaux libres et complétant la photopolymérisation initiée lors de l'impression du DMSM. Cette polymérisation est quantifiée par le taux de conversion dont un taux élevé est corrélé à une importante conversion des monomères en polymères.

L'utilisation d'une chambre à UV est de plus en plus facilitée par la présence de programmes établis par le fabricant et dont la durée et température diffèrent selon la résine à photopolymériser. Il semble judicieux de s'intéresser au rôle de ces paramètres afin de comprendre recommandations utilisées par le fabricant. *Bayarsaikhan et al. – 2021* (52) a évalué l'influence de la température de photopolymérisation (40°, 60° et 80°) et la durée sur les propriétés de flexion, la dureté, la biocompatibilité, le taux de conversion et l'adsorption de protéines. Il existe une interaction entre le temps et la température dont l'augmentation permet d'augmenter significativement les propriétés de flexion, la dureté, et la biocompatibilité par la réduction de la cytotoxicité du DMSM imprimé. Néanmoins, il existe un plateau au-delà duquel il n'y a plus d'amélioration des propriétés mécaniques et biologiques. On parle d'interaction entre le temps et la température de photopolymérisation puisqu'à température fixe à 80°C par exemple, la résistance en flexion passe de $121,35 \pm 8,70$ MPa pour une durée de 15 minutes à $145,13 \pm 8,73$ MPa pour une durée de 90 minutes. L'inverse est aussi vrai lorsque la durée est fixe et la température variable.

La résistance en flexion, le module de flexion, la dureté, le taux de conversion et l'adsorption de protéines varient positivement avec l'augmentation de la durée et la température, même si la température peut parfois avoir plus d'impact que le temps notamment avec la dureté et l'adsorption

de protéines. Seule l'augmentation du temps de photopolymérisation diminue significativement l'adsorption des protéines et se traduit par la réduction de formation et d'adhésion d'un biofilm à la surface du DMSM. De plus, la cytotoxicité est significativement plus faible pour une température de 80°C et une durée de 120 minutes par rapport à 40°C et 60°C. Il en résulte en un meilleur développement de la morphologie et communication inter-cellulaire des fibroblastes. Ceci s'explique par l'amélioration de l'efficacité de photopolymérisation via l'augmentation du temps et de la température qui accélère la diffusion des radicaux libre, et autres espèces réactives, ainsi que leur réaction avec les monomères de méthacrylate, impliquant un meilleur taux de conversion des monomères résiduels en polymères. Il est donc important d'avoir un taux de conversion élevé et uniforme dans toute l'épaisseur de résine afin d'éviter le relargage tardif de monomères cytotoxiques et d'obtenir de meilleures propriétés mécaniques. Une polymérisation insuffisante ou incomplète représente un risque pour la santé du patient et l'exposition de ces monomères dans l'environnement buccal peut causer une irritation, une inflammation de la muqueuse et des dommages génétiques au niveau cellulaire (54). Pour *Perea-Lowery et al. - 2021* (47), l'utilisation concomitante de la chaleur et la lumière UV en post-photopolymérisation est associée à une consolidation des propriétés mécaniques et du taux de conversion.

Une corrélation linéaire a notamment été trouvée concernant la dureté et le taux de conversion, où l'augmentation du taux de conversion signifie l'augmentation de la dureté mais dont la prédiction des valeurs en fonction du taux de conversion n'est pas possible (55).

Une autre étude menée par *Aati et al. – 2022* (54) pose aussi les mêmes conclusions de l'influence significative de l'augmentation du temps de photopolymérisation sur la dureté, le module d'élasticité, la résistance en flexion, le taux de conversion et la biocompatibilité. Dans cette même étude, l'absorption d'eau, la solubilité, la rugosité et la ténacité sont aussi évaluées en fonction du temps de photopolymérisation, à partir de l'absence de post-traitement puis toutes les 5 minutes jusqu'à 20 minutes. L'ensemble de ces variables varie positivement avec l'augmentation du temps entre 10 à 20 minutes et uniquement à 5 minutes pour la ténacité, excepté la solubilité qui diminue dès 5 minutes de photopolymérisation.

Si une température élevée et un long temps de photopolymérisation influence positivement certaines propriétés, nous pouvons légitimement nous interroger sur la possibilité d'une influence négative sur d'autres propriétés.

Katheng et al. - 2022 (39) a évalué la précision et justesse en fonction de conditions de photopolymérisation quasiment identiques à *Bayarsaikhan et al. – 2021 (52)*. Le temps et la température influencent significativement la précision et uniquement la température pour la justesse. Les déformations les plus importantes, par rapport à l'ensemble des groupes, sont induites par une photopolymérisation à 80°C pendant 30 minutes. Selon les résultats et les conditions de l'expérience, la photopolymérisation à 40°C pendant 30 minutes offrirait le schéma le plus favorable de déformation avec les meilleures valeurs de précision et justesse. Bien que significativement différente en précision par rapport à une photopolymérisation à 40°C pendant 30 minutes, la distribution des déformations d'impression pour les conditions de 40°C et 80°C pendant 15 minutes demeure uniforme.

Il convient de nuancer que les déformations selon les conditions varient de 74,7 à 100,5 µm pour la justesse et de 58,0 à 86,8 µm pour la précision, bien en dessous de la limite fixée de 300 µm pour une base résine de prothèse amovible complète au-delà de laquelle le DMSM imprimé n'est plus acceptable cliniquement. Toutefois cette limite varie selon le type d'impression puisque la précision demandée pour une orthèse occlusale est moindre que pour une couronne d'usage ou un guide chirurgical pour lesquelles des déformations trop importantes peuvent être préjudiciables pour leur utilisation.

Pour comprendre l'influence de la durée et température, il faut s'intéresser de nouveau au principe d'anisotropie de la résine présent lors de l'impression 3D. Comme évoqué précédemment, les résines ont un comportement anisotrope en fonction de l'orientation d'impression et dont le post-traitement par photopolymérisation UV et chaleur permettra de réduire voire annuler cette anisotropie par l'obtention de propriétés mécaniques et biologiques adéquates (41,51). En effet, il existe une photopolymérisation inhomogène entre les couches superficielles et profondes, après impression 3D, aboutissant à des propriétés mécaniques incomplètes liées à la présence d'un gradient de photopolymérisation. C'est pour cela que la photopolymérisation de post-traitement permet au DMSM d'acquiescer des propriétés adéquates par la réduction de ce gradient puisque l'on obtient une photopolymérisation homogène dans toute l'épaisseur de la résine. Nous savons qu'une rétraction de prise est présente lors de la photopolymérisation par la chaleur, d'autant plus lorsque le gradient de photopolymérisation est important car le faible taux de conversion des monomères génère de fortes contraintes de photopolymérisation en post traitement (56). Par conséquent, des déformations du DMSM imprimé sont présentes et accentuées par l'augmentation de la température d'après les résultats l'étude de *Katheng et al. - 2022 (39)*.

2.2.3.2 Polissage

Il s'agit d'une étape à ne pas négliger puisqu'une fois le DMSM imprimé, celui-ci présente une surface rugueuse non compatible à une pose immédiate. L'absence de polissage est préjudiciable au niveau esthétique, hygiénique et engendre un vieillissement prématuré du DMSM (43,57). En effet, la rugosité, notée Ra et s'exprimant en μm , est une caractéristique physique d'un solide définissant un état de surface d'aspect irrégulier. Dans le cas de la réalisation d'une orthèse par exemple, il est essentiel d'obtenir une surface lisse en post-traitement afin de limiter la formation et l'adhésion d'un biofilm bactérien et fongique qui s'accroît par l'augmentation de la rugosité de surface (57). Ceci s'explique par une importante énergie de surface ou tension superficielle qui se traduit une mouillabilité élevée et une adhésion importante en surface (45). Ainsi, l'obtention d'une surface lisse et non poreuse permet de faciliter la maintenance hygiénique de l'orthèse, prévenir l'adhésion de *Candida Albicans* (57) et assurer un confort tactile du patient qui peut distinguer qu'un DMSM est rugueux lorsqu'il dépasse 50 μm (43).

Pour *Grymal et al. – 2021* (43) le polissage a une influence significative sur la brillance et la rugosité du DMSM imprimé. La conservation de cette brillance sur le long terme est dépendant de la dureté de la résine et ainsi, plus la dureté est élevée et plus la brillance est maintenue. De même, cette brillance est impactée négativement lorsque la rugosité est élevée.

Enfin, le poli de surface permet d'améliorer la dureté du matériau, de diminuer les forces de frottement et ainsi joue un rôle dans la résistance à l'usure du matériau (45).

Actuellement, les fabricants recommandent de ne pas polir l'intrados d'une orthèse (58) pour éviter un défaut d'adaptation mais cette surface demeure rugueuse et le DMSM pourrait être en proie à un vieillissement accéléré.

2.2.4 Compositions des résines

2.2.4.1 Bis-EMA, TEGDMA, UDMA et photo-initiateurs-absorbeurs

De nombreuses résines sont encore soumises à une protection accordée par brevet d'invention rendant opaque la visibilité de leur composition. La maîtrise de la proportion des différents constituants d'une résine est essentielle pour le fabricant puisque leur modification aura des conséquences non seulement, sur les propriétés mécaniques telles que la dureté, la résistance en flexion, la précision et justesse mais aussi sur les propriétés biologiques. En général, les résines utilisées pour l'impression 3D d'orthèses occlusales sont constituées de monomères de méthacrylate ou

diméthacrylates, de photo-initiateurs et photo-absorbeurs mais aussi de pigments non solubles et autres colorants (30,56,59).

Lin et al. – 2020 (59) a étudié l'influence de différentes compositions de résines 3D sur leur cytotoxicité, résistance en flexion, dureté, précision et justesse. Il met en évidence le rôle du triéthyl glycidyl diméthacrylate (TEGDMA) comme diluant afin de réduire significativement la viscosité de la résine et améliorer le taux de conversion. En revanche, un excès de TEGDMA accentue la cytotoxicité et la rétraction de prise entre les couches lors de la photopolymérisation. Du fait de la présence de liaisons esters flexibles dans le monomère d'urethane diméthacrylate (UDMA), l'augmentation de la concentration en UDMA implique une réduction significative de la dureté de la résine. De plus, l'ensemble des formules de composition de résines testées ont validé le test de cytotoxicité selon l'ISO 10993, au-delà du seuil de tolérance fixé à 70 %. Le bisphénol-A ethyl méthacrylate (Bis-EMA) utilisé dans la matrice de résine est un analogue du Bis-GMA qui comporte un groupement hydroxyle, absent dans le Bis-EMA qui possède ainsi une viscosité réduite. Ce Bis-EMA participe à la consolidation des propriétés mécaniques.

Enfin, l'utilisation de 10 % de TEGDMA associée à une augmentation progressive de la proportion d'UDMA induit une augmentation de la résistance en flexion mais une diminution de la dureté de surface, de la précision et justesse mais n'a toutefois pas d'influence significative sur le module d'élasticité.

Parmi les autres constituants de la matrice, on trouve des photo-initiateurs qui vont avoir un rôle majeur dans l'initiation du processus de photopolymérisation dès lors qu'ils seront stimulés par une longueur d'onde UV spécifique. Une fois stimulés, des radicaux libres et autres espèces réactives seront générées pour convertir les monomères de méthacrylate en polymères de méthacrylate (PMMA). Le PMMA a su montrer une biocompatibilité et une stabilité au sein de l'environnement oral (54). Tout comme les photo-initiateurs, des photo-absorbeurs vont aussi être stimulés par l'absorption de la lumière UV, toujours selon une longueur d'onde spécifique. Leur rôle consiste à atténuer l'intensité lumineuse qui va parcourir la résine avec une variation spatiale de cette intensité à travers l'épaisseur de résine selon la loi de Beer Lambert d'où une diminution de leur concentration dans la direction opposée à l'impression (56). Ainsi, ces photo-initiateurs et photo-absorbeurs jouent un rôle dans le contrôle de la profondeur de photopolymérisation par lumière UV de chaque couche de résine. Ce contrôle de la photopolymérisation a toute son importance puisqu'une photopolymérisation trop lointaine, au-delà de la couche spécifique, pourrait impacter la précision et justesse du DMSM imprimé (47).

Il est possible de retrouver des pigments non solubles dans la matrice d'une résine mais ces derniers érigent une barrière à l'intérieur des couches qui rend difficile le passage de la lumière UV lors de l'impression mais aussi lors du post-traitement (56).

2.2.4.2 Viscosité

Évoqué précédemment, la résine se doit d'avoir une viscosité compatible au façonnage d'un DMSM par impression 3D. Une viscosité équilibrée permet d'assurer une cohésion indispensable entre les différentes couches lors de l'impression 3D garantissant une efficacité de photopolymérisation et les propriétés attendues (29). Les stratégies employées pour contrôler la viscosité générale d'une résine seront de varier la température et la composition de la résine.

Certaines imprimantes 3D vont préchauffer le bac de résine avant le début de l'impression 3D afin de diminuer la viscosité de la résine. Cette diminution induit une augmentation de la vitesse de photopolymérisation, du taux de conversion et des contraintes de photopolymérisations (29). Ce meilleur taux de conversion s'explique par une diffusion accentuée des radicaux libres permettant une meilleure réticulation des chaînes de polymères (47).

2.2.5 Vieillissement

L'ensemble des propriétés relatives d'un DMSM imprimé doit être compatible à l'indication posée. Que ce soit au niveau mécanique ou au niveau de sa longévité, une orthèse occlusale ne répondra pas aux mêmes critères qu'une couronne provisoire ou d'usage et ne sera pas soumise aux mêmes sollicitations thermiques et mécaniques sur le long terme.

2.2.5.1 Solubilité et absorption de l'eau

De port nocturne voire nyctéméral selon les besoins spécifiques du patient, une orthèse occlusale réside dans un environnement buccal chaud et humide avec la présence permanente de salive. Dans ces conditions, les notions de solubilité et d'absorption d'eau sont à prendre en compte puisque l'intégrité structurelle de la résine peut être menacée par ces phénomènes (54).

Évoqués précédemment, le temps de photopolymérisation (54) ou le temps de rinçage (50) vont impacter significativement l'absorption d'eau et la solubilité. *Aati et al. - 2021* (54) a notamment évalué l'impact du vieillissement d'une résine dans la salive artificielle à 48 heures et 6 mois. Celle-ci est

négalement impactée au niveau de la résistance en flexion, module de flexion, dureté et ténacité. Pour *Perea-Lowery et al. - 2021 (47)* aussi, la dureté et la résistance en flexion sont significativement diminuées dans des conditions de stockage en milieu humide à 37° avec un plateau atteint sous 4 à 6 semaines lorsque la saturation en eau est maximale. Ces dégradations de propriétés mécaniques peuvent s'expliquer par le phénomène de diffusion en profondeur. Du par sa polarité, la résine absorbe l'eau présente dans son environnement dont les molécules vont se diffuser au sein du réseau de polymères et induire une hydrolyse des liaisons méthacrylates de la matrice de résine (54). Ainsi, le réseau de polymère s'en retrouve désorganisé avec non seulement des conséquences sur les propriétés mécaniques mais aussi esthétiques. Une faible solubilité semble idéale pour limiter la dégradation du DMSM par hydrolyse.

Il en est de même pour l'étude réalisée par *Väyrynen et al. - 2016 (40)* dans laquelle les propriétés de flexion sont significativement diminuées lorsque la résine est stockée dans un environnement humide à 37°C par rapport à un environnement sec.

2.2.5.2 Usure à 2 corps

L'usure peut se définir comme la détérioration d'une surface sous l'influence du frottement (45), c'est-à-dire, la perte de matière que subissent deux surfaces de contact, de manière directe ou indirecte, au cours d'un mouvement relatif de l'une par rapport à l'autre. Le bruxisme implique un mouvement relatif entre deux surfaces dentaires ou dentaire/restauration associée à un lubrifiant naturelle, la salive. Rappelons les facteurs pouvant influencer sur le frottement tels que le poli de surface permettant de réduire les forces de frottement et l'aptitude à la déformation élastique du matériau qui joue un rôle dans la résistance à l'usure (45).

Schmeiser et al. - 2022 (60) et *Wesemann et al. - 2021 (61)* ont évalué l'usure à deux corps d'orthèses occlusales issues de la fabrication additive. Ils mettent en évidence l'absence de différence significative que ce soit pour l'usure de l'émail antagoniste ou l'usure de l'orthèse occlusale en hauteur ou profondeur pour l'ensemble des résines 3D étudiées, par rapport à une technique conventionnelle et d'usage par fabrication soustractive. En revanche, les conditions de l'expérience diffèrent puisque d'un côté, *Schmeiser et al. - 2022 (60)* évalue l'usure avec une charge de 50 N pendant 120 000 cycles tandis que *Wesemann et al. - 2021 (61)*, emploie une charge de 20 N puis 50 N à 200 000 cycles chacun mais présente un biais car le même antagoniste a été employé pour un total de 2 000 000 de cycles. Le thermoformage sur modèle ou technique conventionnelle, la fabrication soustractive et additive ont montré une usure comparable sur 1 an *in vitro*, concluant ainsi sur la possibilité d'utiliser l'orthèse occlusale par impression 3D sur le long terme (61). Enfin, l'orthèse occlusale par impression 3D

montre, *in vitro*, une tendance à l'échec par fracture contrairement à la fabrication soustractive avec une tendance à l'abrasion associée à des perforations dans ces zones (60).

Néanmoins, deux autres études menées par *Lutz et al. - 2019 (62)* et *Grymal et al. - 2022 (44)* concluent sur une différence significative de l'usure en volume et/ou hauteur en défaveur de la résine par impression 3D en comparaison à une technique conventionnelle et soustractive. Un plateau d'usure est atteint au bout de 1 à 3 mois selon résines et associée à une expansion continue de la surface de contact, à partir duquel l'usure est minimale jusqu'à 12 mois. La résine KeySplint Soft est notamment associée avec une augmentation importante de la surface de contact entre 6 et 12 mois pour une orientation d'impression à 0° (44). Ce changement dans la surface de contact peut être transposé en clinique par l'acquisition d'un nouvel équilibre occlusal. De plus, cette augmentation d'usure de la résine par impression 3D pourrait être associée à l'élimination de la couche la plus superficielle résine laissant place à une structure poreuse et abrasive. Il reste toutefois compliqué de comparer des études entre elles quand elles présentent un protocole d'étude différent.

Face à cette difficulté de comparaison, *Grymak et al. - 2022 (46)* évoque la nécessité de standardiser les protocoles afin d'éviter les biais et erreurs de conclusions. Il propose, à travers une revue systématique de littérature, des conditions de protocoles validées scientifiquement afin d'évaluer la résistance à l'usure d'un matériau :

- Une force appliquée de 49 N ou 50 N.
- 120 000 cycles de mastication au minimum.
- Un antagoniste de type émail humain.
- Un lubrifiant de type salive artificielle à la place d'une eau déminéralisée.
- Une analyse de la perte volumétrique uniquement qui s'intéresse à l'étendue de la zone et la profondeur. Seule l'analyse de la perte volumétrique peut être transférée à une usure clinique contrairement à l'usure verticale.

Bien que disposant d'un marquage CE de biocompatibilité, Il pourrait être intéressant d'investiguer les potentiels dangers sur la santé que peuvent représenter les débris générés au cours de l'usure (61).

2.2.5.3 Esthétique et colorations

Un vieillissement accéléré du DMSM peut avoir lieu en l'absence de polissage notamment par une atteinte de la stabilité de la couleur sur le long terme lié à l'accumulation de nourriture et des pigments de boissons dans le cas de restaurations fixes (43). De plus, l'adhésion bactérienne et fongique sera accentuée et des difficultés de nettoyage de l'orthèse seront présentes (57).

L'analyse de la littérature actuelle met en évidence des performances mécaniques pouvant être comparables, voire inférieures, des résines issues de l'impression 3D en comparaison avec les techniques conventionnelles et de fabrication soustractive. En revanche, les résultats de ces études sont homogènes en ce qui concerne la faiblesse de ces résines 3D face au vieillissement (39). Toutefois, il est actuellement difficile d'établir une comparaison pertinente tant le matériel et les protocoles employés diffèrent entre eux. Il semble donc nécessaire de standardiser ces protocoles d'étude *in vitro* afin de limiter les biais et d'éviter les erreurs de conclusion. Devant la multiplication de ces études *in vitro* sur l'impression 3D, la réalisation d'études *in vivo* analysant le comportement de ces résines 3D à travers différentes applications paraît essentielle.

2.3 L'intégration de l'impression 3D au flux numérique dans la pratique clinique quotidienne

2.3.1 Conception pas à pas

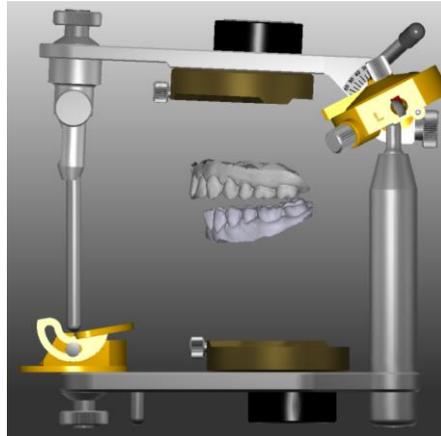
2.3.1.1 Acquisition numérique ou empreintes conventionnelles numérisées

La prise d'empreintes numériques s'inscrit dans la dynamique actuelle d'un flux de travail de plus en plus numérique. L'empreinte optique du maxillaire, de la mandibule et l'enregistrement du mordue occlusal permet de s'affranchir des contraintes physiques (désinfection, transport des empreintes) par l'obtention d'un fichier STL qui sera directement envoyé au prothésiste si ce dernier réalise la conception de l'orthèse occlusale. Evidemment, des empreintes à l'alginat et un mordue occlusal au silicone peuvent être utilisés puisque les modèles obtenus pourront être scannés numériquement mais du temps additionnel s'ajoutera à la conception globale.

2.3.1.2 Mise en articulateur virtuel

La mise en articulateur virtuel permet d'optimiser les contacts occlusaux en statique et dynamique, ce qui facilitera l'étape d'équilibration immédiate (6,40).

Figure 14 : Mise en articulateur virtuel

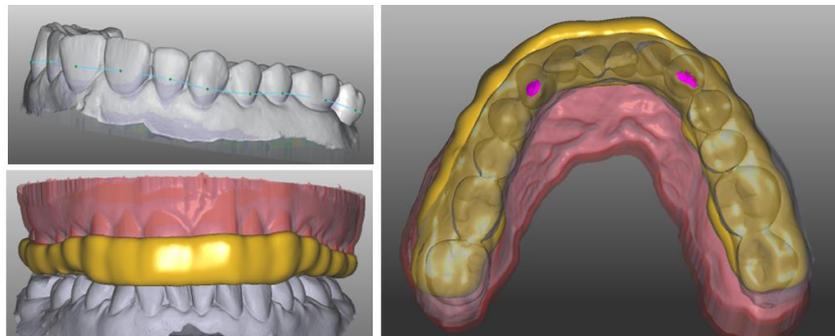


Source : Auteur, 2023.

2.3.1.3 Conception numérique de l'orthèse occlusale

La conception de l'orthèse devra répondre aux impératifs communs et spécifiques déjà énoncés :

Figure 15 : Conception numérique d'une orthèse de relaxation musculaire avec contacts sur les canines



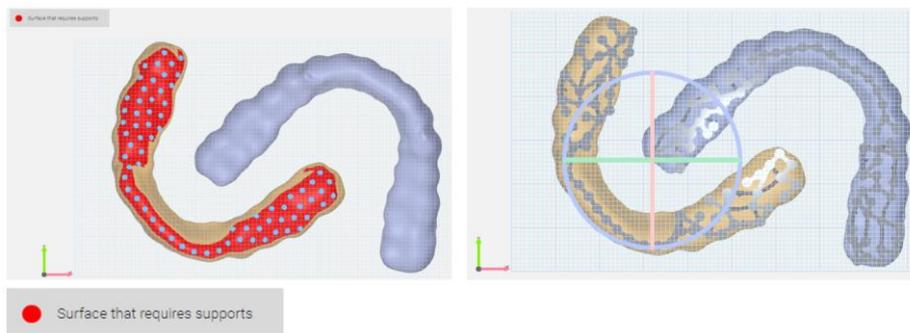
Source : Auteur, 2023.

2.3.1.4 Slicing et impression 3D

Le slicing correspond à l'étape de conversion du fichier STL de l'orthèse occlusale modélisée en un fichier 3D selon des paramètres de pré-impression spécifiques au sein de l'imprimante afin d'aboutir à la fabrication assistée par ordinateur d'un DMSM imprimé. Ce « slicing » est possible par un « slicer » qui n'est autre que le logiciel du fabricant qui va permettre un tranchage en couches du fichier STL. Ces couches peuvent être soit équivalentes en épaisseur soit variables selon la localisation, on parle respectivement de slicing uniforme ou de slicing adaptatif (30). Le slicing uniforme reste la méthode la

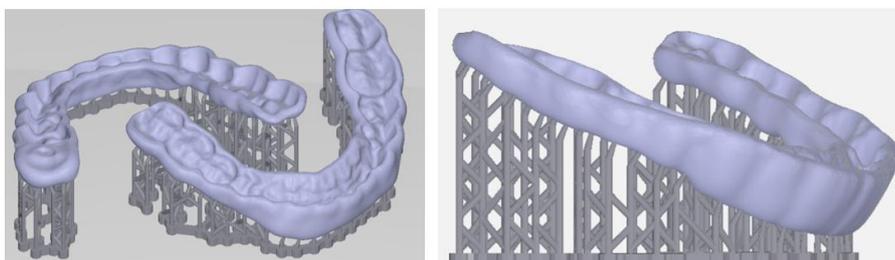
plus répandue. Ces paramètres établis lors du slicing sont de plus en plus automatisés grâce à un algorithme ou intelligence artificielle mis à jour régulièrement. Si le choix d'un paramétrage automatique est privilégié par l'opérateur, il convient premièrement de bien choisir la résine qui sera utilisée puisqu'une indication est bien définie pour chaque résine. Une erreur dans ce choix impliquera un échec étant donné que l'imprimante aura des paramètres intrinsèques erronés avec un temps de photopolymérisation par couche insuffisant ou trop long par exemple. Deuxièmement, le choix de l'épaisseur par couche en μm devra aussi être effectué même si une épaisseur de $100\ \mu\text{m}$ est recommandée par le fabricant. En général, la position sur la plateforme, le nombre de tiges, la position des tiges et l'angulation sont générés par l'intelligence artificielle pour limiter les erreurs même si l'intervention d'un tiers pour un réglage manuel est toujours possible et recommandée. Il reste en effet intéressant de vérifier la position et le nombre des éléments structuraux pour pallier un éventuel manque notamment dans les zones à risque au niveau des deuxièmes molaires ou dents de sagesse.

Figure 16 : Vue inférieure d'une orthèse mettant en évidence les zones à risques qui nécessitent des supports



Source : Auteur, 2023.

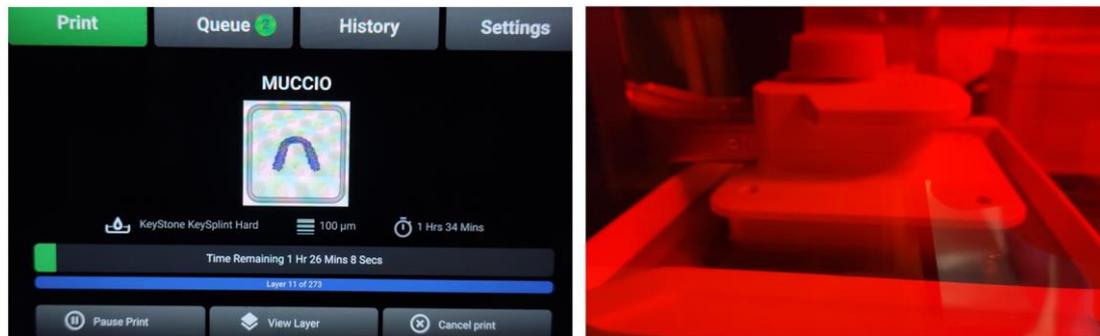
Figure 17 : Visualisation finale avant impression 3D



Source : Auteur, 2023.

Dès lors que l'ensemble des paramètres de pré-impression a été contrôlé et validé, l'impression peut commencer.

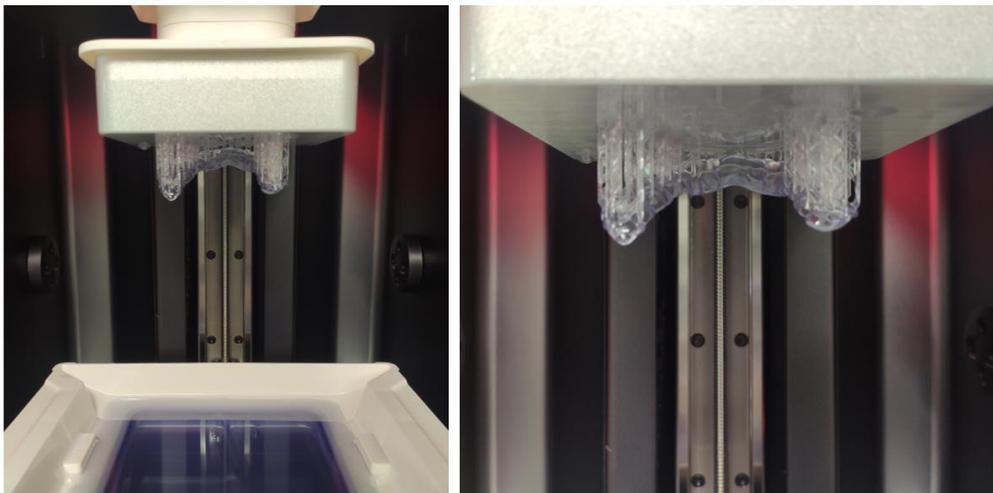
Figure 18 : Résumé de l'impression en cours (gauche) et plateforme d'impression immergée dans le bac à résine (droite)



Source : Auteur, 2023.

Une fois l'impression terminée, la plateforme d'impression se surélève en position de départ avec l'orthèse occlusale imprimée sur celle-ci.

Figure 19 : Situation après impression d'une orthèse occlusale



Source : Auteur, 2023.

2.3.1.5 Post-traitement

Le post-traitement comprend le rinçage et séchage, la photopolymérisation en cuve et le polissage. Le retrait des tiges support peut se faire de façon précautionneuse avant rinçage/séchage ou après photopolymérisation.

Figure 20 : Orthèse occlusale imprégnée de résine liquide non photopolymérisée



Source : Auteur, 2023.

Figure 21 : Mise en place de l'orthèse dans le système de rinçage et séchage qui se remplira d'alcool isopropylique ($\geq 91\%$) afin d'éliminer la résine liquide résiduelle non photopolymérisée



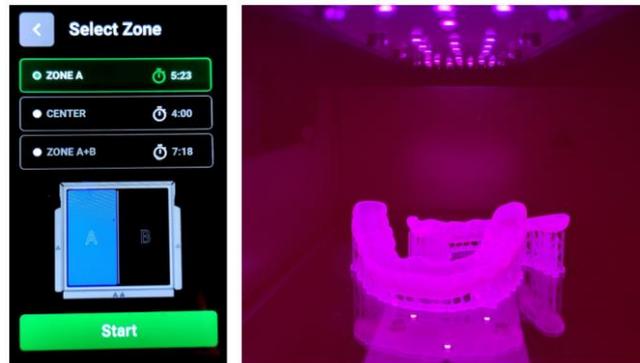
Source : Auteur, 2023.

Figure 22 : Séchage complémentaire avant photopolymérisation finale



Source : Auteur, 2023.

Figure 23 : Photopolymérisation finale en cuve UV selon les recommandations du fabricant afin d'acquérir les propriétés biologiques et mécaniques adéquates



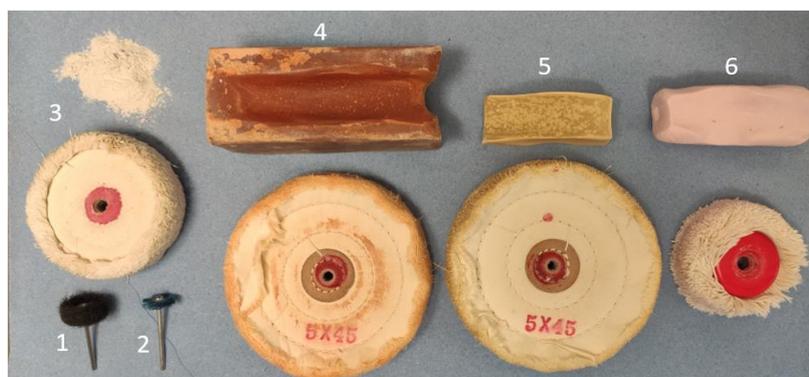
Source : Auteur, 2023.

Figure 24 : Aspect de l'orthèse après photopolymérisation en cuve et retrait des supports. L'état de surface est rugueux, opaque et on note la persistance de la base des tiges.



Source : Auteur, 2023.

Figure 25 : Recommandations de finition et polissage pour résine KeySplint Soft (KSS) et Hard (KSH).
 (1) Ponçage et élimination des marquages des tiges support (2) Elimination des lignes d'impression avec le polissoir abrasif fin bleu (3) Finition de la surface occlusale avec un polissoir en feutre et de la pierre ponce gros grains (4) Prépolissage (5) Polissage haute brillance (6) Lustrage haute brillance de l'orthèse



Source : Auteur d'après les recommandations de finition et polissage pour résine KeySplint Soft et Hard, 2023.

Figure 26 : Aspect de l'orthèse en résine KeySplint Soft après l'étape 1, 2 et 3 de polissage (A) et après polissage complet (B)



Source : Auteur, 2023.

2.3.2 Avantages et limites actuelles l'impression 3D

Il existe de nombreux avantages à utiliser l'impression 3D d'autant plus lorsqu'elle s'intègre à un flux numérique complet au sein du cabinet. Nécessitant tout de même une courbe d'apprentissage, cette technologie reste accessible au cabinet et permet réaliser des formes géométriques internes et externes complexes (29,63), possède un faible coût d'investissement et de production (63). Enfin, l'impression 3D est considérée comme économe en matière première puisqu'il n'y a très peu voire pas de perte contrairement à la fabrication soustractive avec un gaspillage pouvant aller jusqu'à 70 % du bloc pour usiner 1 à 2 orthèses (61).

Toutefois, l'impression 3D reste pour le moment marquée par un faible recul clinique non négligeable et une absence de transparence en ce qui concerne la composition des résines 3D biocompatibles. Des études indépendantes *in vivo* et *in vitro* semblent nécessaires pour pallier cette limite. On note aussi une courbe d'apprentissage concernant le fonctionnement de l'imprimante, le logiciel de « slicing », le polissage et les caractéristiques des résines utilisées.

Tableau 2 : Résumé non exhaustif des avantages et limites de l'impression 3D

Avantages	Limites
<ul style="list-style-type: none"> • Chaîne numérique accessible au cabinet de A à Z. • Réalisation de formes géométriques complexes (29,63). • Faible coût de production et d'investissement (63). • Très peu voire pas de perte de matière première. 	<ul style="list-style-type: none"> • Faible recul clinique. • Courbe d'apprentissage (polissage, manipulation, connaissance du matériel). • Opacité de composition des différentes résines.

Source : Auteur, 2023.

3 : Évaluation rétrospective d'orthèses imprimées en 3D et posées dans le service de médecine bucco-dentaire de l'hôpital Bretonneau

3.1.1 Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude rétrospective *in vivo* est d'évaluer et de comparer la longévité d'orthèses occlusales réalisées avec deux résines différentes par impression 3D via la technologie DLP.

3.1.2 Matériel et méthode

Les patients ont été suivis dans le service de médecine bucco-dentaire de l'hôpital Bretonneau au sein de la spécialité « SAHOS » sur une période allant du 18 janvier 2022 au 31 janvier 2023.

3.1.2.1 Critères d'inclusion et d'exclusion

Les critères d'inclusion et d'exclusion sont résumés dans le tableau n°3 ci-dessous. Précisons qu'un patient est considéré comme « perdu de vue » s'il n'est pas présent lors de la convocation finale mais il est tout de même inclus dans l'étude s'il y a eu, au minimum, un rendez-vous de contrôle après la pose de l'orthèse. L'échantillon évaluable s'élève donc à 22 patients dont 1 perdu de vue et 9 qui ont été exclus de l'étude puisqu'ils n'ont effectué aucun rendez-vous de contrôle après la pose de l'orthèse.

Tableau 3 : Critères d'inclusion et d'exclusion

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none">• Patients avec douleurs aiguës et/ou chroniques type DTM associées ou non à un bruxisme.• Au moins un rendez-vous de contrôle après la pose de l'orthèse.• Présent à la convocation finale (du 20 décembre 2022 au 31 janvier 2023).	<ul style="list-style-type: none">• Absence de rendez-vous de contrôle après la pose.

Source : Auteur, 2023

3.1.2.2 Critère de jugement principal et critères de jugement secondaires

Le critère de jugement principal évalué est l'usure de l'orthèse occlusale, incluant la perforation, la fêlure et la fracture. Notre hypothèse nulle H_0 est la suivante : « Il n'y a pas de différence de survie entre les orthèses occlusales imprimées en résine rigide (KSH) et semi-rigide (KSS) ». Son hypothèse alternative H_1 étant « Il y a une différence de survie entre les orthèses occlusales imprimées en résine rigide et semi-rigide ». L'estimation de la fonction de survie a été effectuée selon la méthode « Kaplan-Meier » puis l'utilisation du test du Log-Rank a permis une comparaison statistique de ces deux courbes de survie. Le logiciel « GraphPad Prism » a été utilisé pour l'analyse des données de l'étude. D'autres critères de jugement secondaires sont aussi évalués sous forme de scores tout au long du suivi :

Tableau 4 : Questionnaire sous forme de scores

Usure
<ol style="list-style-type: none"> 1. Orthèse occlusale non viable en présence de fracture(s) complète(s) ou incomplète(s). 2. Orthèse occlusale viable en présence de fêlure(s) et/ou fracture(s) complète(s)/incomplète(s). 3. Usure importante avec perforation unique ou multiples (opérateur ou non). 4. Légère usure visible. 5. Absence d'usure.
Rétention
<ol style="list-style-type: none"> 1. Absence totale de rétention (rebasage complet ou impression d'une nouvelle orthèse). 2. Rétention insuffisante, perte de l'orthèse (rebasage partiel). 3. Rétention correcte (rebasage partiel possible). 4. Rétention satisfaisante (retrait simple de l'orthèse). 5. Rétention très satisfaisante (retrait complexe de l'orthèse).
EVA (0 à 10)
Evolution de la symptomatologie
<ol style="list-style-type: none"> 1. Absence de changement ou réapparition de la symptomatologie. 2. Léger changement. 3. Amélioration positive ressentie par le patient, amélioration possible. 4. Amélioration importante, quasi-absence de symptomatologie. 5. Absence de symptomatologie (douloureuse ou non).
Confort
<ol style="list-style-type: none"> 1. Très inconfortable, ne porte pas l'orthèse. 2. Inconfortable (ajustement de l'intrados par compression trop importante par exemple).

<ol style="list-style-type: none"> 3. Port non protocolisé au quotidien, pas de doléance particulière. 4. Confortable, port quotidien sans problème. 5. Très confortable, indispensable au patient.
Etat de surface
<ol style="list-style-type: none"> 1. Rugosité importante avec gêne. 2. Rugueux avec gêne. 3. Légèrement rugueux, sans gêne. 4. Lisse mais perte du polissage miroir. 5. Polissage miroir.
Difficulté d'équilibration
<ol style="list-style-type: none"> 1. Retouches importantes, long temps de travail d'une durée supérieure à 10 minutes. 2. Retouche en statique et dynamique d'une durée inférieure à 10 minutes. 3. Retouche en dynamique uniquement d'une durée supérieure à 5 minutes. 4. Légères retouches d'une durée inférieure à 5 minutes. 5. Absence de retouche.
Esthétique / colorations
<ol style="list-style-type: none"> 1. Colorations importantes et généralisées (port de l'orthèse très inesthétique). 2. Colorations importantes et généralisées (supérieure à 5 sites). 3. Colorations en quelques points (inférieure à 5 sites). 4. Coloration ponctuelle. 5. Absence de colorations.

Source : Auteur, 2023

3.1.2.3 Justification de l'utilisation exclusive de la technologie DLP

L'utilisation exclusive d'une imprimante DLP a limité de nombreux biais par rapport à l'utilisation d'une imprimante DLP et SLA pour comparer deux résines différentes. Plus précisément, cela a permis :

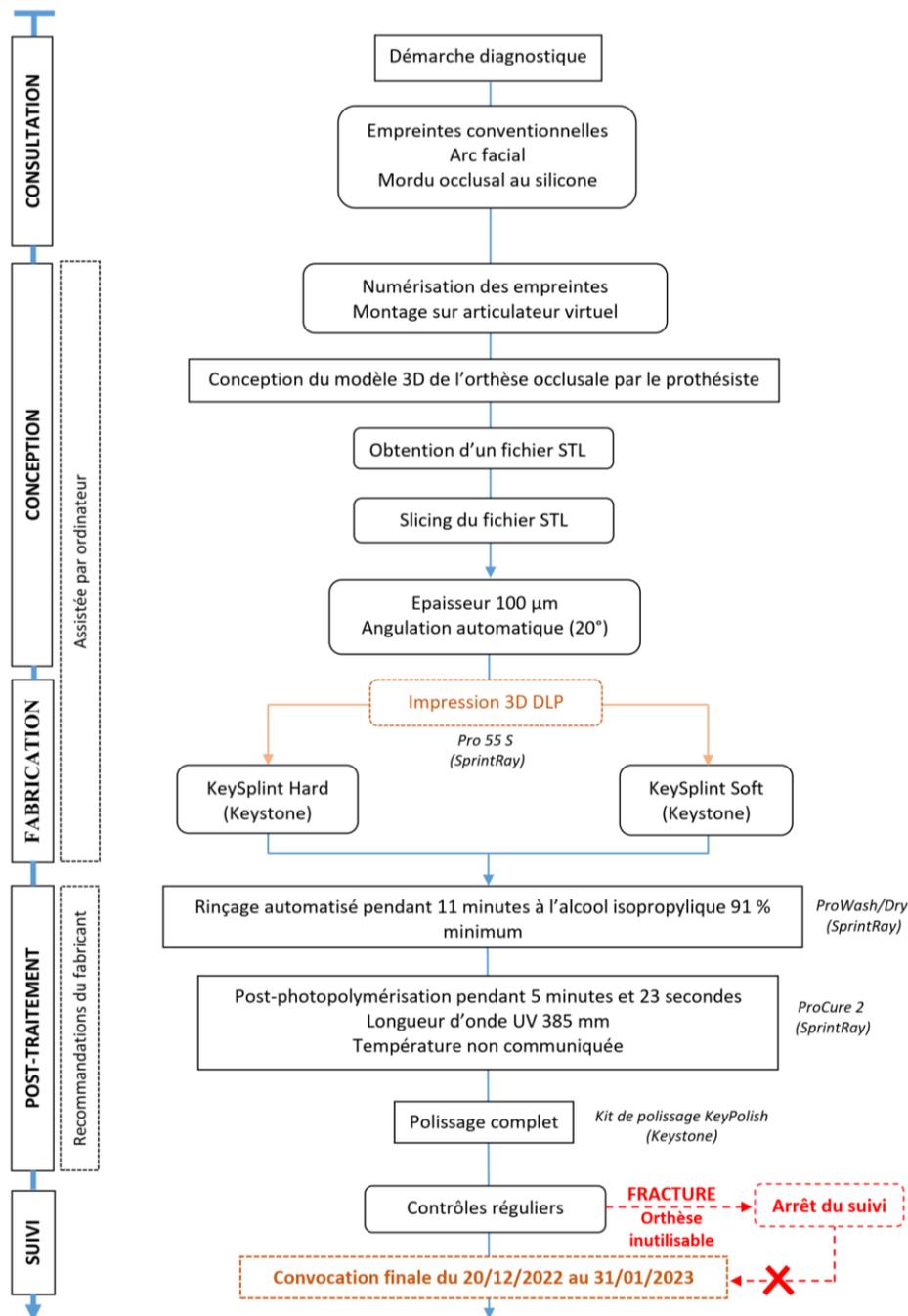
- D'utiliser une imprimante DLP du même fabricant avec les mêmes performances et composants technologiques intrinsèques.
- De faciliter l'utilisation de deux résines différentes compatibles DLP et qui proviennent d'un seul fabricant.
- D'exploiter un des avantages de la technologie DLP avec la conservation d'une vitesse d'impression constante, quel que soit le nombre d'orthèses à imprimer.
- De concilier vitesse d'impression et exactitude.

3.1.2.4 Justification de l'utilisation d'une orthèse en résine rigide et semi-rigide

Les deux résines qui ont été utilisées proviennent du même fabricant. L'une étant considérée comme « rigide » (KeySplint Hard, Keystone) et l'autre « semi-rigide » (KeySplint Soft, Keystone). L'idée principale est d'évaluer la longévité de ces deux résines qui ont une composition différente.

3.1.2.5 Schéma d'étude

Figure 27 : Schéma résumant le protocole global, de la consultation initiale à la convocation finale



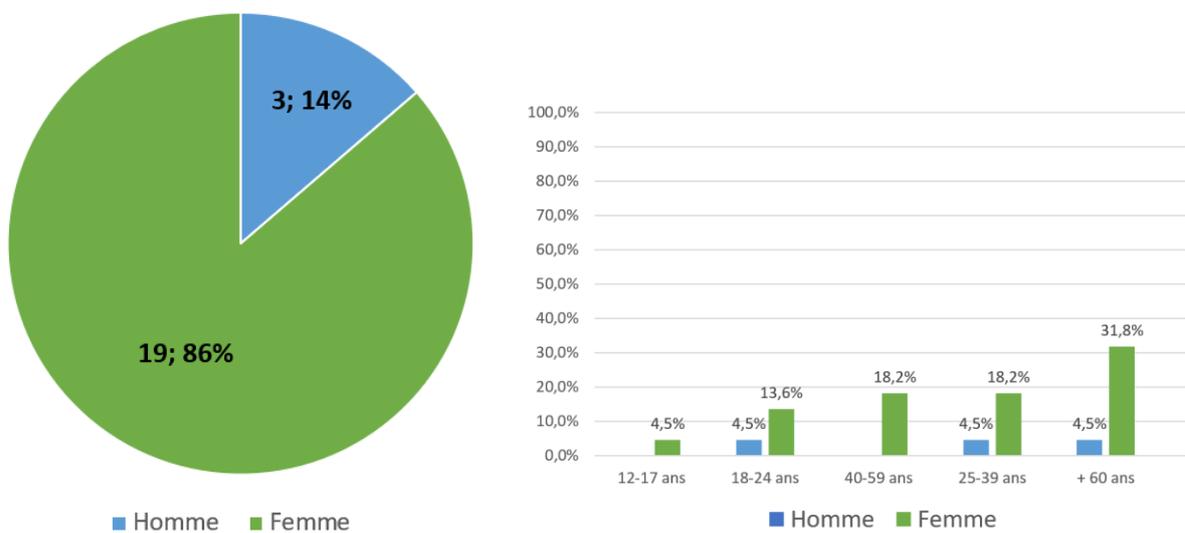
Source : Auteur, 2023.

3.2 Résultats

3.2.1 Généralités

L'échantillon total, composé de 22 patients, est très majoritairement représenté par les femmes soit 86 % des patients inclus dans cette étude. D'autres données sont à souligner comme les différentes catégories d'âge (figure 28).

Figure 28 : Graphiques illustrant la répartition homme / femme au sein de l'étude et la répartition des différentes catégories d'âge



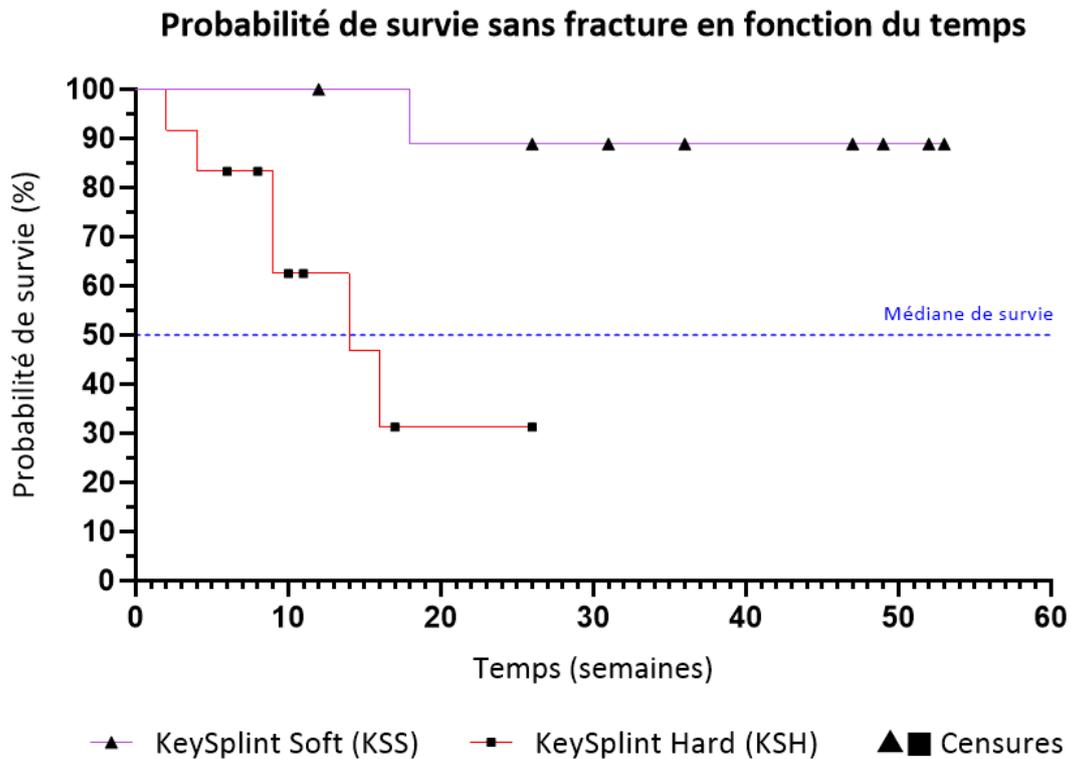
Source : Auteur, 2023.

Nous recensons une pluralité des troubles pouvant être musculaires, articulaires, otologiques ou un mixte de ces catégories (figure 29). Un comportement musculaire de type bruxisme prédomine toutefois puisqu'il est présent pour environ 95,5 % de l'échantillon soit 20 patients sur 22. Au moins 59,1 % de l'échantillon présente un trouble articulaire seul ou associé et 27,3 % un trouble otologique associé.

3.2.2 Critère de jugement principal

3.2.1.1 Usure

Figure 30 : Probabilité de survie sans fracture de l'orthèse en fonction du temps



	Nombre de sujet	Nombre de fracture	Censures à la fin du suivi	Censures avec suivi incomplet (perdu de vue)	Médiane de survie	Durée totale
KeySplint Hard	12	6	5	1	14 semaines	26 semaines
KeySplint Soft	10	1	9	0	Non définie	53 semaines

Source : Auteur d'après le logiciel GraphPad Prism, 2023.

Rappelons notre hypothèse nulle H_0 : « Il n'y a pas de différence de survie entre les orthèses occlusales imprimées en résine rigide et semi-rigide ». D'après les résultats de l'analyse statistique de ces courbes de suivi par le test du Log-Rank et l'obtention d'une valeur $p = 0.0050 < 0.05$, nous pouvons rejeter l'hypothèse H_0 et conclure en une différence statistiquement significative entre ces deux courbes de survie. Sur la figure n°30 illustrant la probabilité de survie sans fracture de l'orthèse en fonction du

temps, nous pouvons affirmer que la survie des orthèses en résine semi-rigide (KeySplint Soft, Keystone) est meilleure que celle des orthèses en résine rigide (KeySplint Hard, Keystone). Les sujets censurés correspondent aux patients pour qui l'évènement d'intérêt « fracture de l'orthèse » n'a pas été observé et sont représentés par un triangle ou carré sur les courbes de survie. Cela concerne 9 patients sur 10 (90 %) pour la résine KSS et 6 patients sur 12 (50 %) pour la résine KSH. Il est important de notifier que pour ce dernier groupe, 1 patient a été censuré pour suivi incomplet et considéré comme « perdu de vue » étant donné qu'il ne s'est pas présenté à la convocation finale. A l'inverse, cet évènement a bien été observé pour 6 patients sur 12 pour la résine KSH et 1 patient sur 10 pour la résine KSS. Ces cas sont représentés par une « marche » sur les courbes de survie.

Enfin, la médiane de survie peut se définir comme le délai pour lequel la moitié des orthèses occlusales se sont fracturées. Elle n'a pas pu être définie pour la résine KSS puisque la probabilité de survie s'élève à 88,89 % en fin d'étude et donc plus de la moitié de l'échantillon est encore viable puisqu'il n'a pas présenté l'évènement. En revanche, cette médiane de survie est de 14 semaines pour la résine KSH avec une probabilité de survie de l'échantillon de 31,25 % en fin d'étude.

Figure 31 : Résumé des valeurs de hazard ratio selon le test du Log-Rank

Hazard ratio (Log-Rank)	KSS / KSH	KSH / KSS
Hazard ratio (IC à 95 %)	0,09944 (0,02151 à 0,4598)	10,06 (2,175 à 46,50)

Source : Auteur d'après le logiciel GraphPad Prism, 2023.

Le Hazard ratio avec la résine KSH est de 10,06 > 1 où 1 n'est pas inclus dans l'intervalle de confiance (IC) à 95 % compris entre 2,175 et 46,50. On peut conclure en une association significative caractérisée par une augmentation du risque de l'évènement « fracture de l'orthèse » avec la résine rigide KSH. Néanmoins pour la résine KSS, nous obtenons un Hazard ratio 0,09944 < 1 où 1 n'est pas non plus inclus dans l'IC à 95 % compris entre 0,02151 et 0,4598. Ainsi, l'utilisation d'une résine semi-rigide KSS diminue significativement le risque de fracture de l'orthèse occlusale par rapport à l'utilisation d'une résine rigide KSH.

L'observation de l'évènement d'intérêt se caractérise par la non-possibilité de conservation de l'orthèse pour une utilisation clinique et impose une nouvelle fabrication. Les cas de fracture sont recensés ci-dessous :

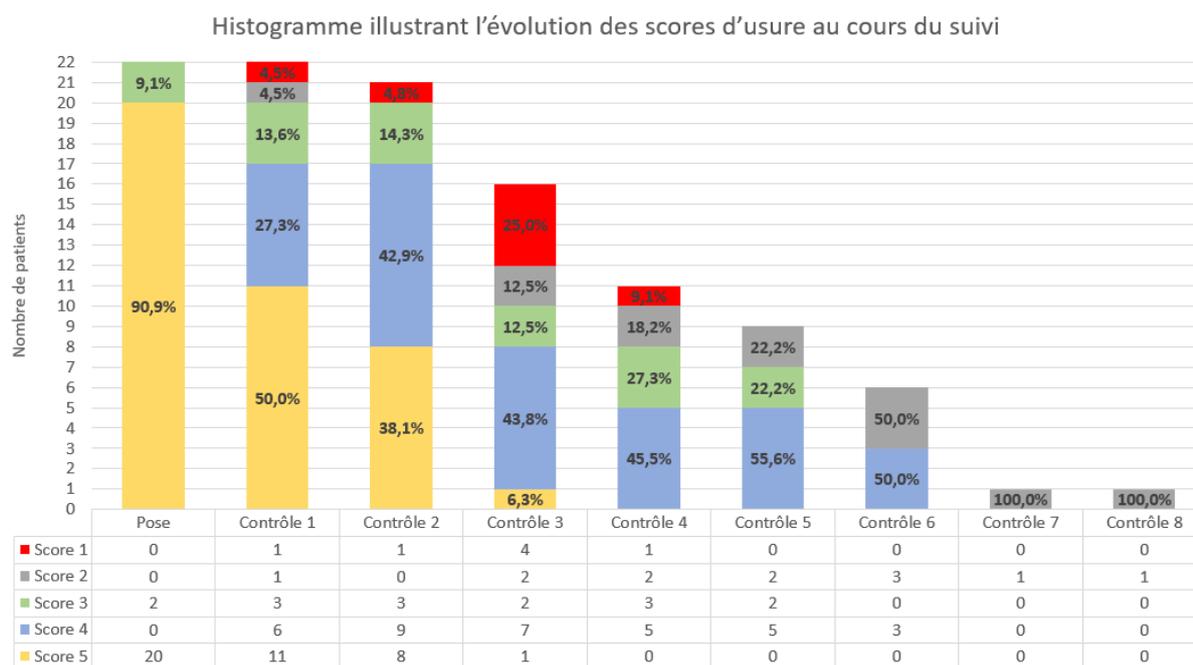
Figure 32 : Orthèses fracturées non viables avec un score de [1] à 4 semaines (A), 16 semaines (B), 9 semaines (C), 18 semaines (D), 14 semaines (E), 2 semaines (F) et 9 semaines (G)



Source : Auteur, 2023.

L'évolution des scores d'usure est représentée dans l'histogramme ci-dessous (figure n°33). L'absence d'usure (score 5) représentant 90,9 % de l'échantillon total est progressivement remplacée par les autres scores d'usure 1, 2, 3, 4 et ne représente plus que 6,3 % de l'échantillon du contrôle n°3. De plus, 9,1 % des orthèses ont été perforées pendant l'équilibration lors de la pose. Le score 1 correspond à notre évènement d'intérêt et a été atteint par 7 orthèses qui se sont fracturées au cours du suivi. Ainsi nous observons que 4,5 % de l'échantillon du contrôle n°1 a obtenu le score 1 tout comme 4,8 % du contrôle n°2, 25 % du contrôle n° 3 et 9,1 % du contrôle n°4.

Figure 33 : Histogramme illustrant l'évolution des scores d'usure au cours du suivi



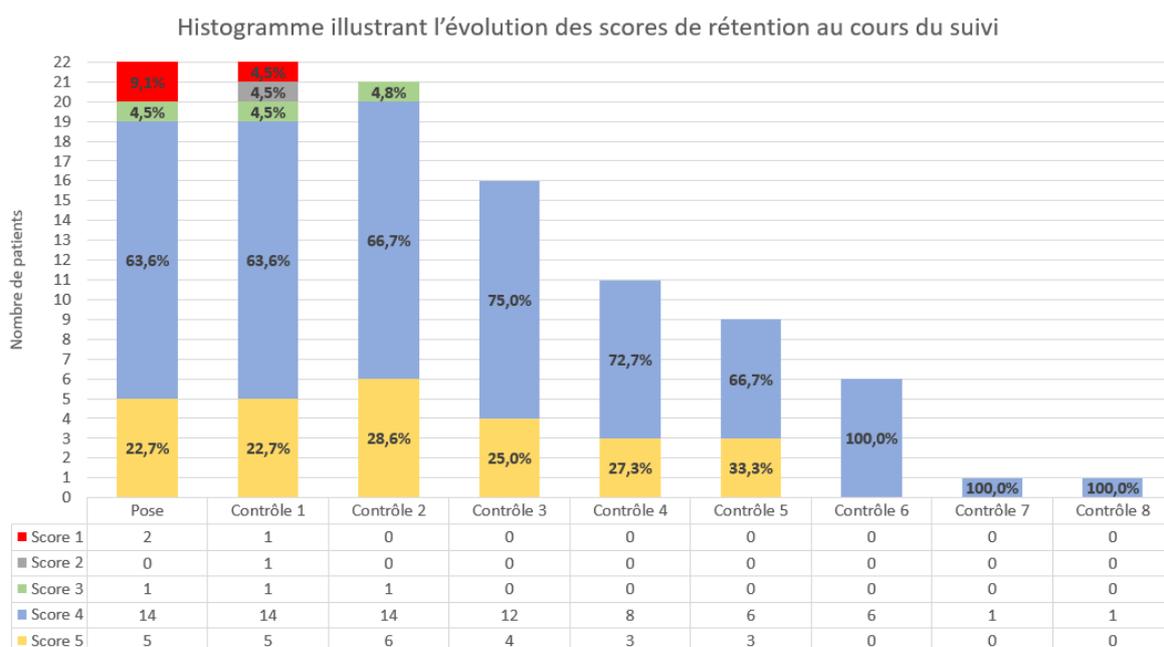
Nombre de séances de contrôle

Source : Auteur, 2023.

3.2.3 Critères de jugement secondaires

3.2.2.1 Rétention

Figure 34 : Histogramme illustrant l'évolution des scores de rétention au cours du suivi



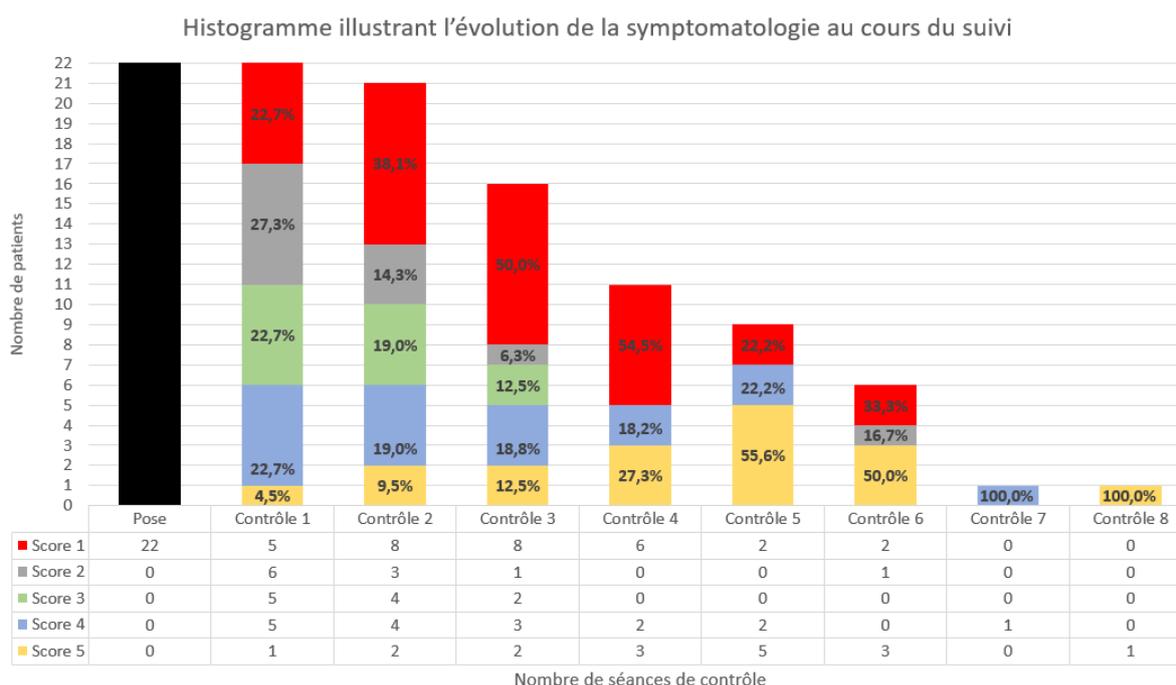
Nombre de séances de contrôle

Source : Auteur, 2023.

De façon générale, la rétention de l'orthèse est jugée satisfaisante à très satisfaisante tout au long du suivi (score 4 à 5) et ces deux scores représentent 86,3 % de l'échantillon total lors de la pose. Le jour de la pose, la rétention était absente (score 1) ou correcte (score 3), respectivement pour 9,1 % et 4,5 % des orthèses. Les scores de 1, 2 et 3 sont corrigés en conséquence afin de rétablir une rétention au minimum satisfaisante.

3.2.2.2 EVA et évolution de la symptomatologie

Figure 35 : Histogramme illustrant l'évolution des scores de symptomatologie au cours du suivi

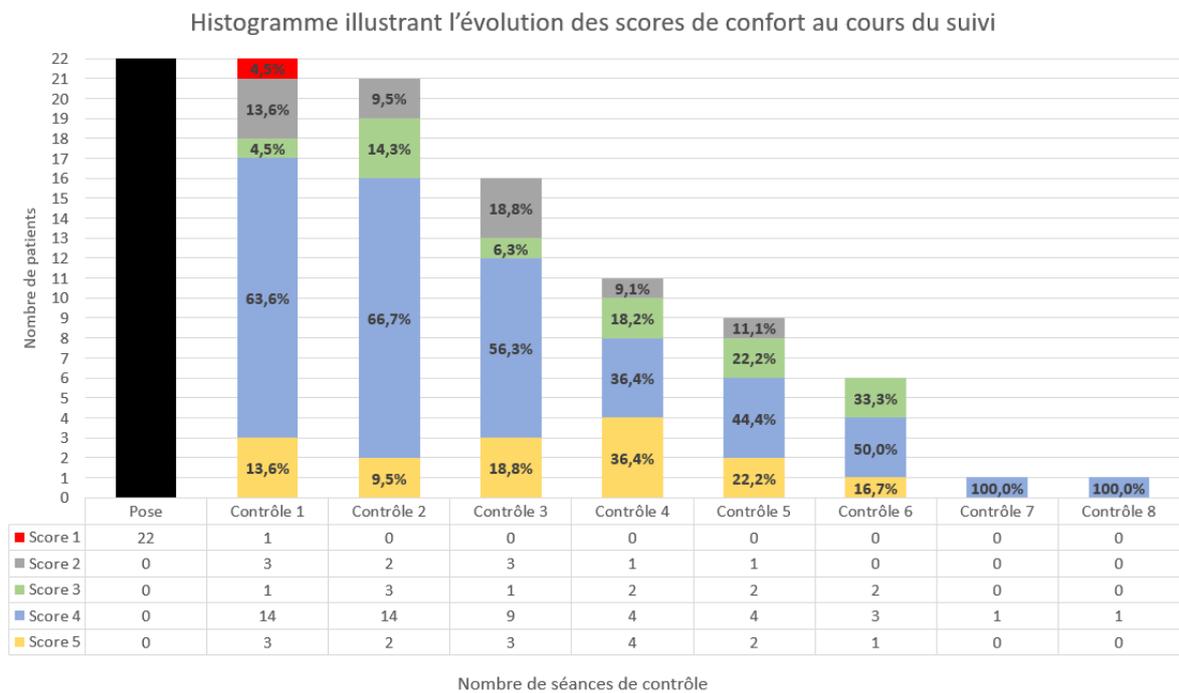


Source : Auteur, 2023.

Les patients présentant une symptomatologie douloureuse en 1^{re} consultation ont en moyenne une douleur s'évaluant à une EVA de 5. Lors de la dernière séance de contrôle, cette moyenne d'EVA n'est plus que de 1,82. Notons que pour l'ensemble de l'échantillon évalué, certains patients sont encore en cours de traitement tandis que pour d'autres, la prise en charge est terminée. Plus globalement, les patients connaissent une amélioration de leur symptomatologie jusqu'à la quasi-résolution ou la disparition de cette dernière. Il est cependant difficile de comparer ces données entre les patients tant les situations cliniques sont diverses et variées. Précisons aussi que l'intervalle est noir le jour de la pose puisque ce critère n'est évaluable qu'à partir du contrôle n°1.

3.2.2.3 Confort

Figure 36 : Histogramme illustrant l'évolution des scores de confort au cours du suivi



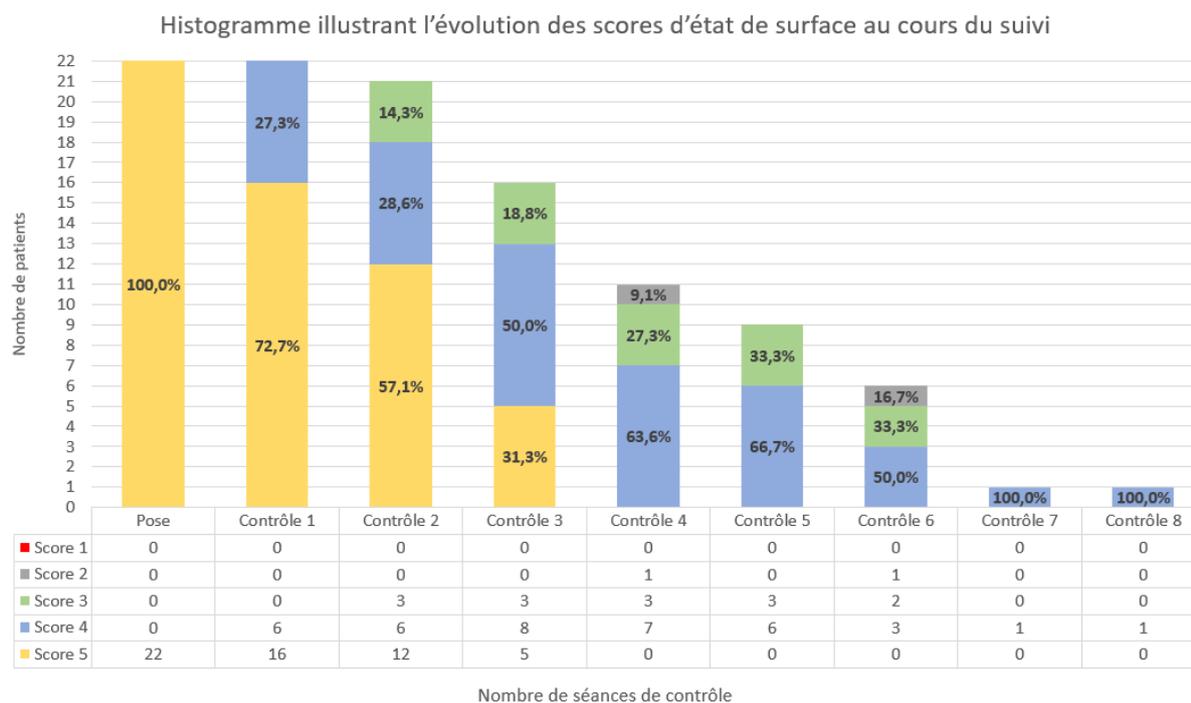
Source : Auteur, 2023.

Rappelons qu'un score de 4 et 5 correspondent à un port confortable et régulier, ressenti comme indispensable ou non par le patient. Ces deux scores sont largement majoritaires au sein de l'échantillon. Un score de 2 associé à un inconfort créé par une compression de l'intrados est présent pour 13,6 % des orthèses au contrôle n°1 et nécessitera un ajustement en conséquence. Précisons que l'intervalle est noir le jour de la pose puisque ce critère n'est évaluable qu'à partir du contrôle n°1.

3.2.2.4 Etat de surface

Un score de 5 correspondant à un état de surface poli miroir, non rougeux, est présent pour 100 % de l'échantillon total le jour de la pose. Il est progressivement remplacé par un score 4 qui représente 50 % de l'échantillon du contrôle n°3. Les orthèses occlusales qui ont eu au moins 4 contrôles ne possèdent plus cet état de surface poli miroir mais présentent un état de surface lisse mais non rugueux (63,6 %), un état de surface légèrement rugueux (27,3 %) ou état de surface rugueux perceptible et gênant pour le patient dans 9,1 % des cas.

Figure 37 : Histogramme illustrant l'évolution des scores d'état de surface au cours du suivi

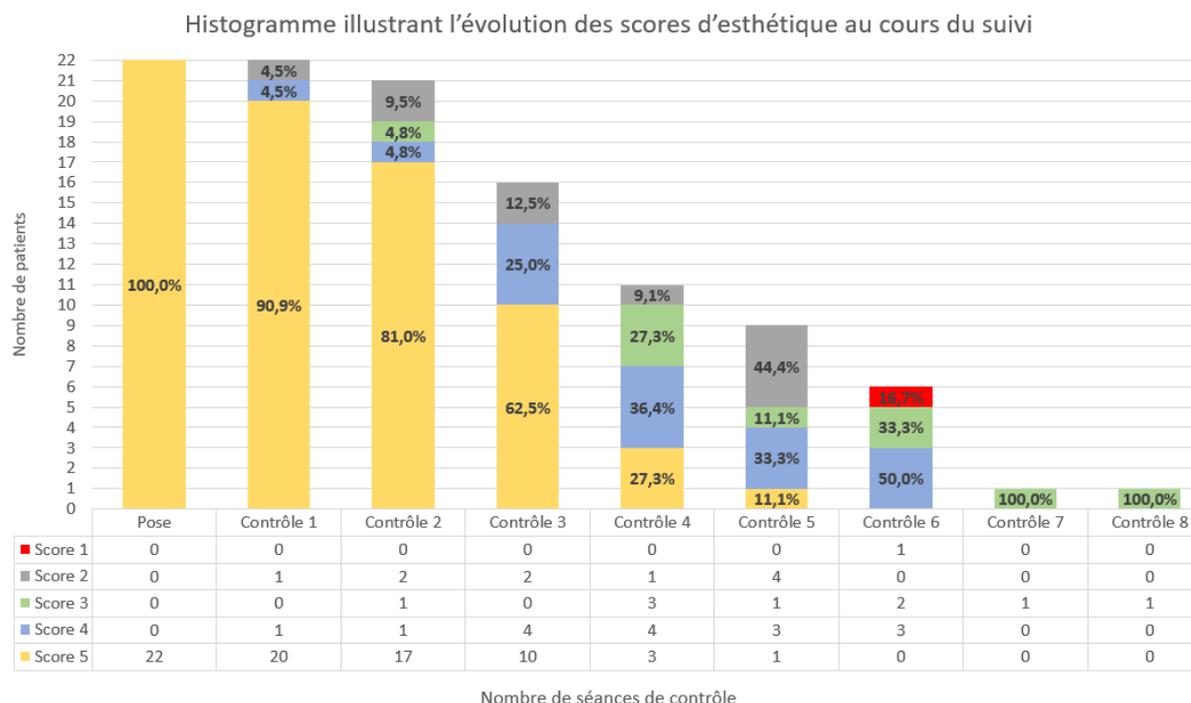


Source : Auteur, 2023.

3.2.2.5 Esthétique

Le score 5 correspondant à l'absence de coloration est progressivement remplacé par les autres scores associés à la présence de colorations de plus en plus nombreuses, passant de 100 % de l'échantillon à 62,5 % au contrôle n°3 et 11,1 % au contrôle n°5.

Figure 38 : Histogramme illustrant l'évolution des scores d'esthétique au cours du suivi



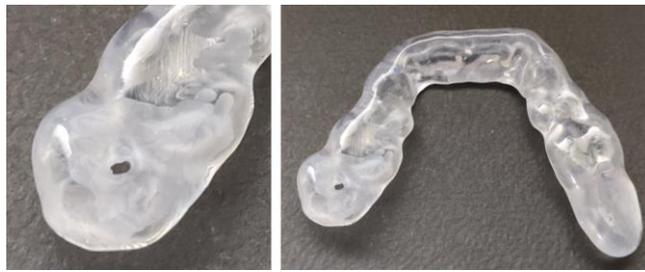
Source : Auteur, 2023.

3.3 Discussion

3.3.1 Usure et état de surface

Dans cette étude, les orthèses occlusales issues de l'impression 3D sont caractérisées par une dégradation progressive de leur état de surface au niveau de leurs zones d'usure, qu'elles soient le fait de l'opérateur ou du patient et indifféremment de la résine utilisée. En effet, ces zones d'usure ont perdu leur surface superficielle avec finition poli miroir pour laisser place à un état de surface opaque et rugueux dont la rugosité peut être perceptible par le patient. Plus globalement, cet aspect opaque mais lisse, après polissage au fauteuil, se généralise au long terme sur l'ensemble de la surface de l'orthèse.

Figure 39 : Elimination de l'état de surface poli miroir lors des phases d'équilibration (résine rigide à 11 semaines)



Source : Auteur, 2023.

Toutes les perforations présentes sur les orthèses ont été effectuées par l'opérateur au cours des différentes équilibrations sans que celles-ci soient suivies d'une fracture complète ou incomplète, indifféremment de la résine utilisée (figure 42, 43). À l'exception près de deux patients, pour qui il y a eu une perforation associée à une fêlure/fracture avec une résine semi-rigide (figure 43). Il convient d'ailleurs de distinguer les orthèses présentant des fractures complètes sans conséquences (score 2) avec les fractures rendant l'orthèse inexploitable (score 1). Certaines fractures se situent en distal de la 2^e molaire ou en distal de la dent de sagesse, n'entraînant aucune conséquence clinique, contrairement à une fracture complète longitudinale ou transversale localisée au niveau des canines, 1^{re} molaires, 2^e molaires et extension terminale (figure 40).

Figure 40 : Comparaisons de fractures avec conséquences cliniques (A, B, C) et sans conséquences cliniques ([A] 9 semaines, [B] 16 semaines, [C] 2 semaines, [D] 53 semaines, [E] 31 semaines)



Source : Auteur, 2023.

D'après les résultats, la résine semi-rigide KSS semble présenter une tendance à la fêlure avec ou sans propagation de cette dernière (figure 45). Parmi les 4 orthèses présentant une fêlure, une seule fêlure a évolué vers une fracture incomplète rendant l'orthèse inexploitable (figure 41) tandis que pour les autres, il n'y a pas eu de fracture rendant l'orthèse non viable dans la durée de l'étude (figure 43).

Figure 41 : Évolution d'une fêlure vers une fracture incomplète pour la résine semi-rigide entre la 13^e et la 18^e semaine



Source : Auteur, 2023

Figure 42 : Perforations opérateur-dépendant sur la résine semi-rigide (KeySplint Soft, Keystone) non associées à l'apparition de fêlure ([A] 26 semaines, [B] 36 semaines, [C] 18 semaines)



Source : Auteur, 2023.

Figure 43 : Perforation opérateur-dépendant (A) et patient-dépendant (B) sur la résine semi-rigide (KeySplint Soft, KEYSTONE) associée à l'apparition d'une fêlure/fracture en distal des 2^e molaires (31

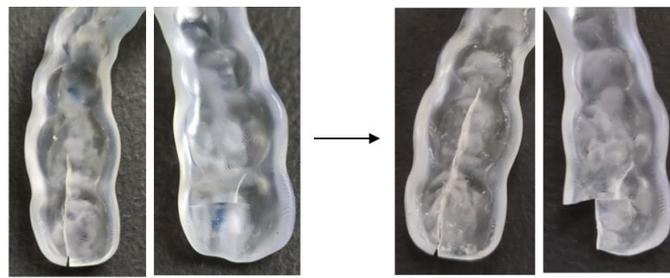


Source : Auteur, 2023.

En revanche, la résine rigide (KeySplint Hard, Keystone) semble présenter une tendance à la fracture complète sans fêlure au préalable recensée lors des précédents contrôles, à l'exception d'un patient (figure 44). Pour 50 % de l'échantillon des orthèses en résine KSH, il y a eu des fractures complètes

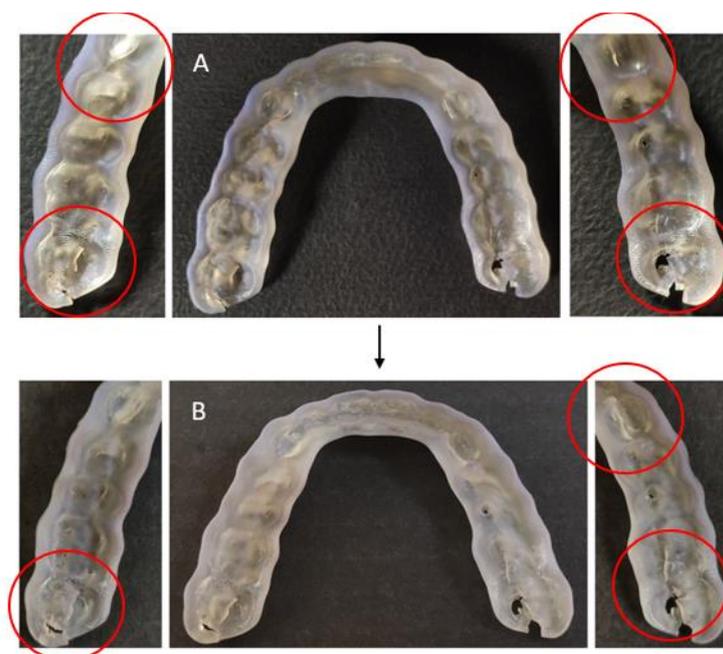
rendant l'orthèse inutilisable dès le début de la prise charge pour certains patients ou avant la fin pour d'autres. Ces fractures se sont produites dans une très courte période allant de 2 semaines à 16 semaines contre 1 seule fracture à 18 semaines pour son homologue. Cela témoigne de la faible ténacité de cette résine rigide en comparaison à celle semi-rigide. En effet, sur la figure n°45 qui représente une orthèse en résine semi-rigide, nous pouvons voir une légère aggravation des fêlures situées sur 13, 16, 17 et 27 entre deux contrôles espacés de 17 semaines. Néanmoins, l'aggravation est bien plus marquée sur le cas d'une orthèse en résine rigide KSH associée à une fracture complète transversale et incomplète en longitudinal (figure 44). Cette évolution rapide se déroule d'ailleurs dans une période beaucoup plus courte soit 2 semaines entre les deux contrôles et avec une durée effective de port de l'orthèse de seulement 4 semaines.

Figure 44 : Évolution des traits de fêlure avec fracture sur la résine rigide entre la 2^e et 4^e semaine



Source : Auteur, 2023.

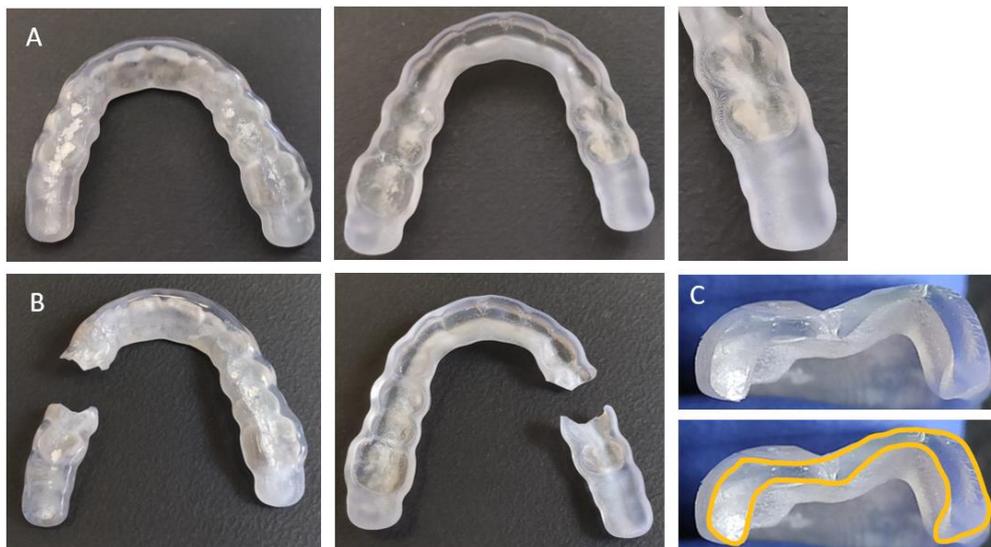
Figure 45 : Évolution des traits de fêlure sur la résine semi-rigide entre la 36^e (A) et 53^e semaine (B)



Source : Auteur, 2023.

Un autre exemple concret qui illustre très bien une situation de fracture complète de l'orthèse sans zone de fragilité de type fêlure avancée ou perforation au préalable (figure 46). L'orthèse était équilibrée en stabilisation avec des contacts généralisés entre la canine et la 2^e molaire puisque la patiente était en fin de prise en charge de son bruxisme et de ses symptômes otologiques (otalgie).

Figure 46 : Fracture complète sur la résine rigide entre la 12^e (A) et 16^e semaine (B) et visualisation de l'épaisseur de résine (C)



Source : Auteur, 2023.

Les fractures qui concernent la résine KSH interviennent assez précocement ce qui pose un problème pour la bonne prise en charge du patient. Actuellement, on peut difficilement considérer cette résine comme compatible avec une utilisation clinique dans la durée de l'étude puisqu'en effet, la résine rigide semble peu résister aux forces élevées de serrement des patients bruxomanes qui représentent environ 95,5 % de l'échantillon total. En revanche, la résine semi-rigide nous paraît compatible avec une utilisation clinique dans la durée de l'étude puisque la durée effective de port de l'orthèse varie de 12 semaines à 53 semaines avec des prises en charge terminées.

D'un côté, les résultats du comportement clinique de la résine semi-rigide rejoignent ceux de l'étude *in vitro* de *Wesemann et al. – 2021* (61) concernant la possibilité d'utiliser des orthèses occlusales en résines 3D au long terme sur une période d'un an. De l'autre, les résultats du comportement clinique la résine rigide rejoignent ceux de l'étude *in vitro* de *Lutz et al. – 2019* (62) et *Schmeiser et al. – 2022* (60) qui évoquent une plus faible résistance à la fracture des résines 3D, une fréquence accrue des fractures et un usage de très court terme soit d'un mois. Nuançons que *Scheimser et al. – 2022* (60) a aussi évalué *in vitro* la résine semi-rigide KeySplint Soft (Keystone) avec en résultats, 7 fractures sur 12 soit environ 58 % de l'échantillon, contrairement aux nôtres où nous trouvons 1 orthèse fracturée sur

10. Ces résultats témoignent de l'importance non négligeable de la résine sur la longévité du DMSM imprimé.

Nous pouvons aussi rajouter qu'une durée de port d'orthèse d'un mois maximum semble bien peu pour obtenir une importante amélioration ou la quasi-résolution de la symptomatologie douloureuse de type DTM et/ou bruxisme. Cette durée est évidemment variable en fonction de la situation clinique mais pourrait se dérouler entre 1 mois et 12 mois avec un suivi régulier (46) et les résultats de l'étude appuient favorablement dans ce sens.

3.3.2 Rétention et confort

Des situations de rebasage voire de réimpression sont aussi présentes pour motif de rétention correcte (4,5 %), insuffisante (4,5 %) ou absence totale de rétention (9,1 %). De surcroît, nous retrouvons aussi quelques situations transitoires avec des zones de compression pour 6 patients sur 22 qui sont presque exclusivement localisées au niveau des dents antérieures et pour lesquelles un ajustement de l'intrados au fauteuil a résolu l'inconfort occasionné. Un choix s'impose à l'opérateur dans le cas d'un défaut de rétention, celui de faire un rebasage partiel voire complet ou celui de lancer une nouvelle impression avec le même fichier STL. Le premier pourrait rendre plus difficile le nettoyage de l'intrados tandis que le second semble plus optimal, d'autant plus en l'absence de rétention totale le jour de la pose. Pour 86,3 % de l'échantillon, la rétention était satisfaisante à très satisfaisante lors de la pose et l'ensemble de ces informations cliniques témoigne de la fidélité d'impression de l'orthèse en termes de précision et justesse vis-à-vis du fichier STL. Néanmoins, ces variations de précision et justesse pourraient être liées à une déformation des empreintes conventionnelles qui ont été scannées, à l'imprimante elle-même ou bien encore à la combinaison de ces deux paramètres.

3.3.3 Esthétique

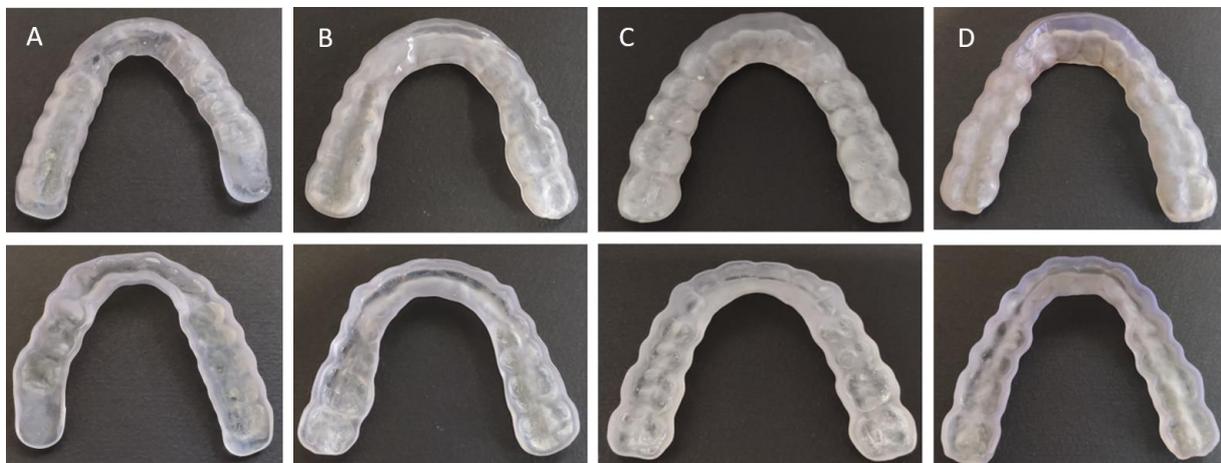
Des conseils d'entretien de l'orthèse ont été prodigués aux patients :

- Porter l'orthèse après chaque brossage (sauf dans le cas exceptionnel d'un port de jour).
- Nettoyage de l'extérieur et intérieur de l'orthèse au savon de Marseille avec une brosse à dents brins durs après chaque utilisation.
- Bien sécher et disposer à l'air libre.

Le respect de ces consignes est nécessaire pour l'entretien au long terme de ce dispositif médical. Toutefois, l'intrados de l'orthèse 3D se montre assez susceptible aux colorations et l'adhésion de débris est notamment accentuée en cas de nettoyage très perfectible. Dans les recommandations de

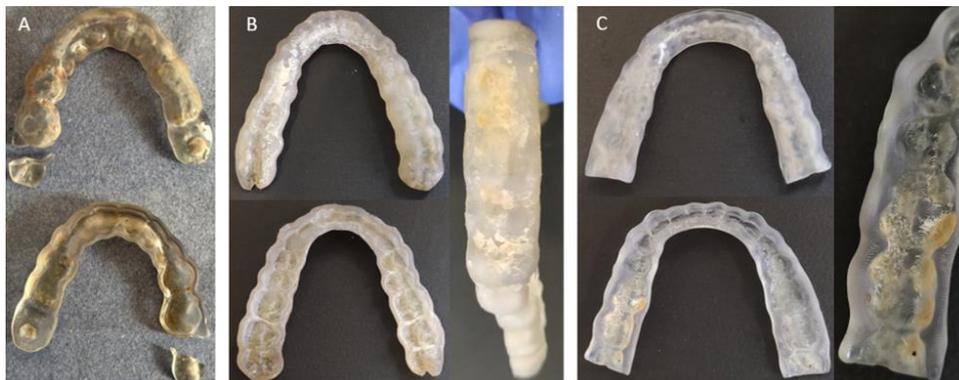
polissage (58), il y a uniquement un polissage de l'extrados afin d'éviter d'altérer l'adaptation de l'orthèse. En suivant ces recommandations, l'importante rugosité de l'intrados semble être responsable de cette susceptibilité aux colorations et difficulté de nettoyage rapportée par plusieurs patients. Cette relation de causalité entre la rugosité, la capacité de nettoyage, l'esthétique, le vieillissement prématuré et l'adhésion de biofilm a déjà été évoquée dans plusieurs études (43,57). Nous pouvons aussi nous interroger sur le lien entre cet intrados rugueux et l'opacification des orthèses au long terme.

Figure 47 : Aspect esthétique d'une orthèse en résine rigide (A) et semi-rigide (B, C, D) avec un entretien satisfaisant ([A] 17 semaines, [B] 36 semaines, [C] 47 semaines, [D] 52 semaines)



Source : Auteur, 2023.

Figure 48 : Aspect esthétique d'une orthèse en résine rigide (A et C) et semi-rigide (B) avec un entretien très perfectible voire absent ([A] 9 semaines, [B] 49 semaines, [C] 8 semaines)



Source : Auteur, 2023.

3.3.4 Limites de l'étude

Une censure non liée à la fin du suivi est susceptible de biaiser l'estimation de la courbe de survie par un biais d'attrition. Le patient, considéré comme perdu de vue, ne représente qu'un cas isolé sur 12 patients du groupe de résine KSH.

De nombreux cas de perforations uniques ou multiples sont préjudiciables à l'opérateur lors de l'équilibration. Face à ce biais, nous pouvons nous interroger sur la fragilisation potentielle de l'orthèse par la présence de ces perforations. Bien que seulement 2 orthèses soient associées à une fracture sans conséquence à partir d'une perforation, cette constatation a été faite durant la période de surveillance de l'étude et nous ne pouvons conclure sur les possibles conséquences au-delà de cette période. De même, pouvons-nous considérer qu'une perforation lors d'une équibration relève d'un défaut de conception par une épaisseur trop fine de résine ? Plus précisément, quelle devrait être l'épaisseur minimale pour éviter une telle perforation ? Et est-ce que cette règle d'épaisseur minimale est-elle la même entre la réalisation d'une orthèse par fabrication soustractive et impression 3D ?

De plus, il n'était pas possible d'effectuer une seule et même convocation finale pour l'ensemble des patients afin d'éviter un trop grand nombre de perdus de vue. Ainsi, la date de fin d'étude n'est pas la même pour tous les sujets et se déroule sur une période allant du 20 décembre 2022 au 31 janvier 2023 soit 6 séances au total.

Globalement, un biais peut aussi être attribué à la courbe d'apprentissage concernant d'une part le polissage de l'orthèse et d'autre part, la rapidité d'équilibration des orthèses par l'opérateur.

Enfin, les conseils d'hygiène prodigués étaient les mêmes pour l'ensemble des patients mais factuellement, ils n'étaient pas respectés par la totalité des patients ce qui a pu accélérer la dégradation esthétique de certaines orthèses notamment avec l'apparition de colorations brunâtres.

3.4 Conclusion de l'étude

Quelle que soit la résine utilisée, l'impression 3D permet la fabrication d'orthèses occlusales qui répondent favorablement à une utilisation clinique en se basant sur les critères de jugement secondaires établis pour l'étude. En ce qui concerne notre critère de jugement principal, à savoir l'usure de l'orthèse, les résultats de l'étude s'orientent vers une conclusion réservée de l'utilisation clinique des orthèses par impression 3D. En effet, la résine KeySplint Hard est actuellement peu

envisageable pour une utilisation clinique (survie très faible, fractures prématurées et inattendues) contrairement à son homologue KeySplint Soft. Cette étude montre donc que de grandes disparités existent entre les résines pour les orthèses imprimées en 3D comme c'est souvent le cas sur les technologies émergentes. La simplicité d'accès, le coût extrêmement réduit et la survie à moyen terme de ces orthèses imprimées en résine semi-rigide est toutefois à considérer lors de leur réalisation en comparaison aux techniques usinées ou thermopolymérisées difficiles d'accès dans des conditions libérales ou hospitalières.

Conclusion

Même si elle bénéficie d'une forte impulsion au niveau de la recherche depuis ces dernières années, il n'existe actuellement très peu voire pas de consensus scientifique en ce qui concerne les variables de pré-impression, en dehors des recommandations des fabricants. Un faible recul clinique et une grande disparité existent concernant les résines biocompatibles 3D qui ne sont pas équivalentes pour une même utilisation. Toutefois, ses nombreux atouts tels que sa simplicité d'accès, son faible coût de production et sa capacité à reproduire des formes géométriques complexes, font que l'impression 3D peut se présenter en véritable alternative selon l'indication posée et le matériau utilisé. Des recherches et études approfondies sont néanmoins indispensables pour établir des consensus afin de clarifier les tenants et aboutissants de l'impression 3D qui demeure une technologie très intéressante s'inscrivant parfaitement dans un flux de travail numérique pour de nombreuses applications en médecine bucco-dentaire.

Bibliographie

1. Cheynet F, Orthlieb JD, Saint-Pierre F. Orthèses (gouttières) occlusales : indications dans les dysfonctions temporo-mandibulaires - recommandations de bonne pratique [Internet]. Société française de stomatologie, chirurgie maxillo-faciale et chirurgie orale; 2016 [cité 16 févr 2023]. Disponible sur: <https://www.sfscmfco.com/documents-sfscmfco/pdf/ortheses-gouttieres-occlusales.pdf>
2. Orthlieb JD. Dysfonctionnements temporomandibulaires : comprendre, identifier, traiter. Paris: Espace ID; 2017. 311 p.
3. Colonna A, Guarda-Nardini L, Ferrari M, Manfredini D. Covid-19 pandemic and the psyche, bruxism, temporomandibular disorders triangle. *Cranio*. 2021;1-6.
4. European Union Law. Règlement (ue) 2017/745 du parlement européen et du conseil du 5 avril 2017 relatif aux dispositifs médicaux, modifiant la directive 2001/83/ce, le règlement (ce) no 178/2002 et le règlement (ce) no 1223/2009 et abrogeant les directives du conseil 90/385/cee et 93/42/cee (texte présentant de l'intérêt pour l'eee) texte présentant de l'intérêt pour l'eee [Internet]. 2020. Disponible sur: <http://data.europa.eu/eli/reg/2017/745/2020-04-24/fra>
5. Bouvier V, Vidal France. Les dispositifs médicaux [Internet]. VIDAL. 2022 [cité 31 oct 2022]. Disponible sur: <https://www.vidal.fr/parapharmacie/utilisation/regles-bon-usage-parapharmacie/dispositifs-medicaux-dm-ce.html>
6. De March P. Dysfonctionnements temporo-mandibulaires, orthèses occlusales et bonnes pratiques. *ID inf dent*. 2022;104(17/18):6-8.
7. Guillot M, Jungo S, Maniere A, Laplanche O, Tillier Y, Ehrmann E. Diagnosis and management of bruxism : evaluation of clinical practices in france. *Cranio*. 2021;39(5):412-23.
8. Krief S, Jeany M, Orthlieb JD, Re JP, Lan R. Occlusal devices in france : an assessment of professional practice. *J prosthet dent*. 2021;125(5):816.e1-816.e7.
9. Duminil G. L'occlusion. Paris: Espace ID; 2013. 224 p.
10. Cotelle M, Bellinghen X. Orthèses occlusales. *Clinic*. 2021;42(403-404):686-9.
11. Orthlieb JD, Darmouni L, Pardinielli A, Jouvin Darmouni J. Fonctions occlusales : aspects physiologiques de l'occlusion dentaire humaine. In: EMC Médecine buccale (28-160-B-10) [Internet]. Paris: Elsevier Masson; 2013. p. 11. Disponible sur: http://www.occluso.com/offres/doc_inline_src/670/EMC%2Bfonctions%2Bocclusales%2B2013.pdf
12. Michelotti A, Iodice G, Bucci R. Relation entre l'occlusion et les dysfonctionnements temporomandibulaires : changement de paradigme. *Réal clin*. 2020;31(1):14-7.
13. Silva CAGD, Grossi ML, Araldi JC, Corso LL. Can hard and/or soft occlusal splints reduce the bite force transmitted to the teeth and temporomandibular joint discs ? A finite element method analysis. *Cranio*. 2020;0(0):1-8.

14. Orthlieb JD. Gnathologie fonctionnelle. Volume 1, Occlusion et restauration prothétique. Rueil-Malmaison: CdP; 2009. 171 p.
15. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism : report of a work in progress. J oral rehabil. 2018;45(11):837-44.
17. Manfredini D, Ahlberg J, Aarab G, Bracci A, Durham J, Ettlin D, et al. Towards a standardized tool for the assessment of bruxism (stab) - overview and general remarks of a multidimensional bruxism evaluation system. J oral rehabil. 2020;47(5):549-56.
18. Chew AQA, Saigo L, Yap AU. Is there a comorbid relationship between temporomandibular disorders and otologic signs/symptoms ? : an umbrella review. Cranio. 2022;0(0):1-14.
19. Denardin ACS, do Nascimento LP, Valesan LF, Da Cas CD, Pauletto P, Garanhani RR, et al. Disocclusion guides in occlusal splints on temporomandibular disorders and sleep bruxism : a systematic review. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology. 2023;135(1):51-64.
20. Lobbezoo F, Manfredini D. Bruxisme du sommeil chez les adultes : résumé des connaissances actuelles sur l'étiologie, l'évaluation et la prise en charge. Réal clin. 2022;33(1):62-8.
21. Sapoval M, Gaultier AL, Del Giudice C, Pellerin O, Kassis-Chikhani N, Lemarteleur V, et al. 3d-printed face protective shield in interventional radiology : evaluation of an immediate solution in the era of covid-19 pandemic. Diagn interv imaging. 2020;101(6):413-5.
22. Lemarteleur V, Fouquet V, Le Goff S, Tapie L, Morenton P, Benoit A, et al. 3d-printed protected face shields for health care workers in covid-19 pandemic. Am j infect control. 2021;49(3):389-91.
23. Tapie L. L'impression 3D. Partie 1 - Définitions. BMC. 2016;1(1):34-9.
24. Garcés-Albir M, Muñoz-Forner E, Dorcaratto D, Sabater L. What does preoperative three-dimensional image contribute to complex pancreatic surgery ? Cir esp. 2021;99(8):602-7.
25. Sun G, Ding B, Yu G, Chen L, Wang Z, Wang S, et al. Three-dimensional printing - assisted planning for complete and safe resection of retroperitoneal tumor. J xray sci technol. 2020;28(3):471-80.
26. Attal JP, Francois P, Fouquet F, Le Goff S, Abdel-Gawad S, Le Marteleur V. Les coups de coeur de Jean-Pierre Attal. ID. 2020;102(40):47-54.
27. Formlabs. L'impression 3D stéréolithographique : des années 80 à aujourd'hui [Internet]. Formlabs. [cité 31 juill 2022]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/histoire-impression-3d-stereolithographie/>
28. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers : current status and potential application in prosthetic dentistry. J prosthodont. 2019;28(2):146-58.
29. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3d printing with polymers : challenges among expanding options and opportunities. Dent mater. 2016;32(1):54-64.

30. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3d printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies : a narrative review. *J dent.* 2021;109:103630.
31. Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé. Fiche d'encadrement impression 3d pour la fabrication de dispositifs médicaux dans le cadre de la crise du covid-19 [Internet]. Disponible sur: <https://ansm.sante.fr/dossiers-thematiques/dm-dmdiv-nos-informations-de-securite-avis-et-recommandations-face-a-la-covid-19>
32. Montmartin M, Meyer C, Euvrard E, Pazart L, Weber E, Benassarou M. L'impression 3d à l'hôpital : quelle réglementation en france ? *Revue de stomatologie, de chirurgie maxillo-faciale et de chirurgie orale.* 2015;116(5):302-7.
33. Rôle des organismes notifiés [Internet]. GMED Medical Device Certification. [cité 28 juill 2022]. Disponible sur: <https://lne-gmed.com/fr/notified-bodies-role>
34. ISO 10993-18:2020 Évaluation biologique des dispositifs médicaux — Partie 18 : caractérisation chimique des matériaux des dispositifs médicaux au sein d'un processus de gestion du risque [Internet]. 2020 [cité 24 juill 2022]. Disponible sur: <https://www.iso.org/cms/render/live/fr/sites/isoorg/contents/data/standard/06/47/64750.html>
35. François P, Dursun E, Herve A, Moby V, Le Goff S, Tapie L, et al. Overlay en composite réalisé par impression 3D : un des premiers cas cliniques et premières réflexions. *BMC.* 2021;6(2):70-6.
36. Guerrero-Gironés J, López-García S, Pecci-Lloret MR, Pecci-Lloret MP, Rodríguez Lozano FJ, García-Bernal D. In vitro biocompatibility testing of 3d printing and conventional resins for occlusal devices. *J dent.* 2022;123:104163.
37. Rubayo DD, Phasuk K, Vickery JM, Morton D, Lin WS. Influences of build angle on the accuracy, printing time, and material consumption of additively manufactured surgical templates. *J prosthet dent.* 2021;126(5):658-63.
38. Morice S. Impression 3D : 3 imprimantes au banc d'essai [Internet]. LEFILDENTAIRE magazine dentaire. 2021 [cité 24 sept 2022]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/impression-3d-3-imprimantes-au-banc-dessai/>
39. Katheng A, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Hada T, Minakuchi S. Evaluation of trueness and precision of stereolithography-fabricated photopolymer-resin dentures under different postpolymerization conditions : an in vitro study. *J prosthet dent.* 2022;128(3):514-20.
40. Väyrynen VOE, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J prosthet dent.* 2016;116(5):811-7.
41. Monzón M, Ortega Z, Hernández A, Paz R, Ortega F. Anisotropy of photopolymer parts made by digital light processing. *Materials.* 2017;10(1):64.
42. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent mater.* 2018;34(12):e324-33.
43. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *J mech behav biomed mater.* 2021;115:104270.

44. Grymak A, Waddell JN, Aarts JM, Ma S, Choi JJE. Evaluation of wear behaviour of various occlusal splint materials and manufacturing processes. *J mech behav biomed mater.* 2022;126:105053.
45. Burdairon G. *Abrégé de biomatériaux dentaires.* 2^e éd. Paris: Masson; 1989. 306 p.
46. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Wear behavior of occlusal splint materials manufactured by various methods : a systematic review. *J prosthet dent.* 2022;31(6):472-87.
47. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3d printed splint material. *J mech behav biomed mater.* 2021;115:104254.
48. You SM, You SG, Kang SY, Bae SY, Kim JH. Evaluation of the accuracy (trueness and precision) of a maxillary trial denture according to the layer thickness : an in vitro study. *J prosthet dent.* 2021;125(1):139-45.
49. Katheng A, Kanazawa M, Komagamine Y, Iwaki M, Namano S, Minakuchi S. Effect of post-rinsing time and method on accuracy of denture base manufactured with stereolithography. *J adv prosthodont.* 2022;14(1):45-55.
50. Xu Y, Xepapadeas AB, Koos B, Geis-Gerstorfer J, Li P, Spintzyk S. Effect of post-rinsing time on the mechanical strength and cytotoxicity of a 3D printed orthodontic splint material. *Dent mater.* 2021;37(5):314-27.
51. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, et al. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers.* 2020;12(11):2762.
52. Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, Park KH, Park YB, Lee JH, et al. Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers.* 2021;13(8):1180.
53. Alifui-Segbaya F, Bowman J, White AR, George R, Fidan I, Love RM. Chemical characterization of additively manufactured methacrylates for dental devices. *Additive manufacturing.* 2020;31:100944.
54. Aati S, Akram Z, Shrestha B, Patel J, Shih B, Shearston K, et al. Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3d-printed denture base material. *Dent mater.* 2022;38(1):57-67.
55. Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of printing layer thickness and postprinting conditions on the flexural strength and hardness of a 3d-printed resin. *Biomed res int.* 2022;8353137.
56. Wu D, Zhao Z, Zhang Q, Qi HJ, Fang D. Mechanics of shape distortion of dlp 3d printed structures during uv post-curing. *Soft matter.* 2019;15(30):6151-9.
57. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3d-printed resins with various printing orientations. *J prosthet dent.* 2020;124(4):468-75.

58. Keystone Industries. Recommandations de finition et polissage pour KeySplint Soft et Hard [Internet]. 2021 [cité 2 févr 2023]. Disponible sur: https://keyprint.keystoneindustries.com/wp-content/uploads/2021/06/FINAL-KeySplint_Polishing_Protocol_FR_2021-with-added-KeyPolish-Kit.pdf
59. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of uv-polymerized 3d printing resins composed of bis-ema, udma, and tegdma. *J prosthet dent.* 2020;123(2):349-54.
60. Schmeiser F, Baumert U, Stawarczyk B. Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and three-dimensional printing. *Clin oral investig.* 2022;26(9):5857-66.
61. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dent mater.* 2021;37(3):432-42.
62. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional–printed occlusal devices. *J prosthet dent.* 2019;121(1):166-72.
63. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique : a systematic review. *Dent mater.* 2021;37(2):336-50.

Table des figures

Figure 1 : Orthèse de butée occlusale antérieure au maxillaire	10
Figure 2 : Illustration du principe de bascule mandibulaire.....	11
Figure 3 : Résumé des impératifs spécifiques de réalisation selon les types d'orthèses occlusales	15
Figure 4 : Équilibration immédiate en statique selon les types d'orthèses occlusales.....	16
Figure 5 : Les 7 familles de procédés additifs selon la norme ISO 17296-2	18
Figure 6 : Illustration du fonctionnement de la technologie SLA inversée	19
Figure 7 : Illustration du fonctionnement de la technologie DLP.....	20
Figure 8 : Schématisation de la direction de photopolymérisation dans les différents axes lors de l'impression et en post-traitement	21
Figure 9 : Exemples de résines liquides disponibles sur le marché.....	22
Figure 10 : Schématisation des interstices faiblement photopolymérisés selon une angulation de 90° (A) ou 0° (B)	27
Figure 11 : Représentation d'une orthèse sur le logiciel de slicing en fonction des différentes angulations (0°, 30°, 45°, 60°, 90°)	28
Figure 12 : Orthèse occlusale théorique visible dans le logiciel de slicing (haut) et orthèse occlusale imprimée avec une déformation localisée (bas).....	30
Figure 13 : Bac de résine déformé (gauche) et bac de résine neuf (droite).....	31
Figure 14 : Mise en articulateur virtuel	42
Figure 15 : Conception numérique d'une orthèse de relaxation musculaire avec contacts sur les canines	42
Figure 16 : Vue inférieure d'une orthèse mettant en évidence les zones à risques qui nécessitent des supports.....	43
Figure 17 : Visualisation finale avant impression 3D.....	43
Figure 18 : Résumé de l'impression en cours (gauche) et plateforme d'impression immergée dans le bac à résine (droite)	44
Figure 19 : Situation après impression d'une orthèse occlusale.....	44
Figure 20 : Orthèse occlusale imprégnée de résine liquide non photopolymérisée	45
Figure 21 : Mise en place de l'orthèse dans le système de rinçage et séchage qui se remplira d'alcool isopropylique (≥ 91%) afin d'éliminer la résine liquide résiduelle non photopolymérisée	45
Figure 22 : Séchage complémentaire avant photopolymérisation finale	45

Figure 23 : Photopolymérisation finale en cuve UV selon les recommandations du fabricant afin d'acquérir les propriétés biologiques et mécaniques adéquates	46
Figure 24 : Aspect de l'orthèse après photopolymérisation en cuve et retrait des supports. L'état de surface est rugueux, opaque et on note la persistance de la base des tiges.....	46
Figure 25 : Recommandations de finition et polissage pour résine KeySplint Soft (KSS) et Hard (KSH). (1) Ponçage et élimination des marquages des tiges support (2) Elimination des lignes d'impression avec le polissoir abrasif fin bleu (3) Finition de la surface occlusale avec un polissoir en feutre et de la pierre ponce gros grains (4) Prépolissage (5) Polissage haute brillance (6) Lustrage haute brillance de l'orthèse.....	46
Figure 26 : Aspect de l'orthèse en résine KeySplint Soft après l'étape 1, 2 et 3 de polissage (A) et après polissage complet (B)	47
Figure 27 : Schéma résumant le protocole global, de la consultation initiale à la convocation finale .	51
Figure 28 : Graphiques illustrant la répartition homme / femme au sein de l'étude et la répartition des différentes catégories d'âge.....	52
Figure 29 : Graphiques illustrant la répartition des différentes catégories de troubles recensées et leur répartition par catégorie	53
Figure 30 : Probabilité de survie sans fracture de l'orthèse en fonction du temps.....	54
Figure 31 : Résumé des valeurs de hazard ratio selon le test du Log-Rank	55
Figure 32 : Orthèses fracturées non viables avec un score de [1] à 4 semaines (A), 16 semaines (B), 9 semaines (C), 18 semaines (D), 14 semaines (E), 2 semaines (F) et 9 semaines (G)	56
Figure 33 : Histogramme illustrant l'évolution des scores d'usure au cours du suivi.....	57
Figure 34 : Histogramme illustrant l'évolution des scores de rétention au cours du suivi.....	57
Figure 35 : Histogramme illustrant l'évolution des scores de symptomatologie au cours du suivi.....	58
Figure 36 : Histogramme illustrant l'évolution des scores de confort au cours du suivi	59
Figure 37 : Histogramme illustrant l'évolution des scores d'état de surface au cours du suivi.....	60
Figure 38 : Histogramme illustrant l'évolution des scores d'esthétique au cours du suivi.....	60
Figure 39 : Elimination de l'état de surface poli miroir lors des phases d'équilibration (résine rigide à 11 semaines).....	61
Figure 40 : Comparaisons de fractures avec conséquences cliniques (A, B, C) et sans conséquences cliniques ([A] 9 semaines, [B] 16 semaines, [C] 2 semaines, [D] 53 semaines, [E] 31 semaines)	61
Figure 41 : Évolution d'une fêlure vers une fracture incomplète pour la résine semi-rigide entre la 13 ^e et la 18 ^e semaine	62
Figure 42 : Perforations opérateur-dépendant sur la résine semi-rigide (KeySplint Soft, Keystone) non associées à l'apparition de fêlure ([A] 26 semaines, [B] 36 semaines, [C] 18 semaines).....	62

Figure 43 : Perforation opérateur-dépendant (A) et patient-dépendant (B) sur la résine semi-rigide (KeySplint Soft, KEYSTONE) associée à l'apparition d'une fêlure/fracture en distal des 2 ^e molaires (31 semaines et 53 semaines)	62
Figure 44 : Evolution des traits de fêlure avec fracture sur la résine rigide entre la 2 ^e et 4 ^e semaine	63
Figure 45 : Evolution des traits de fêlure sur la résine semi-rigide entre la 36 ^e (A) et 53 ^e semaine (B)	63
Figure 46 : Fracture complète sur la résine rigide entre la 12 ^e (A) et 16 ^e semaine (B) et visualisation de l'épaisseur de résine (C).....	64
Figure 47 : Aspect esthétique d'une orthèse en résine rigide (A) et semi-rigide (B, C, D) avec un entretien satisfaisant ([A] 17 semaines, [B] 36 semaines, [C] 47 semaines, [D] 52 semaines).....	66
Figure 48 : Aspect esthétique d'une orthèse en résine rigide (A et C) et semi-rigide (B) avec un entretien très perfectible voire absent ([A] 9 semaines, [B] 49 semaines, [C] 8 semaines)	66

Table des tableaux

Tableau 1 : Définitions du bruxisme d'éveil et de sommeil	9
Tableau 2 : Résumé non exhaustif des avantages et limites de l'impression 3D.....	47
Tableau 3 : Critères d'inclusion et d'exclusion	48
Tableau 4 : Questionnaire sous forme de scores	49

Annexes

	Précision et justesse	Résistance en flexion	Module de flexion	Biocompatibilité	Dureté	Résistance à l'usure	Rugosité
Angle d'impression	±	±	±		±	±	±
Position sur la plateforme	±						
Epaisseur des couches	±	±	±		±		
Supports	±						-
Post-traitement	Rinçage et séchage	+	±	±	+		
	Température de photopolymérisation	±	+	+	+	+	+
	Temps de photopolymérisation	+	+	+	+	+	+
	Polissage					+	+
Composition de la résine	±	±	±	±	±	±	
Absorption d'eau	-	-	-		-		
Vieillessement		-	-		-		

Couleur verte (+) = \nearrow implique un effet bénéfique, même si plateau

Couleur orange (±) = Impact positif ou négatif variable

Couleur rouge (-) = impact négatif

Absence de couleur / gris = Absences de données sur l'impact ou absence d'impact

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
Rubayo et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Angle d'impression (0°/30°/45°/60°/90°) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Précision ▪ Justesse ▪ Temps d'impression ▪ Consommation de résine 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ SLA ▪ Dental SG (Formlabs) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = NC ▪ Rinçage 15 minutes (Alcool isopropylique 91%) ▪ Photopolymérisation (UV 315-400 mm et 400-550 mm) ▪ Autoclave à 121°C pendant 15 minutes 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Influence significative de l'angle d'impression sur la précision, justesse, temps d'impression et consommation de résine ▪ Angulation de 0° et 45° offre la meilleure précision et justesse (0° ↔ 45° * > 30° ↔ 60° * > 90°) ▪ Augmentation du temps d'impression avec l'augmentation de l'angulation (90° * > 60° * > 45° * > 30° * > 0°) ▪ Diminution de la consommation de résine avec l'augmentation de l'angulation 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Absence polissage
Väyrynen et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Angle d'impression (0°, 45° et 90°) ▪ Stockage à sec et eau (14 jours à 37°C) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance en flexion ▪ Module de flexion ▪ Absorption de l'eau 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ SLA ▪ Epoxy-based resin (Somos WaterShed XC 11122) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = 150 µm ▪ Orientation = variable ▪ Rinçage alcool isopropylique NC % (durée NC) ▪ Photopolymérisation UV 300-46 mm pendant 15 minutes (température NC) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Influence significative de l'angle d'impression et de l'absorption d'eau sur les propriétés de flexion (résistance et module de flexion) ▪ Résistance en flexion = 0° * < 45° ↔ 90° où 45°/90° ont les valeurs les plus élevées ▪ Module de flexion = 0° * < 45° * < 90° où 90° a les valeurs les plus élevées ▪ Résistance à la fracture plus élevée pour l'impression à 90° ▪ \searrow * propriétés de flexion avec l'absorption d'eau pour tous 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Données de post traitement manquantes

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
					les groupes de résine 3D sauf le groupe contrôle <ul style="list-style-type: none"> Impact important de l'absorption d'eau sur les propriétés de flexion, par rapport aux différents angles d'impression 	
Grymak et al.	<ul style="list-style-type: none"> Usure à 2 corps <ul style="list-style-type: none"> ✓ 49 N à 1 HZ ✓ 60 RPM Angle d'impression <ul style="list-style-type: none"> ✓ 0° ✓ 45° ✓ 90° 	<ul style="list-style-type: none"> Usure (perte verticale et en volume) Rugosité de surface 	<ul style="list-style-type: none"> DLP KeySplint Soft (Keystone Industries) FreePrint Ortho (DETAX) DentalClear FreePrint Splint 2.0 (DETAX) 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur = 100 µm Orientation = variable Utilisation d'une molaire humaine Salive artificielle (BIOTENE, GSK) tout au long de l'expérience <ul style="list-style-type: none"> ✓ 37° Humidité entre 78% et 94% 	<ul style="list-style-type: none"> Absence de différence significative d'usure de l'émail antagoniste à 49N, que ce soit par les résines 3D ou les groupes de contrôle. Différence significative d'usure entre les résine par fabrication additive versus fabrication soustractive et conventionnelle Influence significative de l'angle d'impression sur la résistance à l'usure Influence de l'angle d'impression sur la rugosité de surface Surface plus rugueuse avant polissage pour une impression à 90° 	<ul style="list-style-type: none"> Absence d'informations sur le post-traitement (rinçage, photopolymérisation finale)
Grymak et al.	<ul style="list-style-type: none"> Angle d'impression <ul style="list-style-type: none"> ✓ 0° ✓ 45° ✓ 90° Différents protocole de polissage 	<ul style="list-style-type: none"> Dureté Rugosité Brillance Module d'élasticité 	<ul style="list-style-type: none"> DLP KeySplint Soft (Keystone Industries) 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur = NC Orientation = variable Rinçage et photopolymérisation selon les 	<ul style="list-style-type: none"> Influence significative de l'angle d'impression sur la dureté, rugosité de surface, la polissabilité (brillance et rugosité) et le module d'élasticité 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur de couche non communiquée

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
			<ul style="list-style-type: none"> FreePrint Ortho (DETAX) DentaClear FreePrint Splint 2.0 (DETAX) 	<ul style="list-style-type: none"> recommandations de chaque fabricant Polissage = variable 	<ul style="list-style-type: none"> L'angulation de 45° présente les meilleures performances en termes de module d'élasticité, dureté, rugosité après polissage Le polissage ↗* la brillance des résines 3D et ↘* la rugosité Finitions acceptables > 60 GU pour les résines 3D mais inférieures aux autres techniques Résines 3D avec rugosité sous le seuil de 0,2 µm après polissage 	
Bayarsaikhan et al.	<ul style="list-style-type: none"> Température de photopolymérisation <ul style="list-style-type: none"> ✓ 40°C ✓ 60°C ✓ 80°C Durée de photopolymérisation <ul style="list-style-type: none"> ✓ 15 min ✓ 30 min ✓ 1 h ✓ 1 h 30 min ✓ 2h 	<ul style="list-style-type: none"> Propriétés de flexion Dureté Biocompatibilité Degré de conversion Adsorption de protéines 	<ul style="list-style-type: none"> SLA Denture teeth resin (Formlabs) 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur = 50 µm Orientation = 0° et 120° Rinçage 10 min (alcool isopropylique 90%) Photopolymérisation à UV 405 nm (durée et température variables) 	<ul style="list-style-type: none"> Influence significative de la durée et/ou la température de photopolymérisation sur les propriétés de flexion, la dureté, biocompatibilité et adsorption de protéines ↗ Température = ↗ propriétés de flexion, ↗ dureté, ↘ adsorption des protéines et ↗ biocompatibilité (↘ cytotoxicité) ↗ Temps = ↗ propriétés de flexion, dureté et biocompatibilité Interaction entre le temps et la température 	<ul style="list-style-type: none"> Orientation de 0° pour évaluer le degré de conversion, dureté et biocompatibilité Orientation de 120° pour évaluer la résistance en flexion et module de flexion
Katheng et al.	<ul style="list-style-type: none"> Température de photopolymérisation <ul style="list-style-type: none"> ✓ 40°C 	<ul style="list-style-type: none"> Précision Justesse 	<ul style="list-style-type: none"> SLA Clear resin (Formlabs) 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur = 100 µm Orientation = 45° 	<ul style="list-style-type: none"> Influence significative du temps et de la température 	<ul style="list-style-type: none"> Etude in vitro excluant toutes variations des

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
	<ul style="list-style-type: none"> ✓ 60°C ✓ 80°C ▪ Durée de photopolymérisation <ul style="list-style-type: none"> ✓ 15 min ✓ 30 min 			<ul style="list-style-type: none"> ▪ Rinçage 15 min (alcool isopropylique ? %) ▪ Photopolymérisation FormCure (FormLabs) UV 405 mm (durée et température variables) 	<p>de post-polymérisation sur la précision et justesse</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ ↗ Temps + ↗ Température = ↘* justesse et ↘* précision ▪ Justesse à 40°C pendant 30 min <ul style="list-style-type: none"> ✓ ≠* pour 60°C, 80°C pendant 15 minutes ✓ ≠* pour 80°C pendant 30 minutes ▪ Précision à 40°C pendant 30 minutes <ul style="list-style-type: none"> ✓ ≠* par rapport à toutes les autres variables ✓ Ø de ≠* entre 40°C, 60°C, 80°C pendant 15 minutes et 60°C pendant 30 minutes ▪ La photopolymérisation de 40°C pendant 30 minutes offre le schéma le plus favorable de déformation avec les meilleures valeurs de justesse et précision ▪ La photopolymérisation à 80°C pendant 30 minutes induit les plus importantes déformations (justesse et précision) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ conditions en intra-oral ▪ Une durée de 60 et 90 min aurait pu être utile pour pousser un peu plus loin les résultats
Aati et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Temps de photopolymérisation finale (0, 5, 10, 20 min) ▪ Stockage dans la salive artificielle <ul style="list-style-type: none"> ✓ 48 h ou 6 mois 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance en flexion ▪ Module de flexion ▪ Dureté ▪ Rugosité ▪ Ténacité 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ DLP ▪ Dentca Base II (Sprinray) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = 100 µm ▪ Orientation = NC ▪ Rinçage et ultrason avec alcool isopropylique selon recommandations du fabricant 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Influence significative du temps de photopolymérisation sur l'ensemble des mesures ▪ Influence significative du vieillissement à 6 mois dans la salive artificielle avec une 	

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
		<ul style="list-style-type: none"> ▪ Degré de conversion ▪ Biocompatibilité (Cytotoxicité) ▪ Absorption d'eau et solubilité (après 28 jours) 		<ul style="list-style-type: none"> ▪ Photopolymérisation finale à 200 W et UV 390-540 nm (durée variable) ▪ Polissage 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ ↘* de la résistance en flexion, module de flexion, dureté, ténacité ▪ ↗ du temps de photopolymérisation = ↗* résistance en flexion, module de flexion, résistance à la fracture, dureté, taux de conversion, absorption d'eau, biocompatibilité et viabilité de cellules ▪ ↗ du temps de photopolymérisation = ↘* cytotoxicité, solubilité 	
Perea-Lowery et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur <ul style="list-style-type: none"> ✓ 50 µm ✓ 100 µm ▪ Stockage pendant 30 jours <ul style="list-style-type: none"> ✓ Sec à 23°C ± 1°C ✓ Eau à 37°C ▪ Photopolymérisation finale <ul style="list-style-type: none"> ✓ Absence ✓ LED UV 365-405 nm + atmosphère d'azote gazeux ✓ LED 405 nm + 60°C pendant 30 min 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance en flexion ▪ Module de flexion ▪ Dureté ▪ Ténacité 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ DLP ▪ LC Splint (IMPRIMO) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = variable ▪ Orientation = 0° ▪ Rinçage ultrason (IMPRIMO) pendant 3 min puis alcool isopropylique pendant 3 min (NC %, Form Wash) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Influence significative de la méthode de la photopolymérisation finale, le stockage et de l'épaisseur des couches sur les propriétés mécaniques (dureté, résistance en flexion, module de flexion) ▪ La photopolymérisation associant température et lumière UV peut améliorer les propriétés mécaniques et le degré de conversion. ▪ ↘ épaisseur de couches = ↗ dureté et ↗ module de flexion ▪ Absence d'influence de l'épaisseur sur la ténacité ▪ Water storage induit ↘* de la dureté, ↘* résistance en flexion, quelles que soient les 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Absence de polissage

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
					variables (photopolymérisation et épaisseur)	
Seung-Min You et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur <ul style="list-style-type: none"> ✓ 50 µm ✓ 100 µm 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Accuracy 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ SLA ▪ ZMD-1000B Temporary 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = variable ▪ Orientation = 0° ▪ Rinçage ultrason avec alcool isopropylique pendant 10 minutes (NC%) ▪ Photopolymérisation pendant 10 minute (UV uniquement) ▪ Polissage 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Influence significative de l'épaisseur sur l'accuracy de l'intrados et extrados ▪ Meilleure trueness pour 100 µm concernant l'INTRADOS par rapport à 50 µm [RMS (100 µm) * < RMS (50 µm)] ▪ Meilleure trueness pour 50 µm concernant l'EXTRADOS par rapport à 100 µm [RMS (50 µm) * < RMS (100 µm)] ▪ Absence de différence significative concernant la précision de l'intrados entre 50 µm et 100 µm ▪ Différence significative concernant la précision de l'extrados entre 50 µm et 100 µm avec des déformations plus importantes pour 100 µm 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Déformations de l'extrados pouvant être accentuées par la présence des structures supports d'impression placées sur les dents
Katheng et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Méthode de rinçage (ultrason, automatisé, main nue) ▪ Temps de rinçage <ul style="list-style-type: none"> ✓ 5 minutes ✓ 10 minutes ✓ 15 minutes 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Précision ▪ Justesse 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ SLA ▪ Clear Resin (Formlabs) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = 100 µm ▪ Orientation = 45° ▪ Rinçage alcool isopropylique 99% (durée variable) ▪ Photopolymérisation à 40°C pendant 30 minutes 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Influence significative de la méthode et du temps de rinçage sur la précision et justesse ▪ Le rinçage automatisé pendant 10 minutes montre les meilleures performances ▪ Justesse : 10A*5H et 10A ⇔ autres groupes ▪ Précision : 10A* 5U/5H/10U/10H et 10A ⇔ 15A et 15U 	

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
					<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tendance à une meilleure précision et justesse avec l'augmentation du temps de rinçage qu'elle que soit la méthode employée 	
Xu et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Temps de rinçage (5,12,20,30 minutes, 1 heure, 12heures) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Biocompatibilité ▪ Résistance et module de flexion ▪ Absorption d'eau et solubilité 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ SLA ▪ Dental LT Clear Resin (Formlabs) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = 100 µm ▪ Orientation = 90° ▪ Rinçage alcool isopropylique 100% aux ultrasons (durée variable) ▪ Photopolymérisation à 80°C pendant 20 minutes 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Influence significative du temps de rinçage sur la résistance en flexion, l'absorption d'eau et la solubilité ▪ ↗ Temps de rinçage = ↘ Résistance en flexion et ↗ absorption d'eau et ↗ solubilité ▪ Solubilité significativement augmentée à 1 heure par rapport aux autres groupes ▪ Absorption d'eau significativement augmentée entre 12 minutes et 1 heure par rapport à la résine de référence ▪ Rinçage indispensable mais absence d'influence du temps de rinçage sur la cytocompatibilité au-delà de 5 minutes 	
Wesemann et al.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Usure à 2 corps <ul style="list-style-type: none"> ✓ 20 N puis 50 N ✓ 200 000 cycles de mastication ✓ 5°C puis 55° pendant 30 sec avec 15 sec de changement 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance en flexion ▪ Module de flexion ▪ Dureté ▪ Usure 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ LFS (Dental LT Clear V2, Formlabs) ▪ SLA (Dental LT Clear, Formlabs) ▪ DLP (V-Print Splint, Voco) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Epaisseur = NC ▪ Orientation = 0° ▪ Post traitement selon les recommandations du fabricant (différent selon la résine) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Absence de différence significative d'usure de l'émail antagoniste à 20N ou 50N, que ce soit par les résines 3D ou les groupes de contrôle. ▪ Absence différence significative d'usure des matériaux (profondeur et 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Utilisation du même spécimen pour 20 N puis 50 N pendant 200 000 cycles chacun

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
				<ul style="list-style-type: none"> Utilisation d'une prémolaire humaine Water storage à 37°C ± 1°C (durée variable selon la mesure) 	<ul style="list-style-type: none"> volume) à 20N ou 50N, que ce soit par les résines 3D ou les groupes de contrôle. Méthode conventionnelle, soustractive et additive ont montré des performances comparables en termes d'usure sur 1 année, <i>in vitro</i>. Différences significatives de dureté entre les différents matériaux et méthodes. Méthode soustractive et conventionnelle présentent des duretés significativement plus élevées Différences significatives en dureté, résistance en flexion et module de flexion entre les différentes résines 3D (résine et technologie différentes) 	
Schmeiser et al.	<ul style="list-style-type: none"> Usure à 2 corps ✓ 50 N ✓ 120 000 cycles 	<ul style="list-style-type: none"> Usure (perte verticale et en volume) Abrasion (n) Perforation (n) Fracture (n) 	<ul style="list-style-type: none"> DLP Printodont (pro3dure medical) KeySplint Soft (Keystone Industries) 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur = 100 µm Orientation = 90° Rinçage alcool isopropylique 97% (durée ?) Séchage à 60° pendant 30 minutes Post polymérisation uniquement aux UV (durée variable selon la résine) Utilisation d'une molaire maxillaire humaine 	<ul style="list-style-type: none"> Absence de différence significative d'usure de l'émail antagoniste à 50N, que ce soit par les résines 3D ou les groupes de contrôle. Absence différence significative d'usure des matériaux à 50N, que ce soit en profondeur ou en volume. Tendance à la fracture pour les résines issues de la fabrication additive Tendance à l'abrasion, et secondairement perforation, pour les résines issues de la fabrication soustractive 	<ul style="list-style-type: none"> Absence de polissage ↳ Puissance statistique en excluant les groupes perforés / fracturés pour l'évaluation de l'usure Ø de photopolymérisation UV + chaleur concomitante L'usage d'un ciment et son épaisseur ayant pu influencer la résistance à la

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
				<ul style="list-style-type: none"> Water storage à 37° tout au long de l'expérience 		fracture dans le sens d'une réduction
Lutz et al.	<ul style="list-style-type: none"> Usure à 2 corps ✓ 50 N ✓ 20 000 puis 120 000 cycles de mastication 	<ul style="list-style-type: none"> Résistance à l'usure Usure en volume 	<ul style="list-style-type: none"> DLP FotoDent Splint (Drewe Dentamib GmbH) 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur = 50 µm Orientation = 90° Rinçage alcool isopropylique (% NC, durée NC) Post polymérisation Polissage Utilisation d'une molaire maxillaire humaine Simulateur de mastication Water storage à 37° 	<ul style="list-style-type: none"> Différence significative de résistance à la fracture et d'usure de la résine en volume entre la fabrication additive, soustractive et conventionnelle (PMMA) La fabrication additive présente des performances inférieures de résistance à la fracture et une usure en volume plus élevée 	<ul style="list-style-type: none"> L'usage d'un ciment et son épaisseur ayant pu influencer la résistance à la fracture dans le sens d'une réduction Composition principale de résine à base d'UDMA pouvant être responsable de la diminution de résistance à l'usure
Aati et al.	<ul style="list-style-type: none"> Différentes compositions de résine ✓ % Bis-EMA ✓ % UDMA ✓ % TEGDMA 	<ul style="list-style-type: none"> Précision Justesse Biocompatibilité Résistance de flexion Module de flexion Dureté 	<ul style="list-style-type: none"> DLP 	<ul style="list-style-type: none"> Epaisseur = 50 µm Orientation = NC Rinçage alcool isopropylique (NC durée et %) Post-polymérisation UV 405 uniquement et pendant 10 min 	<ul style="list-style-type: none"> Influence significative des différents constituants d'une résine sur les propriétés biologiques, résistance en flexion, dureté, précision et justesse Test de cytotoxicité validé pour tous les mélanges de résine selon l'ISO 10993, au-delà du seuil de tolérance cellulaire fixé à 70% Différence significative avec un mélange sans et avec 10% TEGDMA accentuant la toxicité L'association 10% TEGDMA et 71 % UDMA = ↳* dureté, ↳* précision et justesse, 71* 	<ul style="list-style-type: none"> Un seul spécimen par résine utilisé pour mesure l'accuracy Absence de données sur le post-traitement Absence de donnée sur l'orientation Absence de photopolymérisation par la température

Auteurs	Variables	Mesures	Technologie(s) Résine(s)	Paramètres	Résultats Conclusion	Limites
					<ul style="list-style-type: none"> résistance en flexion mais absence de différence significative pour le module de flexion Association 80% Bis-EMA, 10% UDMA et 10% TEGDMA considérée comme la meilleure dans l'étude pour une utilisation clinique 	

Vu, les Directeurs de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie

Docteur Philippe FRANÇOIS

Professeur Vianney DESCROIX

Docteur Thibault CONÇU

Vu, le Président par interim d'Université Paris Cité

Professeur Clarisse BERTHEZENE

Pour le Président par interim et par délégation,

Le Doyen Vianney DESCROIX

Orthèse occlusale par impression 3D : une étude rétrospective

Thomas Muccio. Orthèse occlusale par impression 3D : une étude rétrospective. 2023.
83 p. : ill., graph., tabl. Réf. bibliographiques p. 70-74.

Sous la direction de M. le Docteur Philippe François et la codirection de M. le Docteur
Thibault Conçu

Université Paris Cité
UFR d'Odontologie
1, rue Maurice Arnoux - 92120 Montrouge
5, rue Garancière - 75006 Paris