



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale
- Pas de Modification 4.0 France (CC BY-NC-ND 4.0)



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.fr>

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1
U.F.R D'ODONTOLOGIE

ANNEE 2025

THÈSE N° 2025 LYO1D 043

T H E S E
POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 1^{er} Juillet 2025

Par

Ayse CITAK

Née le 16 Août 2000 à Montbrison (42)

**ÉTAT DES CONNAISSANCES SUR L'UTILISATION DE L'OXYDE DE
ZIRCONIUM DANS LE CONTEXTE DE LA RÉALISATION DES PROTHÈSES
COMPLÈTES FIXES IMPLANTO-PORTÉES EN PHASE TRANSITOIRE ET
DÉFINITIVE**

JURY

Monsieur le Professeur Arnaud LAFON	Président
Monsieur le Docteur Bruno COMTE	Assesseur
Madame la Docteure Sophie VEYRE	Assesseur
<u>Monsieur le Docteur Romain BUI</u>	Assesseur



UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON

I

PRESIDENT DE L'UCBL

Bruno LINA

Directeur Général des Services par intérim

Gaël ASTIER

VICE-PRESIDENTS ET VICE-PRESIDENTES ELUS

Conseil d'Administration

Sandrine CHARLES

Commission de la Recherche du Conseil Académique

Arnaud BRIOUDE

**Commission de la Formation et de la Vie Universitaire du
Conseil Académique**

Julie-Anne CHEMELLE

En charge des Ressources Humaines

Fabien DE MARCHI

**En charge de la Transition Écologique et de la Responsabilité
Sociétale**

Gilles ESCARGUEL

**En charge des Relations avec les Hospices Civils de Lyon et les Frédéric BERARD
Partenaires Hospitaliers**

SECTEUR SANTE

Président du Comité de Coordination des Études Médicales

Philippe PAPAREL

Doyen de l'UFR de Médecine Lyon-Est

Gilles RODE

Doyen de l'UFR de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud - Charles Philippe PAPAREL
Mérieux

Directeur de l'Institut des Sciences Pharmaceutiques et Claude DUSSART
Biologiques (ISPB)

Doyen de l'UFR d'Odontologie

Jean-Christophe MAURIN

Directeur de l'Institut des Sciences & Techniques de Réadaptation Jacques LUAUTÉ
(ISTR)

MAJ : 2 juin 2025



SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Directrice de l'UFR Biosciences Kathrin GIESELER

Directeur de l'UFR Faculté des Sciences Olivier DEZELLUS

Directeur de l'UFR Sciences & Techniques des Activités
Physiques et Sportives (STAPS) Guillaume BODET

Directeur de Polytech Lyon Emmanuel PERRIN

Directeur de l'Institut Universitaire de Technologie Lyon 1 (IUT) Michel MASSENZIO

Directeur de l'Institut des Science Financière & Assurances (ISFA) Christian ROBERT

Directeur de l'Observatoire de Lyon	Bruno GUIDERDONI
Directeur de l'Institut National Supérieur du Professorat & de l'Éducation (INSPÉ)	Pierre CHAREYRON
Directrice du Département-composante Génie Électrique & des Procédés (GEP)	Sophie CAVASSILA
Directrice du Département-composante Informatique	Saida BOUAZAK BRONDEL
Directeur du Département-composante Mécanique	Marc BUFFAT



FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyen : Pr. Jean-Christophe MAURIN, Professeur des Universités-Praticien hospitalier

Vice-Doyens : Pr. Maxime DUCRET, Professeur des Universités - Praticien hospitalier

Pr. Brigitte GROSGOGEAT, Professeure des Universités - Praticien hospitalier

Pr. Cyril VILLAT, Professeur des Universités - Praticien hospitalier

SOUS-SECTION 56-01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur Emérite des Universités-PH : M. Jean-Jacques MORRIER,

Professeure des Universités- Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE
PH :

Maîtres de Conférences-PH : Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY, Mme Claire PERNIER
Mme Guillemette LIENHART

SOUS-SECTION 56-02 : PREVENTION – EPIDEMIOLOGIE ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités- M. Denis BOURGEOIS

PH :

Maître de Conférences-PH : M. Bruno COMTE

Maître de Conférences M. Laurent LAFOREST

Associé :

SOUS-SECTION 57-01 : CHIRURGIE ORALE – PARODONTOLOGIE – BIOLOGIE ORALE

Professeurs des Universités- M. Jean-Christophe FARGES, Mme Kerstin GRITSCH
PH :

M. Arnaud LAFON

Maîtres de Conférences-PH : Mme Doriane CHACUN, M. Thomas FORTIN

Mme Kadiatou SY, M. François VIRARD

**SOUS-SECTION 58-01 :DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE,
PROTHESE,**

**FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE,
BIOMATERIAUX**

Professeure Émérite des Universités-PH : Mme Dominique SEUX

Professeurs des Universités-PH : M. Maxime DUCRET, M. Pierre FARGE,
Mme Brigitte GROSGOGEAT, M. Christophe JEANNIN
M. Jean-Christophe MAURIN, Mme Catherine MILLET
Mme Sarah MILLOT, M. Olivier ROBIN, M. Cyril VILLAT

Maîtres de Conférences-PH : Mme Marie-Agnès GASQUI DE SAINT-JOACHIM
Mme Marion LUCCHINI, M. Raphaël RICHERT,
M. Thierry SELLI, Mme Sophie VEYRE, M. Stéphane VIENNOT

Professeur Associé M. Hazem ABOUELLEIL-SAYED

Maîtres de Conférences Associés Mme Marjorie FAURE, Mme Ina SALIASI, Mme
Marie TOHME

12 novembre 2024



SECTION 87 : SCIENCES BIOLOGIQUES FONDAMENTALES ET CLINIQUES

Professeure des Universités : Mme Florence CARROUEL

REMERCIEMENTS

Aux membres du jury

À Monsieur le Professeur Arnaud LAFON,

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon - Praticien Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université de Bourgogne
Ancien Interne en Odontologie
Spécialiste qualifié en Chirurgie Orale
Responsable du département pédagogique de Chirurgie Orale
Habilité à Diriger des Recherches

Je tiens à vous adresser mes sincères remerciements pour l'honneur que vous me faites de présider ma thèse.

Tout au long de mon cursus, j'ai pu apprécier votre écoute attentive, votre bienveillance constante à l'égard des étudiants et votre volonté manifeste de favoriser leur épanouissement personnel et professionnel.

Vous avez toujours su vous rendre disponible, avec patience et générosité, pour transmettre vos connaissances et nous accompagner dans notre apprentissage.

Votre sens de la pédagogie, allié à une profonde humanité dans la relation aux patients comme aux étudiants, fait de vous une figure très respectée et appréciée de notre faculté.

À Monsieur le Docteur Bruno COMTE,

Maître de conférences des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon - Praticien Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Lyon I

Responsable de la sous-section Prévention-Economie de la santé-Odontologie légale

Je tiens à vous exprimer ma profonde gratitude pour avoir accepté de faire partie de ce jury.

Votre accompagnement tout au long du stage clinique de 6ème année a été d'une grande valeur pour moi. Grâce à votre patience, votre pédagogie et votre bienveillance, j'ai pu progresser avec confiance dans ma pratique clinique.

Vous avez su me transmettre, bien au-delà des gestes techniques, une approche humaine et globale de la prise en charge du patient. Votre écoute, tant envers les étudiants que les patients, ainsi que votre souci du détail dans l'analyse clinique, constituent pour moi une véritable source d'inspiration.

Je vous remercie chaleureusement pour votre disponibilité et pour tout ce que vous m'avez appris durant cette année décisive.

À Madame la Docteure Sophie VEYRE,

Maître de conférences des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon - Praticien Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Interne en Odontologie
Docteur de l'Université Lyon I
Spécialiste qualifié en Chirurgie Orale
Responsable du département pédagogique Fonction - Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux

Je tiens à vous exprimer toute ma reconnaissance d'avoir accepté de siéger au sein du jury de cette thèse.

Je souhaite également souligner votre bienveillance, votre disponibilité et votre sens de l'écoute.

Votre capacité à transmettre vos connaissances avec clarté et rigueur pédagogique, ainsi que votre expertise reconnue en chirurgie orale, associées à une grande humanité et à un profond respect des patients, constituent des qualités professionnelles auxquelles j'aspire dans l'exercice de ma future pratique.

À Monsieur le Docteur Romain BUI,

Chef de Clinique des Universités - Assistant hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire

Je tiens à vous exprimer ma profonde reconnaissance pour l'honneur que vous m'avez fait en acceptant d'encadrer ce travail.

Je vous remercie très sincèrement pour votre disponibilité constante, la qualité de vos conseils ainsi que le dynamisme dont vous avez fait preuve tout au long de l'élaboration de ce travail.

Votre exigence scientifique, vos remarques toujours pertinentes et votre accompagnement bienveillant ont largement contribué à enrichir ma réflexion et à mener ce projet à son aboutissement dans les meilleures conditions.

TABLES DES MATIÈRES

INTRODUCTION	14
I. PROTOCOLE DE LA PROTHESE COMPLETE IMPLANTO-PORTEE	16
I.1. PRESENTATION ET HISTOIRE	16
I.2. PHASE PRE-IMPLANTAIRE	18
I.3. PHASE CHIRURGICALE	19
I.3.1 <i>Méthodes chirurgicales</i>	20
I.3.2 <i>Déroulé de la chirurgie</i>	24
I.4 PHASE DE TRANSITION ET CICATRISATION.....	26
I.5 PHASE PROTHETIQUE	30
I.6 PHASE DE MAINTENANCE	35
II. ANALYSE DU BIOMATERIAU ZIRCONE	37
II.1 GENERALITES SUR LA ZIRCONE.....	37
II.2. PROPRIETES MECANIQUES	39
II.2.1 <i>Module de Young</i>	39
II.2.2. <i>Résistance à la flexion</i>	39
II.2.3 <i>Ténacité</i>	40
II.2.4 <i>Dureté</i>	41
II.2.5 <i>Dégénération à basse température</i>	42
II.3. PROPRIETES BIOLOGIQUES	43
II.3.1 <i>Biocompatibilité</i>	43
II.4 PROPRIETES PHYSIQUES.....	44
II.4.1 <i>Translucidité</i>	44
II.4.2 <i>Radio-densité</i>	45
II.5 PROCEDES DE FABRICATION DE L'OXYDE DE ZIRCONE	47
II.5.1 <i>Présentation de la CFAO</i>	47
II.5.2 <i>La technique soustractive</i>	47
II.5.3 <i>La technique additive</i>	50
III. CONTRAINTES SPECIFIQUES DES PROTHESES COMPLETES FIXES IMPLANTO-PORTEES	51
III.1 PRESENTATION ET HISTOIRE	51
III.2 CONTRAINTES ESTHETIQUES	52
III.3 CONTRAINTES PROTHETIQUES ET TECHNIQUES	56
III.4 CONTRAINTES BIOMECHANIQUES	59

III.5 CONTRAINTES BIOLOGIQUES	63
<i>III.5.1 Contre-indications générales à la chirurgie implantaire</i>	63
<i>III.5.2 Contre-indications locales à la chirurgie implantaire</i>	63
III.6 CONTRAINTES FONCTIONNELLES	65
IV. UTILISATION DE L'OXYDE DE ZIRCONIUM DANS LE CONTEXTE DES PROTHESES COMPLETES FIXES IMPLANTO-PORTEES	66
IV.1 INDICATIONS ET AVANTAGES DE LA ZIRCONE.....	66
IV.2 UTILISATION EN PHASE TRANSITOIRE	68
IV.3. UTILISATION EN PHASE DEFINITIVE	68
IV.4 RECOMMANDATIONS CLINIQUES POUR L'UTILISATION DE LA ZIRCONE	70
<i>IV.4.1 Stratification</i>	70
<i>IV.4.2 Épaisseur du matériau</i>	73
<i>IV.4.3 Occlusion</i>	73
<i>IV.4.4 Retouches</i>	75
CONCLUSION	77
BIBLIOGRAPHIE	78
TABLE DES FIGURES	97
TABLE DES TABLEAUX	99

INTRODUCTION

Le vieillissement de la population mondiale constitue un enjeu de santé publique majeur (1) impactant directement la prise en charge odontologique. Avec l'augmentation de l'espérance de vie, le taux d'édentement total ne cesse de croître, selon l'OMS, actuellement 23% de la population âgée de plus de 60 ans est édenté total, ce chiffre devrait atteindre les 30% en 2030 (2). Il est ainsi nécessaire d'adapter les solutions prothétiques aux besoins des patients afin de les rendre plus durables. Parmi ces solutions, les prothèses complètes fixes implanto-portées se sont largement développées, offrant une alternative stable et fonctionnelle aux prothèses amovibles. Cependant, leur succès repose en grande partie sur le choix du biomatériau utilisé pour leur fabrication.

Ces dernières décennies, l'oxyde de zirconium a connu un essor considérable en odontologie. Plusieurs facteurs ont favorisé son adoption, notamment l'évolution des attentes esthétiques des patients, la recherche de matériaux plus biocompatibles et l'essor de la Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO). Grâce à ses propriétés mécaniques et esthétiques, la zircone est devenue un matériau de choix pour la réalisation des prothèses complètes fixes implanto-portées, aussi bien en phase transitoire que définitive (3,4).

L'introduction de la CFAO a révolutionné la fabrication prothétique, permettant une précision accrue, une meilleure reproductibilité et une simplification des protocoles de fabrication. Contrairement aux méthodes conventionnelles basées sur la coulée des alliages métalliques, la zircone peut être usinée avec une grande finesse, offrant des infrastructures solides et adaptées aux exigences cliniques modernes. Cette avancée technologique a non seulement amélioré la qualité des prothèses mais a également facilité leur accès à un plus grand nombre de patients.

Par ailleurs, la volonté de remplacer certains alliages métalliques, comme le nickel-chrome (Ni-Cr) et le cobalt-chrome (Co-Cr), a contribué à l'essor des matériaux tout-

céramiques. Le Ni-Cr, longtemps utilisé en prothèse fixée, présente des risques allergiques et une biocompatibilité inférieure à d'autres matériaux plus récents (5,6). Le cobalt métallique est notamment classé depuis 2020 comme une substance CMR : Cancérogène, Mutagène et toxique pour la Reproduction (7).

Face à des réglementations de plus en plus strictes, comme celle du Parlement Européen (RDM (UE) 2017/745) (8) et à une sensibilité accrue aux questions de tolérance biologique, la zircone s'est imposée comme une alternative privilégiée, offrant une meilleure acceptation par les tissus biologiques (9).

Dans ce contexte, cette thèse vise à faire un état des connaissances sur l'utilisation de l'oxyde de zirconium dans la fabrication des prothèses complètes implanto-portées, en phase transitoire et définitive. Après avoir présenté le protocole de réalisation de ce type de prothèse, nous procéderons à une analyse approfondie de ce biomatériau, avant d'aborder les contraintes spécifiques qu'impliquent ces restaurations. Enfin, nous examinerons l'utilisation de l'oxyde de zirconium dans ce contexte prothétique.

I. Protocole de la prothèse complète implanto-portée

I.1. Présentation et histoire

La prothèse complète fixe implanto-portée (PCFIP) est, comme son nom l'indique, une solution fixe pour les édentements complets, elle permet au patient de retrouver une dentition proche de sa dentition naturelle en termes d'esthétique et de fonctionnalité. Elle est considérée comme une option thérapeutique fiable pour la réhabilitation complète de l'arcade maxillaire (10,11). Elle est à distinguer de la PACSI (prothèses amovibles complètes sur implants) qui correspond à une solution amovible retenue par des implants, de la prothèse sur implant avec barre de rétention (nommée « barre d'Ackerman »), ou encore de la prothèse amovible, qui reste une alternative sans mise en place d'implants.

L'implantologie moderne a vu le jour grâce à la découverte de **l'ostéointégration** du titane par le professeur suédois **Per-Ingvar Bränemark** dans les années 1960 (12). Les premières restaurations implanto-portées étaient souvent complexes et invasives, nécessitant de nombreux implants (6 à 10 pour le maxillaire, et 5 à 6 pour la mandibule)(13), et un temps de cicatrisation conséquent, il a été nécessaire de trouver un protocole réduit pour pallier ces contraintes.

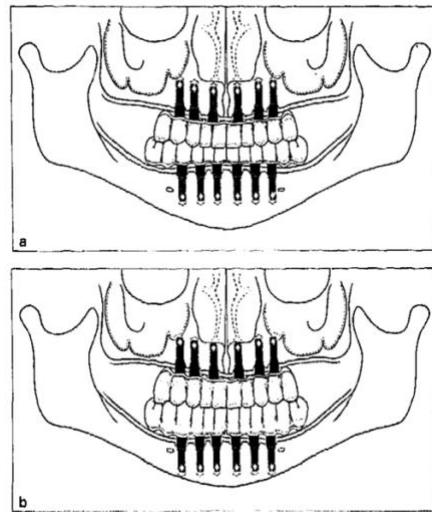


Figure 1 : Illustration de bridges complets implanto-portés en fonction de la résorption osseuse selon Bränemark (a. avancée, b. modérée) (12)

En 1968, le chirurgien-dentiste portugais Paulo Malo découvre le concept de « All-on-Four » (14,15), ce système repose sur l'utilisation de quatre implants dentaires angulés ou axiaux pour supporter une prothèse complète fixe.



Figure 2 : Le concept du All-on-4 présenté par Nobel Biocare

La position et l'orientation des implants influencent directement la répartition des charges biomécaniques. Une inclinaison stratégique des implants est souvent nécessaire pour tirer parti de l'os disponible, évitant ainsi le recours à des greffes osseuses. Cette approche permet également de préserver les structures anatomiques sensibles, comme le nerf alvéolaire inférieur ou le sinus maxillaire (16).

En outre, elle contribue à réduire la longueur des extensions distales de la prothèse, limitant l'effet de bras de levier et les contraintes mécaniques associées (17).



*Figure 3 : Modèles de All-on-4 ;
à gauche, sans inclinaison distale, à droite, avec inclinaison distale de 45° des implants distaux (18)*

Aujourd’hui, le concept du « All-on-Four » sert de base à une grande partie des praticiens, bien que chacun l’adapte en fonction de ses préférences et des situations cliniques. Le nombre d’implants peut ainsi varier, tout comme les protocoles de temporisation (mise en charge immédiate ou différée), les matériaux utilisés et les approches chirurgicales, qu’elles soient guidées numériquement ou non.

Dans un souci de simplification, nous allons vous décrire le protocole du « All-on-Four » tel que proposé par Nobel. Certaines modifications seront apportées par la suite.

I.2. Phase pré-implantaire

La conception de la PCFIP passe obligatoirement par une phase pré-implantaire où le praticien réalise l’anamnèse médicale et un examen clinique et radiographique complet. Il doit établir le projet prothétique en accord avec les doléances du patient, c'est ensuite que la planification implantaire est faite, en fonction de ce dernier. Afin d'assurer des résultats optimaux, il est primordial, dans des cas d'édentés totaux, d'avoir au préalable une prothèse amovible complète répondant aux critères de qualité esthétique et fonctionnel, celle-ci pourra servir de guide pour la planification. Dans le cas échéant, le praticien pourra demander une maquette d'occlusion qui permettra de

redéfinir la DVO, si celle-ci a été modifiée par la perte des dents préalablement à la chirurgie implantaire.

Ensuite, un montage directeur doit être réalisé afin de visualiser le projet prothétique, ce dernier permet au praticien d'avoir une discussion avec le patient quant au résultat final et d'éviter le conflit en cas de non-concordance avec les attentes du patient (19).

I.3. Phase chirurgicale

L'un des objectifs de cette approche implantaire est de simplifier la phase chirurgicale en optimisant l'utilisation de l'os disponible, sans avoir recours systématiquement à des procédures de greffe. La plupart du temps, les greffes osseuses nécessitent une intervention chirurgicale supplémentaire associée à des délais de cicatrisation allongeant le temps du traitement global. Ces interventions peuvent également être à l'origine de l'augmentation des suites opératoires (20). Afin d'éviter cela, la position et l'angulation des implants doit être précisément planifié auparavant grâce aux différentes technologies disponibles, telles que les logiciels de planification sur les imageries tri-dimensionnelles (21).

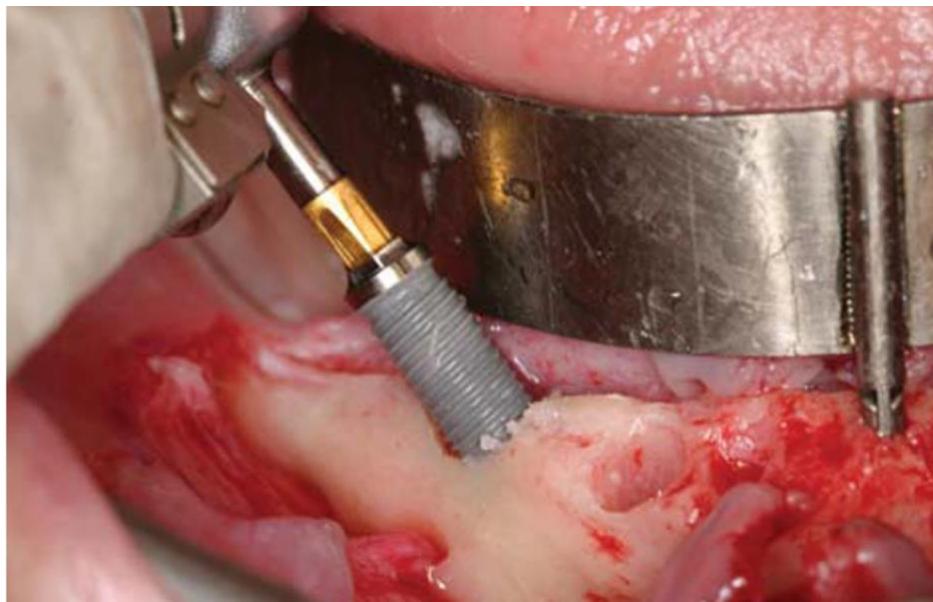


Figure 4 : Pose d'un implant postérieur angulé de 30° à la mandibule (15)

I.3.1 Méthodes chirurgicales

Actuellement, trois méthodes existent pour la mise en place des implants.

- La première est la chirurgie conventionnelle, où le praticien se base sur les examens d'imagerie 2D et 3D afin d'évaluer la largeur, le profil de l'os alvéolaire ainsi que les éléments anatomiques environnants. L'utilisation de différents outils tels que la sonde parodontale ou les compas d'épaisseur sont nécessaires pour pouvoir effectuer des mesures afin d'avoir un positionnement plus précis. Il est également possible d'utiliser un logiciel de planification implantaire afin d'obtenir un clone digital du patient par fusion des données DICOM (imagerie 3D), STL (images surfaciques des arcades dentaires obtenues par scanner intra-oral). Nous pouvons également ajouter des photographies (fichier JPEG) du patient pour apporter plus de précision et permettre une meilleure communication avec le patient (22).

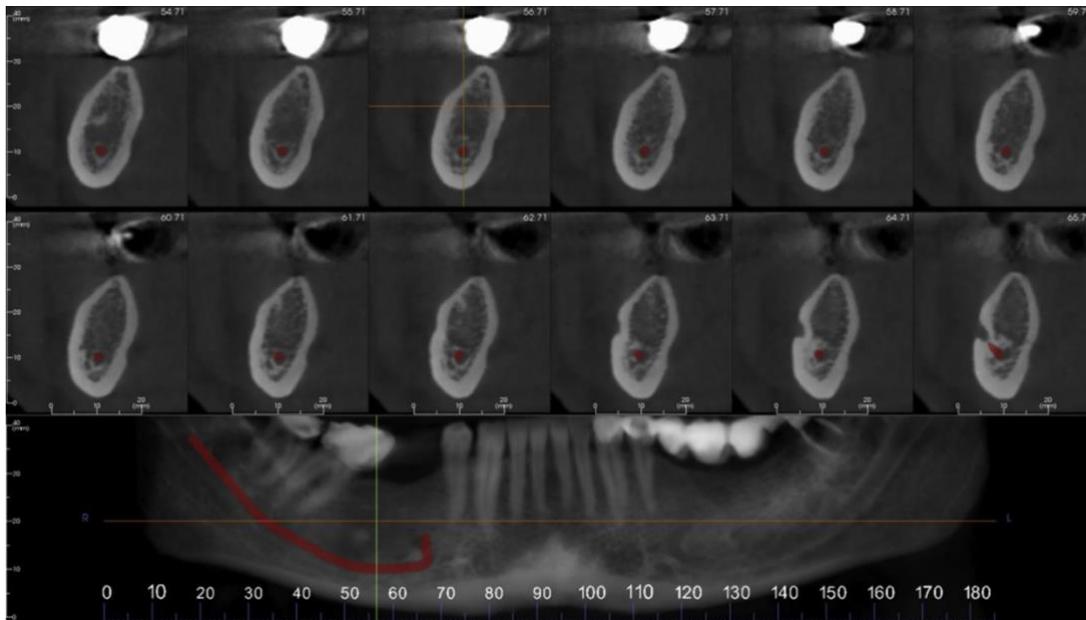


Figure 5 : Planification implantaire avec différentes coupes en 2 dimensions et traçage du nerf alvéolaire inférieur en rouge. Images obtenues par tomographie volumique numérisée à faisceau conique (23)

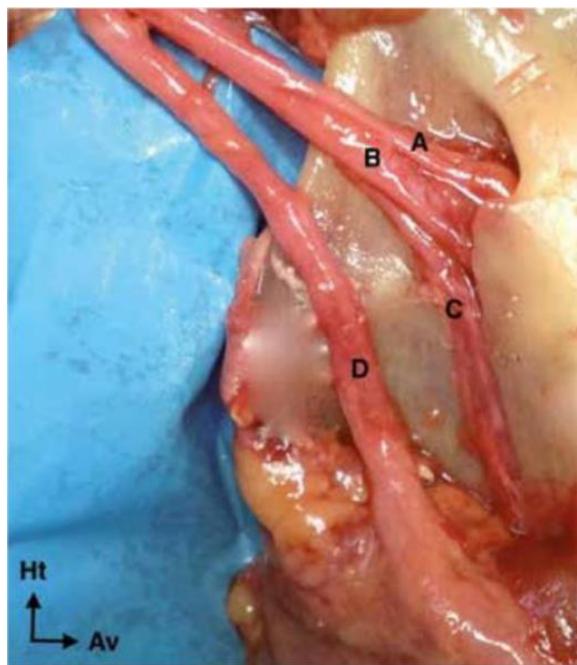


Figure 6 : Vue médiale de la zone du foramen mentonnier :

- A. nerf alvéolaire inférieur, B. artère alvéolaire inférieure,
- C. nerfs et vaisseaux des muscles mylo-hyoïdien et digastrique, D. nerf lingual (24)

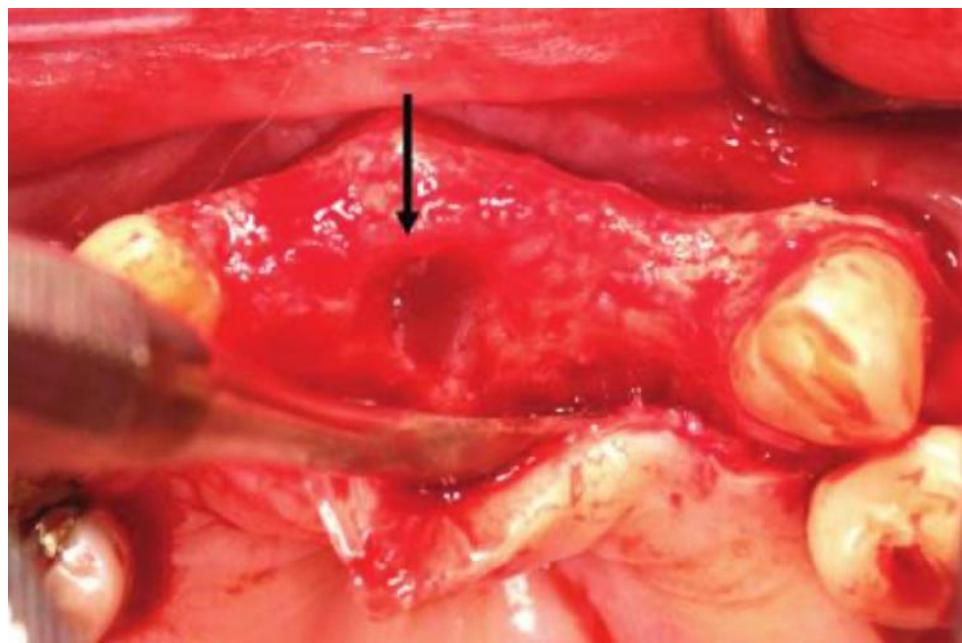


Figure 7 : Exposition du foramen incisif, ouverture du canal incisif qui permet le passage du nerf naso-palatin et de l'artère grande palatine (25)

- La chirurgie guidée repose également sur le logiciel de planification implantaire associée à l'imagerie tridimensionnelle. Le marquage sur le logiciel des éléments anatomiques nobles tels que le foramen nasopalatin, le nerf alvéolaire inférieur, la fosse submandibulaire permet un positionnement optimal des implants à distance de ces obstacles. Une fois la planification implantaire réalisée, cette dernière sera transmise au prothésiste qui réalisera un guide chirurgical spécifique de l'instrumentation du patricien. La plupart des guides pour les édentés complets sont muco-portés ayant de facto une stabilité et une précision réduites (26). En effet, la muqueuse buccale étant compressible, le guide pourrait présenter des mouvements. De plus, l'injection d'anesthésiques locaux peut provoquer un gonflement de la muqueuse et empêcher une bonne adaptation du guide.

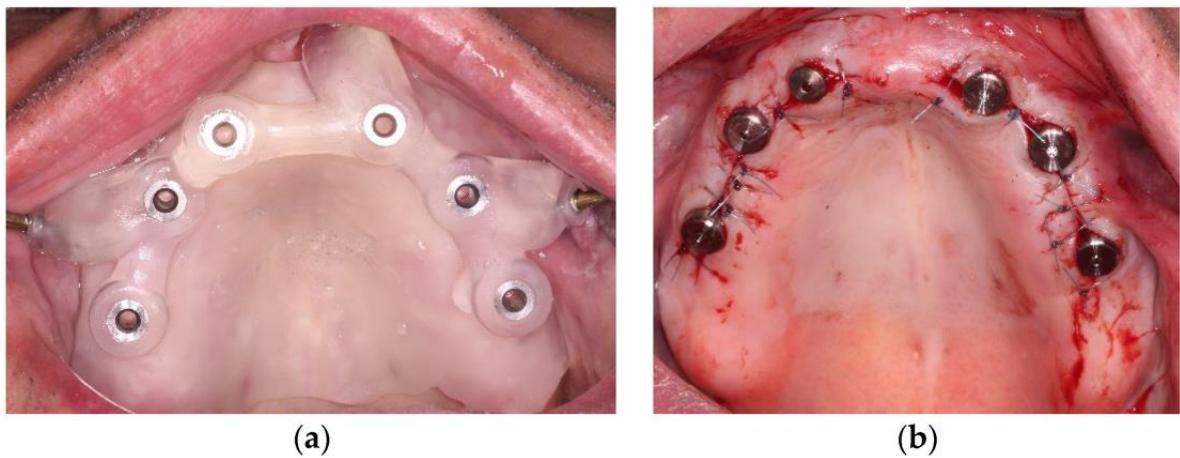


Figure 8 : (a). mise en place du guide chirurgical muqueux (b). mise en place des implants (27)



Figure 9 : Clone digital du patient avec différents formats de fichiers ;
STL (maxillaire → future prothèse et
mandibulaire → scan intra-oral), DICOM obtenu par CBCT
JPEG du visage du patient © Romain BUI

- La chirurgie naviguée repose sur un système de guidage en temps réel au cours de l'intervention, rendu possible grâce à un dispositif de navigation. Deux marqueurs (trackers) sont fixés, l'un sur le patient, l'autre sur le contre-angle ; leur position est détectée par deux caméras via un système de triangulation (28). Le praticien doit réussir à viser la cible sur l'écran, correspondant à la position idéale de l'implant définie lors de la planification implantaire préopératoire. D'après une étude clinique portant sur 94 implants posés sur 65 patients, cette technique offrirait une précision supérieure à celle des autres

techniques (29). Elle est également moins invasive que la chirurgie guidée à l'aide de guides osseux, et moins influencée par la dépressibilité des tissus pour l'utilisation des guides muqueux (30). Néanmoins, elle nécessite une phase d'apprentissage, en effet, le praticien doit avoir des connaissances sur l'anatomie tomodensitométrique et l'utilisation des logiciels de planification, les sources d'erreurs doivent être reconnues. En outre, sa mise en place présente un coût plus élevée (31,32).

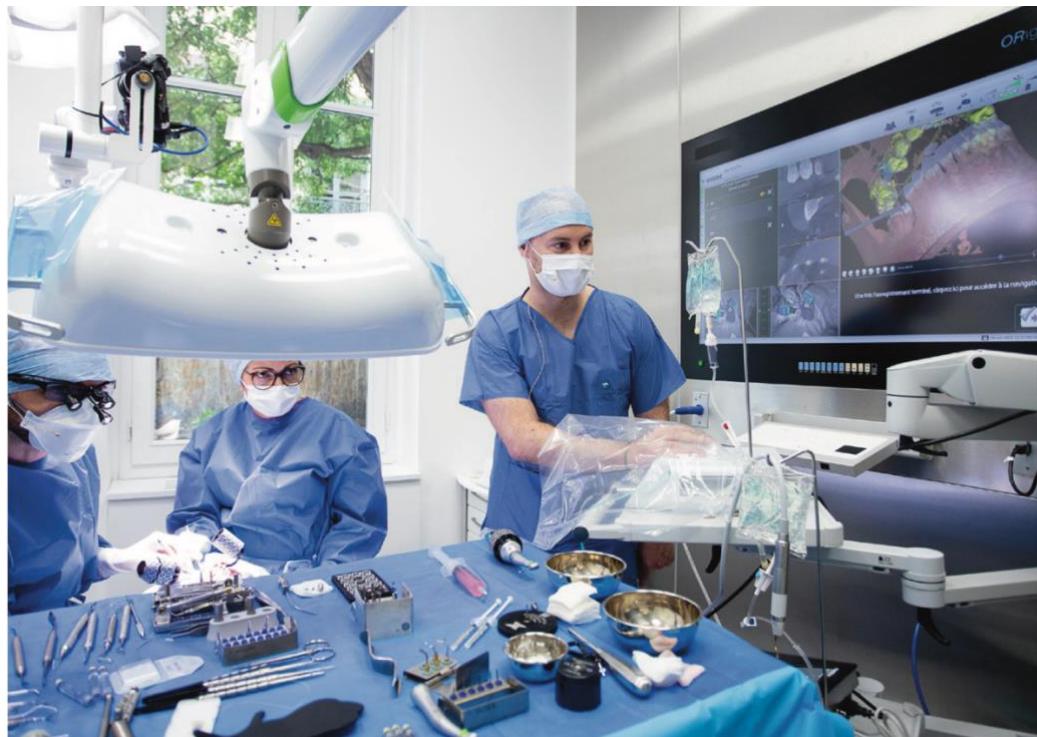


Figure 10 : Instrumentation de la chirurgie naviguée au bloc opératoire (28)

I.3.2 Déroulé de la chirurgie

D'une manière générale, voici le déroulé de la phase chirurgicale (33):

1. Anesthésie et incisions selon des tracés précis.
2. Extraction des dents résiduelles, curetage de l'alvéole et résection osseuse si nécessaire.
3. Mise en place des 4 ou 6 implants en fonction du prothétique : 2 ou 4 axiaux en antérieur et 2 angulés de 45° en postérieur. Cette inclinaison distale des

implants postérieurs dans le maxillaire permet un ancrage dans un os de meilleure qualité.

4. Connexion des piliers multi-unit aux implants, les piliers permettent de relier l'implant à la pièce prothétique, ils peuvent être droits ou angulés à 17° ou 30°, de même ils existent en différentes hauteurs en fonction de l'épaisseur gingivale. L'angulation du pilier est déterminée en fonction de l'angulation de l'implant de telle manière que le puit de vis puisse émerger de la face occlusale ou linguale de la pièce prothétique (15).
5. Comblement des alvéoles si nécessaire.
6. Sutures.
7. Connexion des transferts d'empreinte.
8. Empreinte.

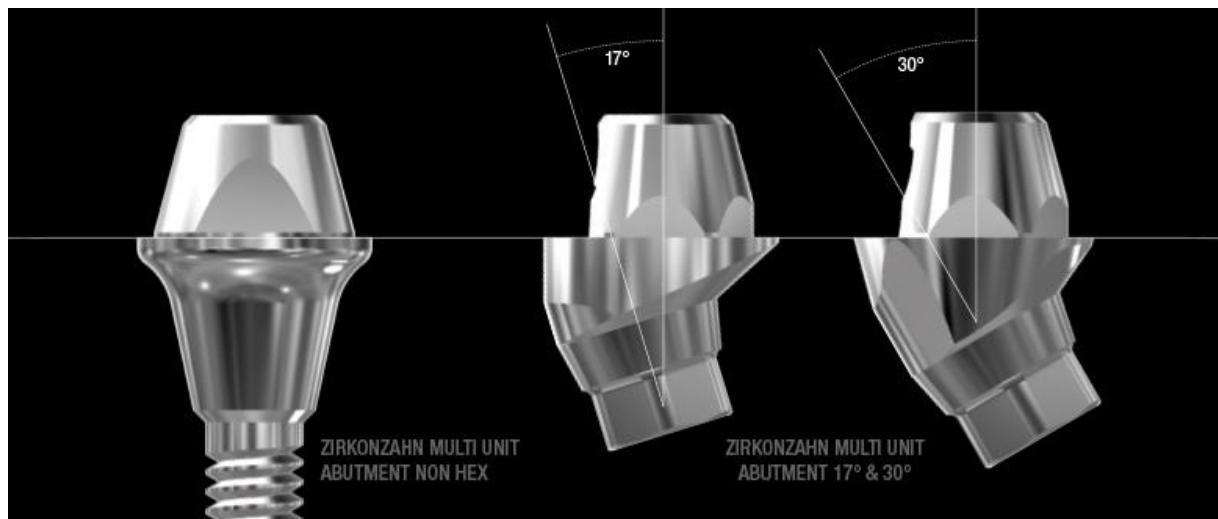


Figure 11 : Les piliers Multi-Unit avec différentes angulations de gauche à droite : 0°, 17° et 30° (31)

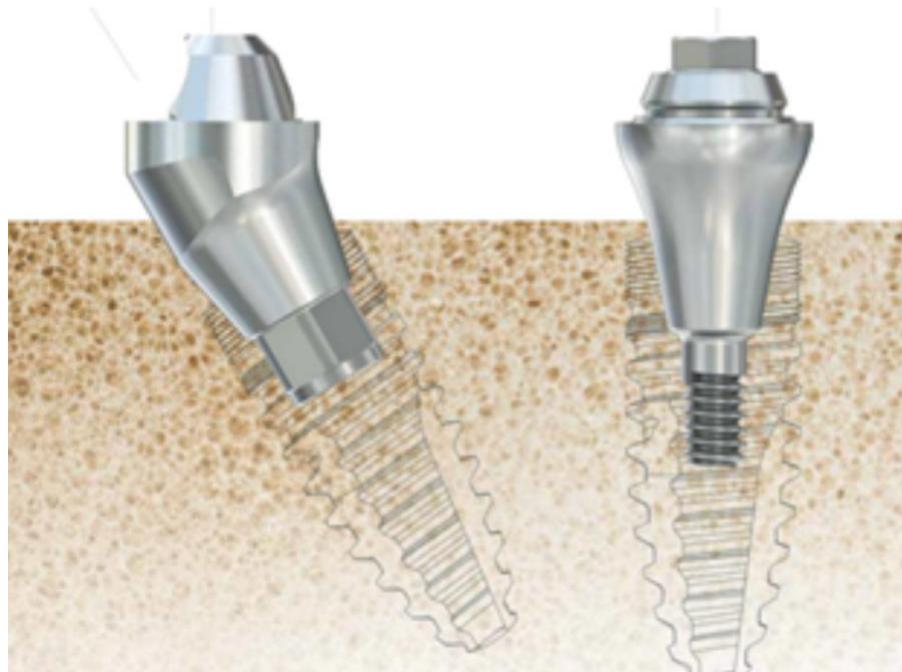


Figure 12 : Visualisation de la correction de l'angulation d'un implant grâce à un pilier Multi-Unit (35)

I.4 Phase de transition et cicatrisation

À l'origine, la méthode conventionnelle décrite par Bränemark (36) recommande un délai de 3 à 6 mois entre la pose chirurgicale des implants et leur mise en charge. Ce temps de latence vise à éviter que des micromouvements durant la phase de cicatrisation entraînent la formation de tissu fibreux au lieu de tissu osseux, ce qui compromettrait l'ostéointégration et pourrait conduire à un échec du traitement (37). Cependant, la mise en charge immédiate définie comme, une restauration provisoire mise en place dans les 48 heures suivant la pose des implants, devient une pratique plus prisée pour ses bénéfices sur les aspects psychologiques du patient (38,39). En effet, il a été démontré par plusieurs études expérimentales (40–42) que la mise en charge immédiate sur des implants en titane ne conduisent pas nécessairement à la formation d'un tissu fibreux, de ce fait, le niveau de prédictibilité de la réhabilitation implantaire immédiate serait élevée (43,44).

Une étude clinique rétrospective portant sur 44 patients et 176 implants mis en charge immédiatement conclut que ce protocole constitue une option thérapeutique viable pour la réhabilitation des édentés totaux (45).

Dans le protocole du All-on-Four, le patient repart avec une prothèse immédiate transitoire implanto-portée le jour de la pose des implants pour restaurer l'esthétique. Cette prothèse n'a aucun but fonctionnel et ne doit pas exercer de force sur les implants pour assurer l'ostéointégration. Il ne doit pas y avoir de contacts postérieurs lors de l'occlusion statique et dynamique, ni de contact prématuress statiques, l'extension distale type « cantilever » est également évitée (15). Le but étant de protéger les implants postérieurs lors de l'ostéointégration car ils subissent le plus de forces occlusales du fait de l'existence du bras de levier (46).

L'un des facteurs fondamentaux pour obtenir une ostéointégration et une cicatrisation osseuse est la stabilité de l'implant.

Immédiatement après la pose de l'implant, nous retrouvons la **stabilité primaire**, qui est définie comme l'immobilité de ce dernier (47) grâce à la connexion mécanique entre celui-ci et l'os qui l'entoure. Ce dernier est un élément clef afin d'obtenir une prédictibilité du traitement (48) et peut être mesurée lors de la pose grâce au torque d'insertion (IT) ou à différents moments par l'analyse de la fréquence de résonance (FRA) (49).

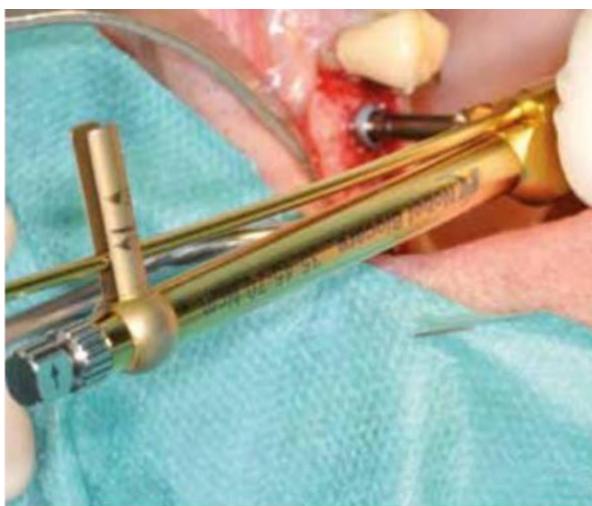


Figure 13 : Contrôle du torque d'insertion avec la clé dynamométrique (24)

Différentes études démontrent qu'elle est influencée par la forme, le diamètre et la longueur de l'implant (50), la qualité et la quantité de l'os (51), la technique chirurgicale (notamment le diamètre de la fraise et la profondeur de la préparation)(52,53).

Un forage sous-dimensionné peut ainsi favoriser une meilleure stabilité primaire de l'implant (54). La stabilité primaire est donc directement liée au couple de serrage appliqué lors de la mise en place de l'implant. Cependant, un torque trop élevé peut générer des forces compressives importantes sur le tissu osseux péri-implantaire, pouvant altérer la microcirculation et perturber la réponse cellulaire. Ces effets indésirables peuvent entraîner une nécrose osseuse, retardant ou empêchant complètement l'ostéointégration (55).

Ainsi, il faut considérer que les implants doivent atteindre un torque de minimum 30 ncm, pour avoir une stabilité primaire (56). Si cette valeur n'est pas atteinte, alors il est préférable de réaliser une prothèse transitoire différée.

Un autre aspect à prendre en compte pour la stabilité est la densité osseuse, en 1985, **Lekhom et Zarb** proposent une classification de la densité en fonction de la présence d'os cortical et trabéculaire visibles sur des examens radiographiques (57).

Pour rappel, l'os cortical constitue la partie périphérique des os et est rigide et dense tandis que l'os trabéculaire ou spongieux, constitue la partie centrale et est plus poreux ce qui le rend plus exposé à la circulation sanguine (58).

La classification distingue quatre classes (59) :

- Classe I : Majorité d'os cortical
- Classe II : Os cortical épais entourant l'os spongieux à trabéculations denses
- Classe III : Os cortical fin entourant un cœur spongieux à trabéculations denses (secteur postérieur mandibulaire et antérieur maxillaire)
- Classe IV : Os cortical fin entourant un os spongieux peu dense (région postérieure maxillaire).

Le couple de serrage doit être adapté à la densité osseuse : il sera plus faible pour un os de type 1 (très dense) et plus élevé pour un os de type 4 (moins dense) (60).

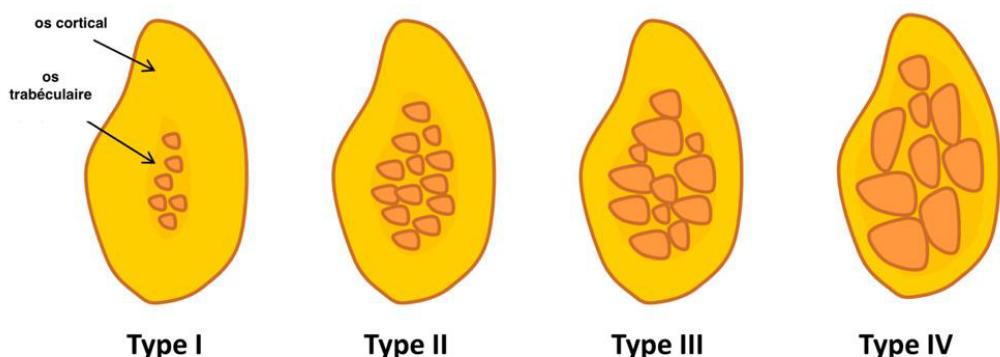


Figure 14 : Classification osseuse de Lekholm et Zarb (1985)(61)

La **stabilité secondaire** arrive environ 4 semaines après la pose de l'implant, elle dépend de la stabilité primaire, des conditions de surface de l'implant et du remodelage osseux (62). Elle correspond à la stabilité biologique obtenue grâce à la formation d'un os secondaire entre l'os existant et la surface implantaire.

Cependant la stabilité primaire tend à diminuer quelques semaines après la pose de l'implant, il y a donc une durée où l'implant se retrouve avec une baisse de stabilité totale, entre 3 à 5 semaines post-opératoire, comme représenté sur le graphique (figure n°15), car l'os secondaire n'est pas encore totalement formé.

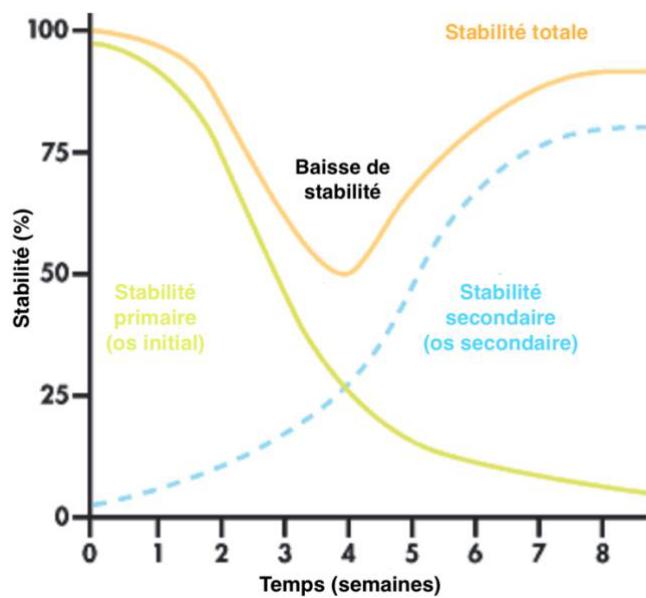


Figure 15 : Graphique représentant la stabilité de l'implant (en %)

en fonction du nombre de semaines après la pose (62)

I.5 Phase prothétique

À la suite de la phase de cicatrisation des implants, la prothèse d'usage peut être réalisée. Lempreinte doit nous permettre d'obtenir une réplique exacte de la situation clinique, et en particulier de la position des implants, afin d'éviter des complications mécaniques par manque de précision. L'élément clé à retrouver pour le succès et la pérennité des implants et de la prothèse supra-implantaire est l'ajustement passif entre les implants et cette prothèse (63). On parle de passivité lorsque la prothèse peut être connectée et vissée sans exercer de contrainte sur les implants qu'elle connecte (64).

Sans cet élément, différentes complications peuvent survenir :

- L'apparition de forces excessives, de tension, de compression ou de flexion, sur les implants.
- Le desserrage des vis.
- La fracture de la vis, du pilier ou de l'implant.
- Accumulation de micro-organismes par mauvaise adaptation entre la prothèse et l'implant (65).
- Fracture de la prothèse.

Selon la norme **ISO 5725-1:2023** (65), l'exactitude d'une mesure est déterminée par la **justesse** (écart entre le résultat de la mesure et la valeur vraie) et la **fidélité** (écart entre les différentes mesures obtenues dans les conditions déterminées). Le seuil d'inadaptation n'entraînant pas de complications mécaniques ou biologiques est de 150 µm (66).

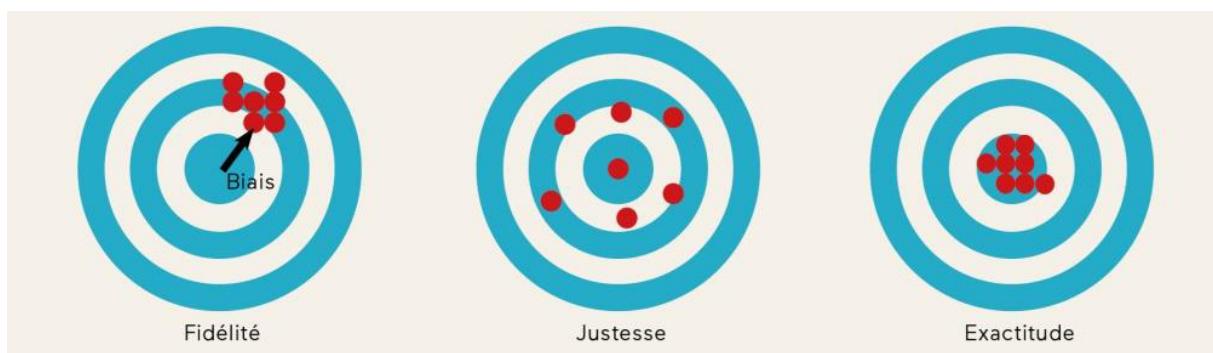


Figure 16 : Schéma illustrant les différences entre la fidélité, la justesse et l'exactitude (63)

La prise d'empreinte agit inéluctablement sur la passivité et l'exactitude. Afin de s'assurer de l'exactitude de l'empreinte, le praticien peut demander au prothésiste une clé en plâtre à partir du modèle issu de cette empreinte. Cette clé est ensuite vissée en bouche sur les implants du patient : si elle se fracture, cela signifie qu'il n'y a pas d'insertion passive, et l'empreinte doit alors être reprise (67).



Figure 17 : Clé en plâtre vissée en bouche sur les implants (68)

Actuellement, trois types d'empreinte existent :

- Les **empreintes conventionnelles** consistent à enregistrer la position des implants à l'aide de transferts d'empreinte fixés sur ces derniers. Pour plus de précision, il est possible d'utiliser un porte-empreinte individuel. Le matériau d'empreinte doit être suffisamment rigide pour éviter les déformations lors du retrait et de la coulée du plâtre, qui peuvent entraîner des erreurs.
Deux grandes familles de matériaux répondent à ces exigences : les élastomères et le plâtre. Parmi les élastomères, les silicones light et lourd sont couramment employés. Bien que le silicone light soit plus précis et utilisé au niveau du transfert, il peut fragiliser l'empreinte. Les polyéthers, quant à eux, offrent une excellente résistance à la déformation et une forte hydrophilie, garantissant ainsi un enregistrement précis de l'environnement muqueux.

Le plâtre demeure le matériau le plus stable mécaniquement, mais sa manipulation délicate limite son usage principalement aux cas d'édentement complet. Son utilisation tend toutefois à diminuer avec l'essor de nouvelles techniques numériques (69).

Dans la méthode conventionnelle, il y a deux techniques :

- La technique à ciel fermé, où un transfert d'empreinte, présentant une forme de dépouille est vissé dans l'implant, puis l'enregistrement est réalisé. L'empreinte est désinsérée et le transfert est dévissé de l'implant puis revissé à un analogue de cet implant. Cet ensemble transfert-analogue est repositionné sur l'empreinte grâce aux dispositifs de repositionnement présents sur le transfert. Du fait des risques d'erreur de positionnement, cette technique est réservée aux édentements unitaires.
- La technique à ciel ouvert repose sur l'utilisation d'un transfert d'empreinte avec des contre-dépouilles afin de retenir le matériau d'empreinte. Le porte-empreinte est spécialement conçu avec une ouverture située en regard de la zone à enregistrer. Juste avant le retrait de l'empreinte, le transfert est dévissé de l'implant, puis l'analogue est fixé sur celui-ci. Cette méthode permet un enregistrement précis de plusieurs implants, tout en éliminant le risque de mauvais repositionnement, puisque le transfert reste maintenu dans l'empreinte.

De manière générale, cette méthode reste source d'erreurs lors de l'enregistrement ou lors de la coulée des modèles.



Figure 18 : Empreinte au plâtre (69)



Figure 19 : Empreinte au polyéther (69)

- Les **empreintes numériques ou optiques**, obtenues par un scanner intra-oral (caméra optique) qui enregistre le positionnement tri-dimensionnel des implants directement dans la bouche du patient grâce aux transferts numériques qui sont vissés sur ces derniers. Chaque type d'implant possède un transfert spécifique en fonction de son diamètre et de sa connectique. Le transfert doit posséder un élément facilement repérable par la caméra, sous forme de méplat ou de pyramide. Le transfert numérique, également appelé « scan body » est mis en place sur l'implant, il va transférer la position et l'orientation de l'implant sur le logiciel de numérisation. Dans le cas d'édentement complet, il est plus complexe d'enregistrer les éléments dû à l'absence de dents, qui constituent généralement un repère stable. L'enregistrement des tissus mous est plus difficile que les tissus durs. En effet, l'absence de particularités anatomiques des crêtes édentées et les modifications de la muqueuse lors des mouvements mandibulaires multiplient les erreurs (66). De même, les imprécisions s'accumulent également avec l'étendue de la zone à scanner (70), en effet, il est plus difficile pour la caméra optique de différencier les scan-body entre eux sur une longue arcade édentée (71). Cependant, cette technique limite l'apparition d'imprécisions retrouvées dans la méthode conventionnelle lors de la désinfection, le stockage, l'expédition et la coulée du plâtre.
De nombreux facteurs influencent tout de même la qualité de l'empreinte numérique comme le nombre et la position des implants, la distance et l'angulation des implants, le niveau de la prise d'empreinte (au niveau du pilier ou de l'implant), le type de caméra utilisée mais également le logiciel de conception employé (65).

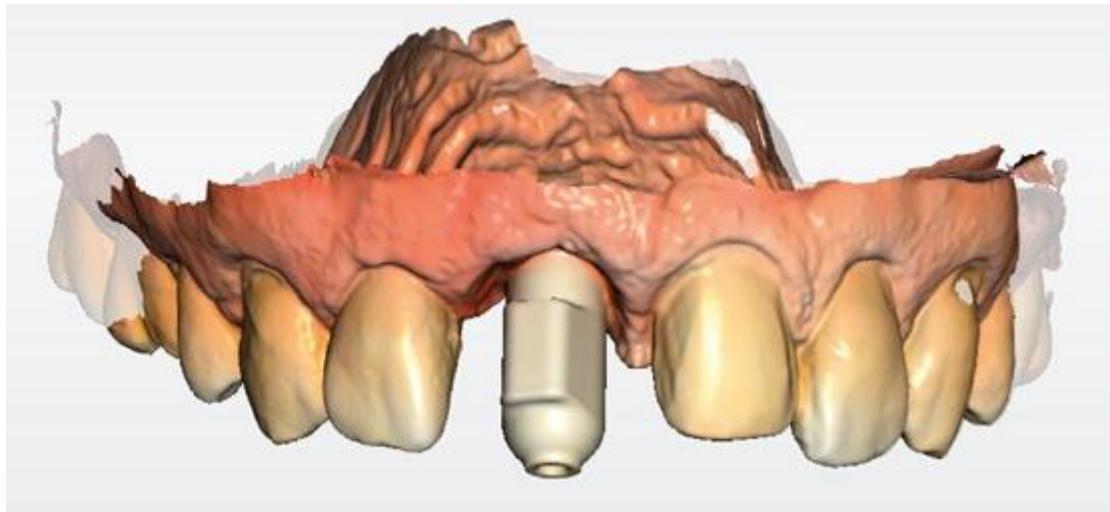


Figure 20 : Empreinte optique avec scan body sur dent 11 (72)

- Une nouvelle méthode, **la photogrammétrie**, permet d'obtenir une précision optimale dans le transfert des positions des implants. Ce principe, initialement décrit par Aimé Laussedat en 1851 (30), repose sur l'utilisation de plusieurs vues photographiques d'un objet pour en déterminer sa forme, ses dimensions et sa situation dans l'espace (73).
Afin de déterminer la position tridimensionnelle des implants, des pièces spécifiques calibrées nommées « drapeaux » sont vissées sur les piliers(74). Selon plusieurs études comparant l'exactitude des empreintes obtenues par scanner intra-oral classique et par le scanner intra-oral pour implants (comme le « PiC dental ») utilisant la stéréophotogrammétrie, cette dernière technique permet une reproduction plus juste et plus fidèle (75) (76) (77).

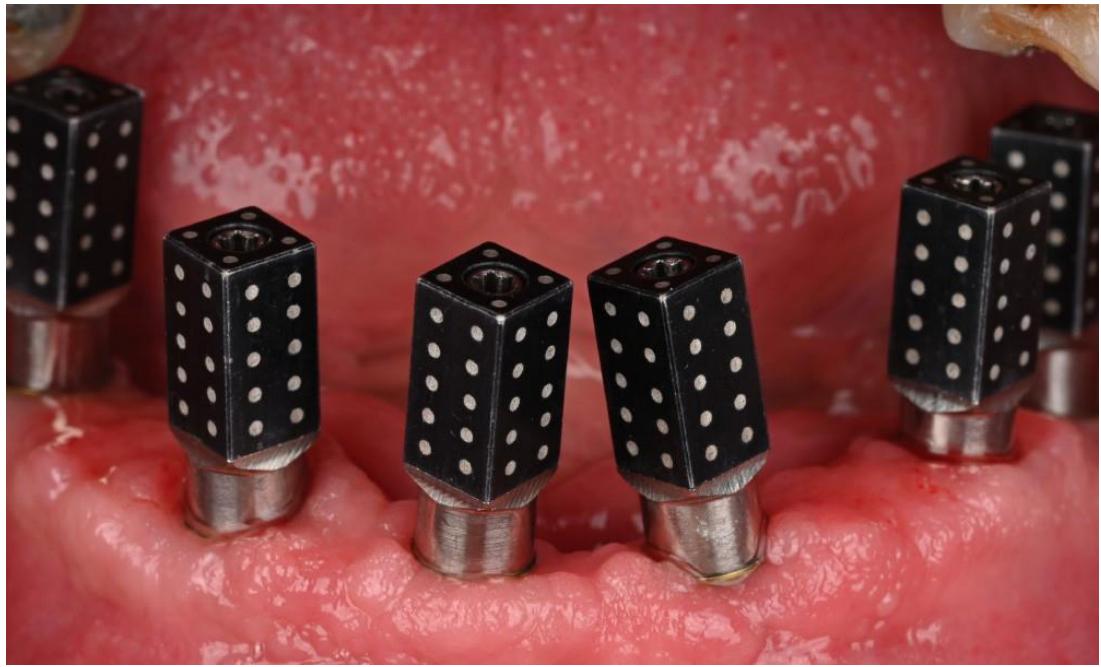


Figure 21 : Mise en place des transferts calibrés, système ICAM (74)

I.6 Phase de maintenance

L'inflammation des tissus mous et durs entourant les implants peut compromettre la survie des implants et donc de la prothèse (78). L'inflammation des tissus mous, nommée « mucosite péri-implantaire » peut être causée par une hygiène insuffisante autour des implants et est très souvent réversible (79). Si elle n'est pas traitée elle peut se transformer en péri-implantite et causer la résorption du tissu osseux péri-implantaire.

Selon une revue systématique publiée par Derks et Tomasi (80), la prévalence de la mucosite péri-implantaire varie de 19 à 65 % et celle de la péri-implantite est située entre 1 et 47%.

Selon Francetti et al. (81), le taux de péri-implantite dans les traitements par PCFIP au bout de 10 ans est de 14%.

Lors de la conception de la prothèse, il est essentiel de garantir un accès optimal à l'hygiène, avec un intrados convexe afin que le patient puisse effectuer un nettoyage rigoureux à domicile. Le praticien doit également planifier des séances de maintenance régulières, tous les six mois, voire plus fréquemment si la situation

clinique l'exige. À chaque rendez-vous, une mise à jour de l'état de santé général du patient est indispensable, tout comme un échange sur son expérience et son confort avec la prothèse. Un contrôle de l'hygiène bucco-dentaire et de l'occlusion est réalisé de manière générale. La prothèse doit être dévissée afin que le praticien puisse nettoyer autour des implants et contrôler l'état de l'intrados de la prothèse. S'il y a une accumulation de tartre ou de plaque, des retouches peuvent être réalisées pour corriger les concavités. Les signes d'inflammation ou d'infection sont recherchés à l'examen clinique et radiographique (82).



Figure 22 : Intrados d'une PCFIP après dépose (82)



Figure 23 : Comblement des concavités de l'intrados de la prothèse (82)

Une étude analytique transversale menée par Able et al. (83) conclut que la forme de l'intrados de la PCFIP exerce une influence sur l'accumulation de biofilm et sur la perte osseuse. En effet, les surfaces concaves tendent à présenter une accumulation et une résorption osseuse plus élevées.

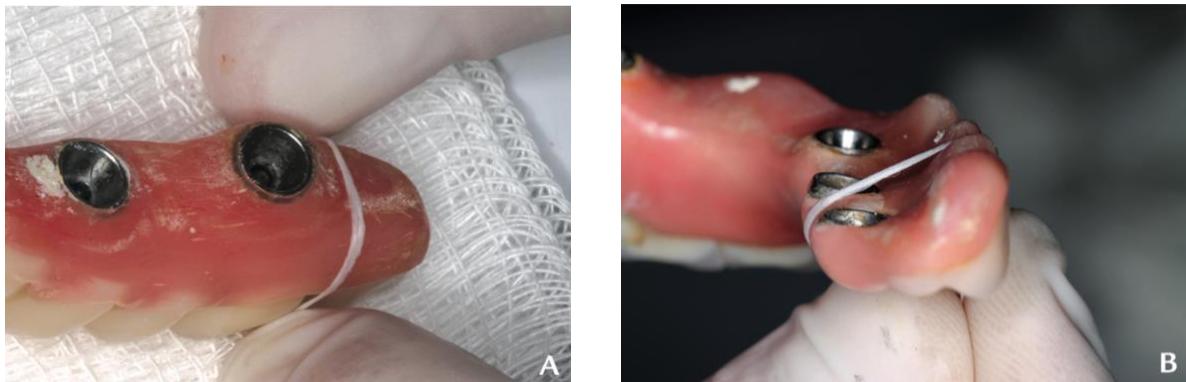


Figure 24 : Contact du fil dentaire avec une surface convexe (A) et une surface concave (B) (83)

II. Analyse du biomatériaux zircone

II.1 Généralités sur la zircone

L'oxyde de zirconium, de son nom courant « zircone » est un composé chimique de formule ZrO_2 . Il est issu de deux manières :

- Du minéral « baddeleyite », qui est un oxyde naturel de zircone, découvert en 1892 par Joseph Baddeley au Sri Lanka. On y retrouve de la zircone pure qui nécessite un broyage pour obtenir une poudre dont la granulométrie sera choisie par tamisage.
- Du minéral zircon, qui est un silicate de zirconium naturel ($ZrSiO_4$) retrouvé dans le sable, où il est récupéré et purifié par différents procédés chimiques et thermiques. Le procédé chimique le plus utilisé actuellement est la coprécipitation car c'est le moins cher et le plus simple à réaliser. La décomposition du $ZrSiO_4$ par fusion avec un oxyde alcalin (généralement de l'hydroxyde de sodium $NaOH$) nous permet d'obtenir Na_2ZrO_3 et Na_2SiO_3 . Par la suite, l'ajout d'acide chlorhydrique permet la lixiviation de la Silice (Si) et l'ajout de sel $NaCl$ nous

permet d'obtenir l'oxychlorure de zirconium ZrOCl_2 , généralement sous la forme hydratée de chlorure de zirconyle $\text{ZrOCl}_2 \cdot 8\text{H}_2\text{O}$. Enfin, L'oxyde de zirconium (ZrO_2) est obtenu par un processus de calcination (84,85).



Figure 25 : Fragment de Baddeleyite à gauche, Pierres de Zircon à droite,
© Chinellato Matteo

Son utilisation dans le secteur médical débute dans les années 1970 pour des chirurgies orthopédiques. C'est seulement 20 ans après qu'il est utilisé en odontologie pour des restaurations prothétiques. De nos jours, grâce à la CFAO, la zircone s'impose comme un matériau de choix pour la prothèse. La zircone est un cristal, c'est-à-dire qu'il est un solide qui possède un agencement ordonné de ses constituants dans les trois plans de l'espace.

La zircone se cristallise sous différentes formes, à température ambiante elle se retrouve sous sa forme monoclinique, au-delà de 1170 °C, elle prend une forme tétragonale et au-delà de 2370 °C une forme cubique. Or, les procédés de fabrication des restaurations prothétiques nécessitent de chauffer la zircone à une température de 1500 °C environ (le frittage). Après cette transformation, le refroidissement conduit donc à un changement de structure (tétragonale → monoclinique), et à une expansion du volume de 3 à 4 % (8), qui engendre des fractures par application de contraintes. Il a donc été nécessaire pour les industriels de stabiliser ce matériau dans sa phase tétragonale ou cubique. L'un des moyens les plus utilisés est l'adjonction de l'oxyde d'Yttrium à 3% (85,86).

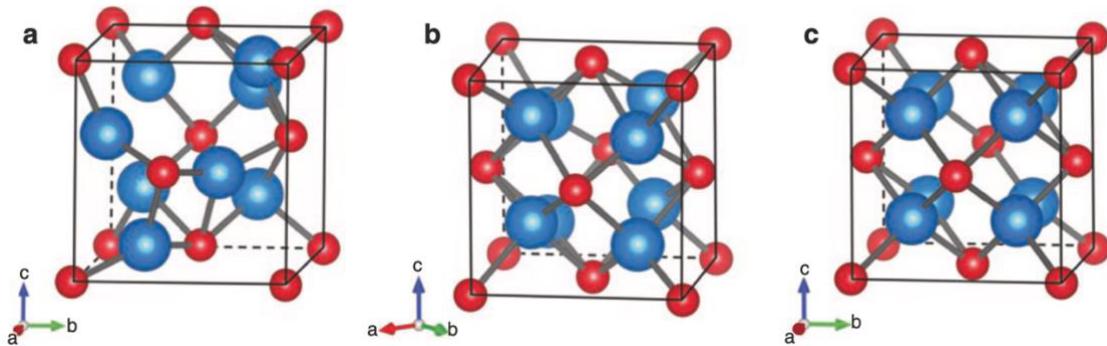


Figure 26 : Les trois allotropes de ZrO_2 (a. monoclinique, b. tétragonal, c. cubique) (87)

II.2. Propriétés mécaniques

II.2.1 Module de Young

Le **module de Young** (ou module d'élasticité) est une mesure de la rigidité d'un matériau. Il décrit la relation entre la contrainte (force par unité de surface) et la déformation (variation de longueur relative) dans un matériau lorsqu'il est soumis à une force dans sa zone élastique (avant qu'il ne subisse une déformation permanente). Plus le module est élevé, plus le matériau est rigide et donc peu déformable. Le module de Young de la zircone se situe entre 200 à 210 GPa, donc environ 10 fois plus que les vitrocéramiques (20 GPa) et 3 à 5 fois plus élevé que celui de l'email d'une dent (40 à 80 GPa). Les vitrocéramiques peuvent donc subir des déformations plus fortes que la zircone avant de se fracturer.

II.2.2. Résistance à la flexion

La flexion est la déformation d'un matériau sous l'action d'une charge. La **résistance à la flexion** correspond donc à la contrainte maximale de flexion que ce matériau peut

supporter avant de se rompre. On évalue cette propriété grâce à des tests standardisés, comme l'essai de flexion en 3 ou 4 points qui est standardisé dans la norme **ISO-6872**. La résistance à la flexion de la zircone peut aller jusqu'à 900-1200 MPa (88). Ce qui est environ trois fois plus élevée que les céramiques en disilicate de lithium (89) et dix fois plus que l'émail qui se situe entre 40 et 80 MPa (90).

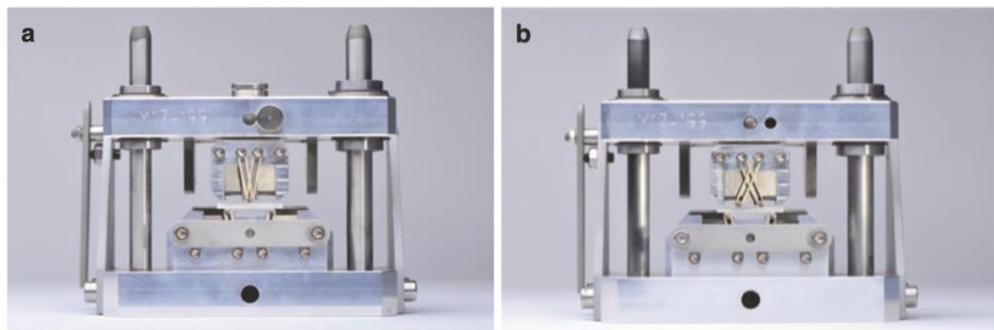


Figure 27 : Test de flexion en 3 points (a) ou 4 points (b) (87)

II.2.3 Ténacité

La **ténacité** est la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. Parmi les céramiques employées en dentisterie, la zircone possède la ténacité la plus élevée, d'environ 9 à 10 MPa $m^{1/2}$ contre 3 à 6 MPa $m^{1/2}$ pour les vitrocéramiques contenant de l'alumine (85), et 0,7 à 1,3 MPa $m^{1/2}$ pour l'émail dentaire (91).

En outre, la zircone possède une propriété très particulière qui augmente cette ténacité et qui la différencie de tous les autres biomatériaux. Lorsqu'une fissure apparaît à sa surface, sa structure lui permet d'en freiner la propagation. En effet, la contrainte exercée à l'endroit de la fissure diminue, déclenchant la transformation des particules tétragonales en phase monoclinique. Ce changement s'accompagne d'une expansion volumique, générant un nouveau champ de contrainte qui s'oppose à celui de la fissure et limite ainsi sa progression.

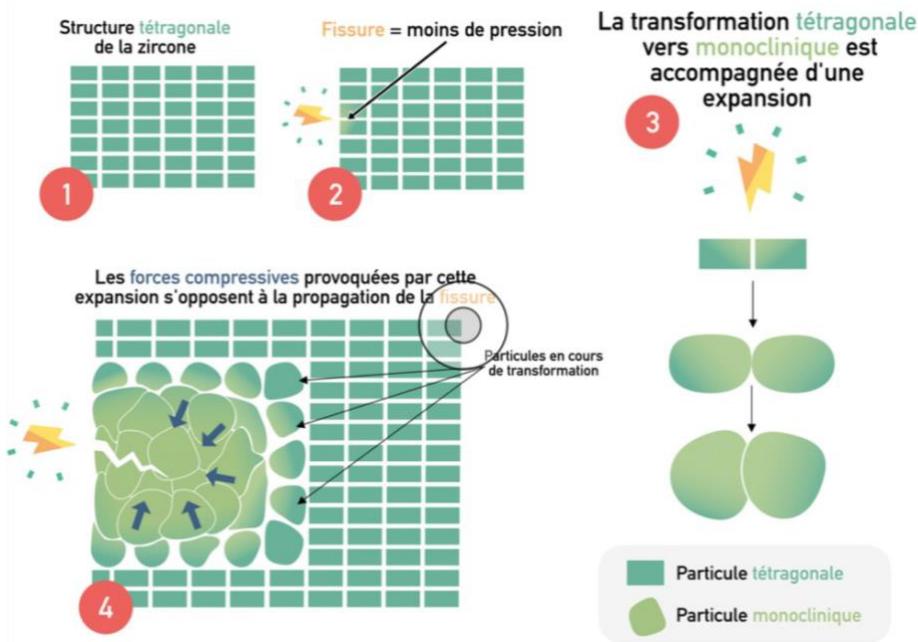


Figure 28 : Transformation de la zircone après apparition d'une fissure à sa surface (89)

II.2.4 Dureté

La **dureté d'un matériau** est une propriété mécanique qui reflète sa résistance à la déformation permanente, sous l'effet d'une force appliquée, telle que la pénétration, le rayage, l'abrasion ou l'usure. La dureté à la pénétration peut être mesurée selon différents essais : le test de Brinell, lorsque le matériau pénétrant est une bille d'acier et le test de Vickers, quand il s'agit d'un diamant. La zircone possède une dureté de 13 GPa soit environ 4 fois plus élevée que l'émail dentaire qui se situe entre 3 à 4,5 GPa et la céramique feldspathique à 5 GPa, en effet c'est le matériau qui possède la dureté la plus élevée parmi les matériaux de prothèse dentaire (85,91,92) .

Cette dureté élevée peut être à l'origine d'une usure sur l'arcade antagoniste(93). Cependant, selon plusieurs études (94,95), l'usure par attrition provoquée par la zircone est moins importante que celle provoquée par les céramo-métalliques. Cela s'explique par le fait que l'usure n'est pas seulement liée à la dureté d'un matériau mais également à la rugosité de sa surface, il est donc primordial de réaliser un polissage parfait des restaurations en Y-ZTP et d'assurer la qualité de surface sur le long terme.

Type de matériau \ Propriété mécanique	Module de Young (élasticité)	Résistance à la flexion	Ténacité	Dureté
Émail dentaire	40-80 GPa	40-80 MPa	$1 \text{ MPa m}^{1/2}$	3-4,5 GPa
Zircone 3Y-ZTP	200 GPa	900-1200 MPa	$9-10 \text{ MPa m}^{1/2}$	13 GPa
Vitrocéramiques	20 GPa	400 MPa	$3-6 \text{ MPa m}^{1/2}$	5 GPa

Tableau 1 : Comparaison des différentes propriétés mécaniques des biomatériaux à l'émail dentaire

II.2.5 Dégradation à basse température

La **dégradation à basse température**, également nommée la « dégradation hydrique », correspond à une transformation progressive de la phase tétragonale en phase monoclinique à la surface du matériau lorsqu'il est exposé à des conditions environnementales spécifiques, telles que l'humidité et des températures basses, comme la température corporelle (87). L'eau provoque une diminution des grains en surface, accompagnée d'une augmentation du volume qui peuvent engendrer des microfissures. Ce vieillissement a des effets négatifs sur les propriétés mécaniques de la zircone, comme la diminution de la ténacité, de la dureté et de la densité.

II.3. Propriétés biologiques

II.3.1 Biocompatibilité

La zircone est un matériau possédant une inertie chimique, ce qui signifie qu'elle est inerte vis-à-vis du corps humain. Les études *in vitro* et *in vivo* n'ont pas démontré d'effet cytotoxique, oncogène ou mutagène de la zircone sur les fibroblastes et les cellules sanguines (12). De plus, elle présente une excellente isolation thermique ce qui aide à protéger le complexe pulpo-dentinaire des variations de températures (13). Les pièces prothétiques en zircons sont généralement bien polies, elles peuvent donc être en contact avec la gencive pour permettre de retrouver l'architecture gingivale. La régularité de la surface permet également d'éviter l'accumulation de plaque (96) (97) (9).

Selon une étude réalisant une culture organotypique de 7 jours comparant les effets sur les cellules des différentes céramiques (zircone et disilicate de lithium) et un échantillon de contrôle composé d'un matériau présentant d'excellentes propriétés de migration cellulaire (98), nous pouvons constater une différence significative de migration cellulaire. En effet, le silicate de lithium n'a pas augmenté la migration des cellules comparés au contrôle alors que la zircone a significativement augmenté la migration comparée au disilicate de lithium (99) (100).

De plus, la zircone semble causer une réaction inflammatoire moins forte comparée au titane selon plusieurs études. L'infiltrat inflammatoire, la densité des microvaisseaux et l'expression du facteur de croissance endothéial vasculaire semblaient être plus élevés autour des vis de cicatrisation en titane comparées à celles en zircone (10). L'adhésion bactérienne, qui est un aspect important pour maintenir les restaurations en zircone sans infiltrations marginales ou altérations parodontales, s'est avérée suffisamment faible ; Scarano et al. ont rapporté un degré de couverture bactérienne de 12,1 % sur la zircone contre 19,3 % sur le titane (101).

Tous ces éléments nous permettent de classer la zircone comme une céramique ayant une grande **biocompatibilité**, cela signifie qu'elle n'interfère ou ne dégrade pas le milieu biologique dans lequel elle est utilisée.

II.4 Propriétés physiques

II.4.1 Translucidité

Obtenir une restauration d'aspect naturel est un défi en dentisterie, en raison de la complexité optique des dents naturelles.

La **translucidité** est la capacité d'un matériau à faire passer la lumière. La translucidité de l'émail humain a été mesuré grâce à des spectrophotomètres par Yu et al. (102) en calculant le « paramètre de translucidité (TP) » et le « ratio de contraste (CR) ». Le paramètre de translucidité est une valeur relative calculé grâce à la différence de couleur (ΔE) entre deux lectures du même matériau sur un fond noir et sur fond blanc (103). Le TP de l'émail humain d'une épaisseur de 1mm serait de 18,7 (102). Selon différentes études, le paramètre de translucidité de la zircone 5Y-ZTP d'une épaisseur de 1mm est compris entre 18,95 et 32,81, ce qui serait plus élevé que celui estimé pour l'émail (104).

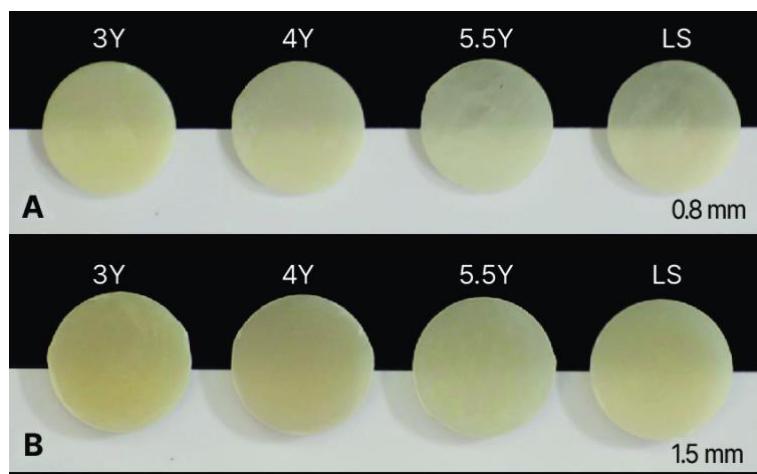


Figure 29 : Comparaison de l'opacité des blocs de zircone avec différentes concentrations en Yttrium (3%, 4% et 5,5%) et un bloc de disilicate de lithium (LS) (105)

La zircone 3Y-ZTP peut être considérée comme un matériau esthétique, mais elle reste plus opaque que d'autres céramiques, comme les vitrocéramiques, ce qui limite son rendu naturel. Pour répondre à la demande croissante en esthétique, de nouvelles générations de zircone ont été développées avec une teneur en yttrium plus élevée, notamment la 4Y-ZTP et la 5Y-ZTP. L'ajout d'yttrium améliore la translucidité, mais aux dépens des propriétés mécaniques. En effet, la 5Y-ZTP offre une translucidité supérieure de 20 à 25 %, mais sa résistance à la flexion est réduite de 40 à 50 % par rapport à la 3Y-ZTP (104).

La translucidité dépend également de l'état de surface du matériau, en effet les pores présents dans ces derniers peuvent influencer la transmission de la lumière. Un matériau d'une porosité basse aura une meilleure translucidité (106). Différents facteurs exercent une influence sur cette propriété, comme la température de frittage, les conditions atmosphériques durant le frittage et la méthode de chauffage car ceux-ci agissent directement sur la densité, la porosité et la taille du grain de la zircone.

II.4.2 Radio-densité

La **radio-densité** ou opacité est la caractéristique d'un matériau à absorber les rayons X qui le traversent. Sur une radiographie, les éléments de densités radiologiques élevées apparaissent plus clairs.

Cet élément est fondamental pour les matériaux utilisés pour les restaurations dentaires, afin d'aider à poser un diagnostic grâce à l'examen radiographique (107). Pour une épaisseur de 2 mm, la transmittance des rayons X de la zircone Y-ZTP est de 15% contre 20% pour le titane (cpTi) et 80% pour l'alumine, comme présenté sur la figure n° 28 (108).

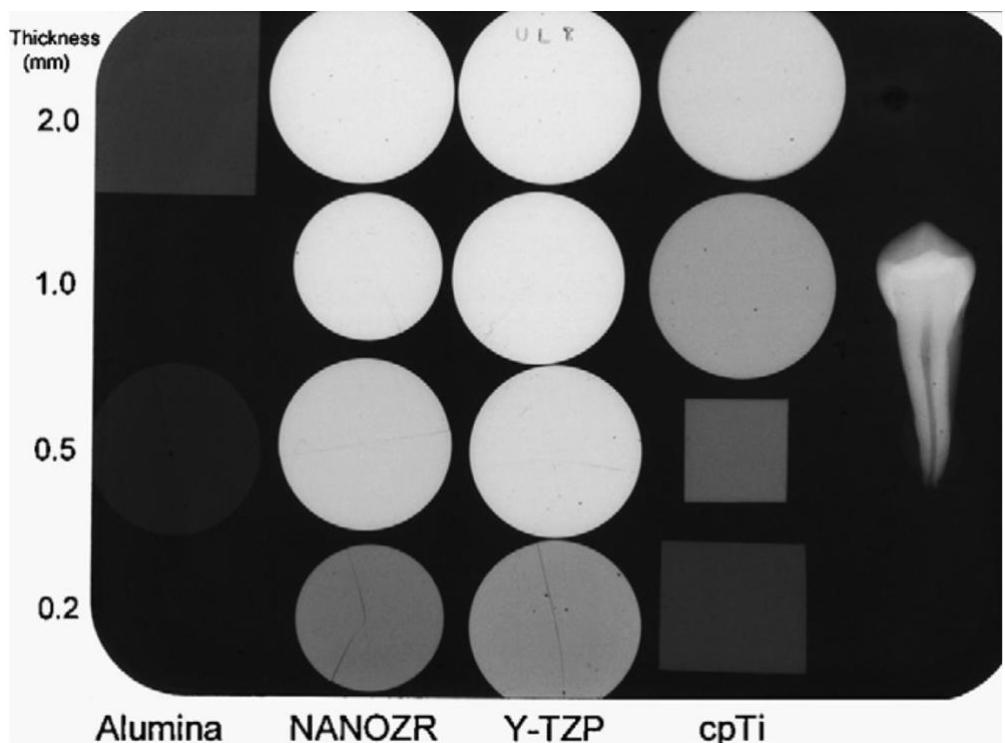


Figure 30 : Comparaison de la transmission des rayons X à différentes épaisseurs (en mm) sur de l'Alumine, du composite Zircone-Alumine (NANOZR), de la zircone Y-TZP, et du Titane pur commercialisé (cpTi) (108)

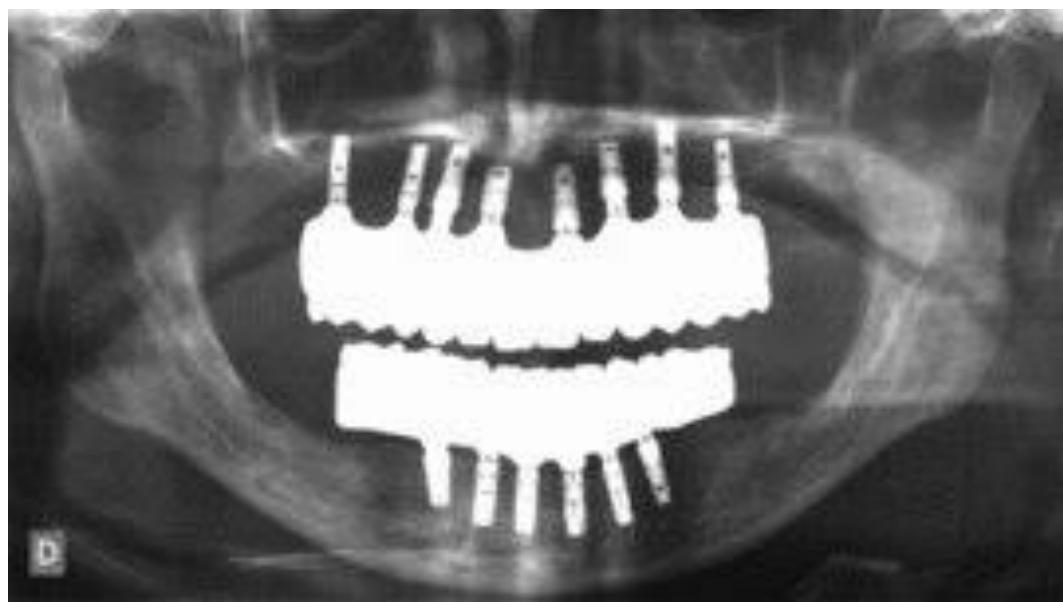


Figure 31 : Orthopantomogramme des prothèses complètes fixes implanto-portées en zircone monolithique (109)

II.5 Procédés de fabrication de l'oxyde de zircone

II.5.1 Présentation de la CFAO

L'essor de la zircone en dentisterie est étroitement lié au développement de la CFAO. C'est entre 1970 et 1973, que le professeur français François Duret, alors étudiant, prépare sa thèse de chirurgie dentaire sur « l'empreinte optique » à la faculté de Lyon, ses recherches marquent le début de la CFAO (110).

Avant l'arrivée de cette technologie, les prothèses dentaires étaient fabriquées manuellement (coulée pour le métal, stratifiée ou pressée pour la céramique), ces procédés pouvaient être à l'origine de différents types d'erreurs ou d'imprécisions. La CFAO signifiant la Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur, repose sur trois éléments :

- **L'acquisition de l'information** par numérisation de la dent ou de l'arcade grâce au scanner.
- **La conception assistée par ordinateur** qui permet de visualiser et matérialiser l'empreinte afin de pouvoir modéliser la future prothèse. Cela permet également au praticien de planifier son traitement et de proposer au patient cette modélisation.
- **La fabrication assistée par ordinateur**, grâce à une machine traitant les informations acquises lors de la CAO. Deux procédés de mise en forme existent actuellement pour la mise en forme des restaurations en zircone : la technique additive et soustractive, actuellement, la soustractive est la plus utilisée.

II.5.2 La technique soustractive

La technique soustractive se fait à partir de disques fabriqués industriellement par compactage uni-axiale puis isostatique de la poudre de zircone. Chaque disque de

matériau porte des propriétés optiques et mécaniques différentes, en fonction de la taille initiale des billes et la température de préfrittage.

Cette étape est indispensable car elle homogénéise et densifie le matériau en diminuant les espaces entre les grains.

Parfois, un préfrittage peut être réalisé, consistant en un traitement thermique visant à assembler partiellement les grains de céramique. La mise en forme industrielle des disques permet de faciliter l'usinage pour les outils de coupe. À ce stade, la zircone ne possède pas encore ses propriétés mécaniques optimales.

Les machines d'usinage se distinguent par le nombre d'axes de travail qu'elles possèdent, généralement entre 3 et 5, l'augmentation du nombre d'axes améliore par conséquent la précision des outils. Voici les différents axes :

- Axe 1 : axe vertical.
- Axe 2 et 3 : déplacement de la pièce à plat de gauche à droite et inversement.
- Axe 4 : basculement de la pièce à droite et à gauche pour répondre aux problèmes de contre-dépouilles dans les plans latéraux.
- Axe 5 : basculement de la pièce d'avant en arrière pour répondre aux problèmes de contre-dépouilles dans les plans frontaux.

Pour optimiser les performances mécaniques de la pièce, un frittage définitif est nécessaire. Ce dernier est défini selon la norme **ISO 6872 :2024** comme un « *procédé de densification et de consolidation d'une pâte crue par l'application de chaleur, conduisant à une liaison des particules céramiques et à une augmentation de leurs interfaces de contact par le mouvement des atomes à l'intérieur et entre les grains céramiques de la microstructure polycristalline en cours de développement* ».

Dans ce cas, la température nécessaire est de 1000°C pendant environ 3 à 5 heures pour arriver à 99 % de la densité théorique égale à 6,51 g/cm.

Ce processus entraîne une réduction du volume de 20 à 30%, ce qui implique de programmer une pièce légèrement surdimensionnée lors de l'usinage afin de compenser cette contraction (110).

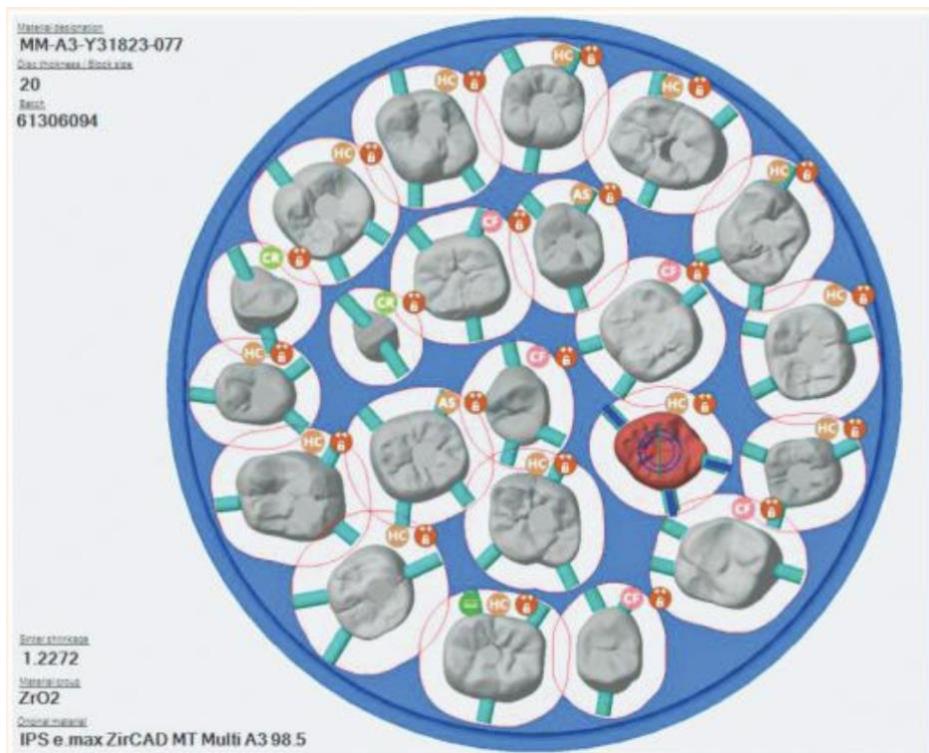


Figure 32 : Positionnement des éléments à usiner dans le brut (disque de zircone multicouches) par le logiciel de FAO (110)



Figure 33 : Usinage des pièces prothétiques (111)

II.5.3 La technique additive

La technique additive consiste à façonner l'objet par ajout de matière. La zircone, contrairement aux résines ou aux métaux, est un matériau difficile à imprimer. Selon la norme **ISO 17296-2**, il existe sept types de techniques additives, dont seulement trois sont utilisés dans le secteur dentaire :

- **L'extrusion de matière**, constituée par la tête d'extrusion qui fait fondre le filament de plastique et le dépose sur le plateau d'impression pour mettre en forme le modèle souhaité. Cette technique peu coûteuse et lente, offre un niveau de précision assez bas, elle est généralement utilisée dans la réalisation de modèles d'orthodontie.
- La **photopolymérisation en cuve**, surtout utilisée dans les laboratoires dentaires, constituée d'une cuve de résine, un plateau d'impression et une source lumineuse, il existe deux types de technologies :
 - *L'impression par stéréolithographie (SLA)*, dans laquelle la résine est photopolymérisée par un laser.
 - *Digital Light Processing (DLP)* où la résine liquide est photopolymérisée par la lumière UV d'un projecteur.Cette technique est plus coûteuse que la précédente mais offre un meilleur niveau de précision, cependant elle nécessite un post-traitement plus fastidieux. On peut produire des prothèses en résine, des couronnes et bridge provisoires.
- La **fusion sur lit de poudre**, est la plus coûteuse des technologies et essentiellement utilisée dans les centres de productions dotées de MOCN (machine-outil à commande numérique), elle permet la fabrication d'implant, de stellite ou d'armature métallique (110).

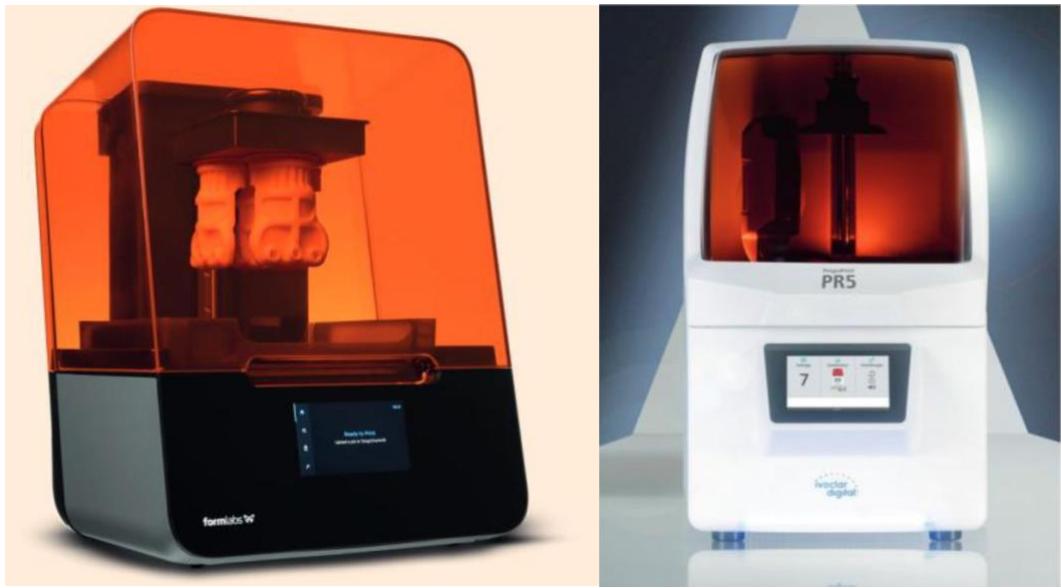


Figure 34 : À gauche, imprimante de type SLA, à droite, imprimante de type DLP (110)

III. Constraintes spécifiques des prothèses complètes fixes implanto-portées

III.1 Présentation et histoire

Aujourd’hui le taux de succès d’un traitement implantaire ne dépend pas seulement de la survie de l’implant. En effet, pendant longtemps le chirurgien-dentiste cherchait à placer un implant en fonction de la quantité d’os disponible, le seul objectif étant d’obtenir une ostéointégration de ce dernier, ce qui causait parfois un défaut de positionnement rendant l’implant inexploitable. Or, aujourd’hui, le but de l’implantologie est de permettre une restauration prothétique permettant au patient de retrouver une esthétique et une fonctionnalité (112).

Quelle que soit la restauration prothétique envisagée par la suite, un patient édenté complet doit passer par un entretien avec le praticien associé à un examen exo et

endo-buccal. Cet entretien permettra au praticien de définir l'état psychologique, l'anatomie et la physiologie du patient.

Il est parfois préférable de ne pas envisager de traitement prothétique si le patient présente des attentes surréalistes en termes d'esthétique ou si la situation clinique initiale ne nous permet pas d'obtenir un résultat optimal. Différents examens seront ainsi réalisés pour pouvoir pallier, si possible, les nombreuses contraintes que nous pouvons rencontrer lors du traitement.

III.2 Contraintes esthétiques

L'esthétique représente souvent l'une des principales motivations pour recourir à une prothèse complète implanto-portée. Son absence ou son insuffisance peut entraîner une insatisfaction importante, compromettant ainsi le succès du traitement. Aujourd'hui, la réussite d'un traitement implantaire est définie par rapport à l'esthétique selon un grand nombre de patients (113).

En effet, le sourire joue un rôle important dans la perception sociale de chaque individu. Un sourire non esthétique pourrait avoir des répercussions sur les relations professionnelles du patient mais également sur sa perception de soi et son bien être mental. La réalisation d'une prothèse complète passera nécessairement par une analyse esthétique du visage, de face et de profil, mais également du sourire du patient. Plusieurs aspects sont à examiner avant de commencer le traitement afin d'assurer une esthétique optimale.

La perte des dents entraîne également une résorption osseuse, plus ou moins marquée en fonction de la durée de l'édentement et de l'âge du patient. Au niveau de l'os maxillaire, il se produit une résorption centripète avec une réduction du périmètre de l'arcade. Quant à la mandibule, la résorption sera centripète à l'avant de l'arcade et centrifuge à l'arrière induisant une augmentation de la largeur de l'arcade. Ce phénomène engendre une modification de forme des arcades et du positionnement des dents ce qui modifie les relations intermaxillaires (114).

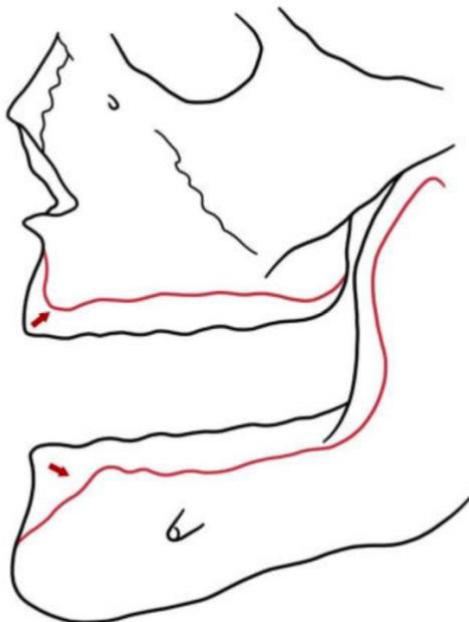


Figure 35 : Modèle de la forme de la résorption en fonction de l'arcade (17)

Dans le cadre d'une réhabilitation complète, plusieurs critères vont déterminer le choix de la prothèse :

- La hauteur de la perte osseuse dans le sens vertical.
- La largeur de la perte osseuse dans le sens horizontal.
- L'angle naso-labial.
- La modification de la forme et diminution de la largeur de la crête.
- Les rapports intermaxillaires.
- La présence de rides labiales : à compenser si trop marquées.
- Le respect de la hauteur coronaire des dents.

Le soutien de la lèvre est un facteur important pour retrouver une harmonie de profil, la lèvre est naturellement soutenue par les dents et l'os alvéolaire. Dans le cas d'une édentation totale, le remodelage de l'os alvéolaire entraîne, avec le temps, une perte de soutien de la lèvre. La réhabilitation prothétique doit permettre de remplacer le support manquant pour retrouver un soutien labial harmonieux. Or, pour permettre un bon accès à l'hygiène au niveau des implants, les PCFIP ne doivent pas atteindre le fond du vestibule. Si le défaut osseux est trop important, il faudrait revoir l'indication de cette dernière. Ce défaut, bien qu'il soit plus prononcé au niveau de l'angle naso-

labial, peut aussi apparaître sur la lèvre inférieure, au niveau du sillon mentolabial. Il est également essentiel de déterminer la position souhaitée du bord incisal en tenant compte de la position des lèvres au repos, car son niveau d'exposition varie selon l'âge et le sexe du patient (46).



Figure 36 : Évolution du soutien labial en fonction de l'alvéolyse et l'édentement (17)

La ligne du sourire est une ligne imaginaire qui passe par le bord inférieur de la lèvre supérieure.

La position de cette ligne sur le plan vertical pourrait avoir des conséquences sur le rendu esthétique de la prothèse. Liébart et al. (115) ont étudié la visibilité du parodonte en fonction de la position de cette dernière et ont mis au point une classification.

Classe 1 : ligne du sourire très haute	Plus de 2mm de gencive marginale sont visibles ou plus de 2mm apicalement à la jonction amélo-cémentaire (JEC) sont visibles sur un parodonte réduit, mais sain.
Classe 2 : ligne du sourire haute	De 0 à 2mm de gencive marginale ou apicalement à la JEC sont visibles.
Classe 3 : ligne du sourire moyenne	Ne présente que les espaces interdentaires remplis ou pas par les papilles.
Classe 4 : ligne du sourire basse	Le parodonte n'est pas visible.

Tableau 2 : Classification de la ligne du sourire selon Liébart et al



Figure 37 : Classification de la ligne du sourire selon Liébart (115)

Une ligne du sourire haute pourrait révéler la zone de transition entre la prothèse et les tissus mous et être à l'origine d'un résultat disgracieux, comme vu sur la figure n°38, ce qui contre-indique la réalisation des PCFIP.



*Figure 38 : Exemple d'un défaut esthétique avec une ligne de sourire haute
(Dr. Carl Pogoncheff)(17)*

III.3 Contraintes prothétiques et techniques

Le type de réhabilitation prothétique sera choisi en fonction de l'espace prothétique disponible. En effet, plus la résorption osseuse est marquée, plus la hauteur de la prothèse devra être importante afin de retrouver une dimension verticale d'occlusion physiologique, cependant si la hauteur prothétique est trop importante, nous avons besoin de réaliser une fausse gencive afin de retrouver un résultat esthétique (116). De plus, il faudra également prendre en compte la ligne du sourire car si elle est trop haute, il y a un risque d'apercevoir la jonction entre la muqueuse naturelle et la fausse gencive (117).

Il existe ainsi différents types de prothèses (118), selon la classification proposée par Carl Misch en 1989 (119) :

- la FP1, rétablissant la partie coronaire des dents manquantes en respectant les proportions naturelles, sans fausse gencive. Elle est indiquée dans les cas de perte tissulaire moindre.
- la FP2, indiqué dans les cas de perte osseuse modérée, remplace la couronne et une partie de la racine. Les dents artificielles paraissent donc plus longues que les dents naturelles.
- la FP3 avec fausse gencive, qui peut compenser une perte osseuse importante.

La réalisation des prothèses de type FP1 et FP2 est plus complexe que celle des FP3, en raison de la nécessité d'obtenir une émergence naturelle des tissus mous, rendue possible par une interface festonnée entre la prothèse et la muqueuse. Ces différentes conceptions peuvent être réalisées à partir de divers matériaux, tels que le métal/résine, la céramo-céramique, le PMMA ou encore le céramo-métal.

En effet, afin d'atteindre un résultat esthétique, un plan de traitement chirurgical et prothétique doit être établi et initié avant

Il y a également la prothèse fixe dite « sur pilotis », qui n'est pas pris en compte dans cette classification, elle peut être métallo-résineuse ou céramo-céramique et permet de compenser une résorption osseuse sévère.



Figure 39 : Prothèses complètes en fonction de la résorption (a. avec fausse gencive FP3
b. sans fausse gencive FP1)

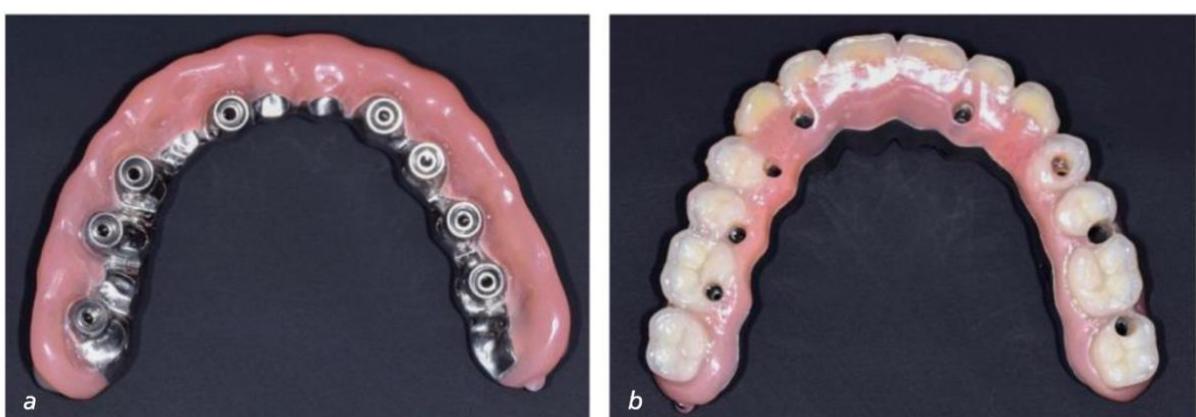


Figure 40 : Prothèse complète avec fausse gencive appelée « bridge sur pilotis » (a. vue de l'intrados,
b. vue de l'extrados)

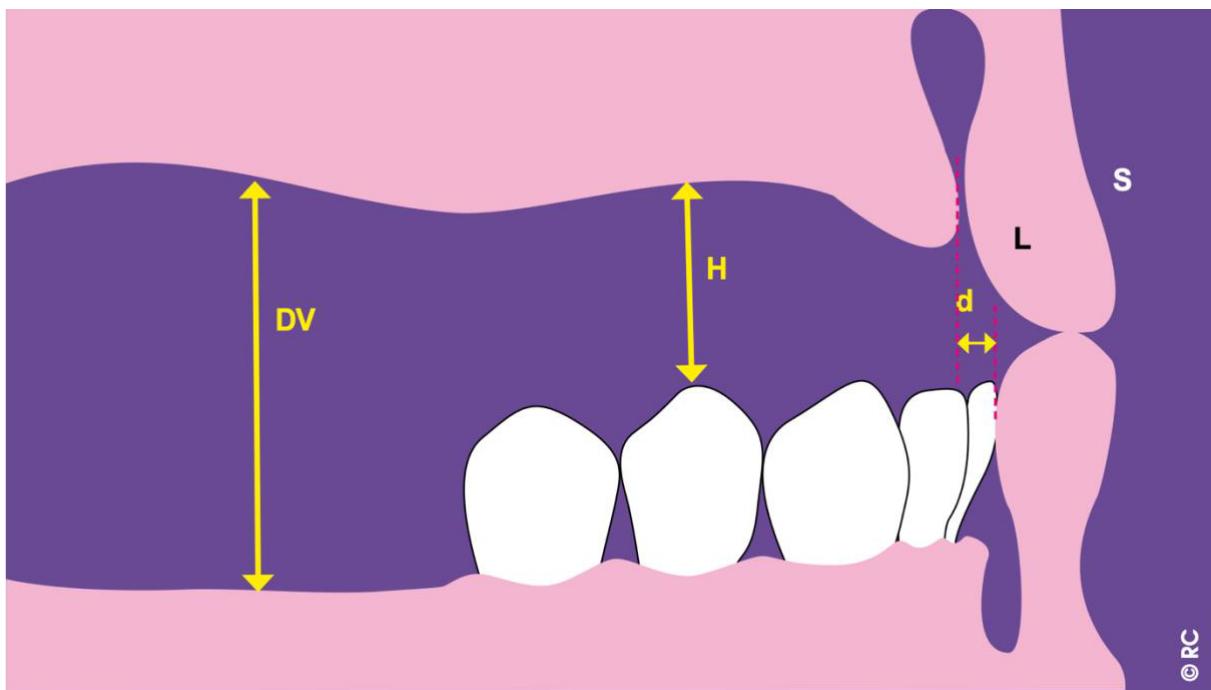


Figure 41 : Évaluation du volume prothétique DV : enregistrement de la dimension verticale.

L : évaluation du soutien de la lèvre.

d : mesure du décalage de la crête par rapport à la situation du projet prothétique.

H : mesure de l'espace prothétique vertical

S : position de la ligne du sourire (120)

Un modèle d'évaluation clinique, pour juger la difficulté de la thérapeutique a été misé en place pour les prothèses complètes implanto-portées (figure n°40) (121), ainsi 3 niveaux de risques sont présents :

- vert : le paramètre étudié ne pose aucun problème à la réalisation du traitement
- orange : le paramètre considéré n'est pas optimal, il est nécessaire de prendre des mesures pour obtenir un résultat satisfaisant
- rouge : le paramètre étudié compromet le résultat, les conditions ne sont pas favorables, il est nécessaire de réaliser des actions spécifiques pour « sortir du rouge ».

Ces différents facteurs n'exercent pas la même influence sur la réalisation du traitement implantaire et prothétique et interviennent à des étapes différentes de la prise en charge.



Figure 42 : Modèle d'évaluation clinique des prothèses complètes implanto-portée (122).

III.4 Contraintes biomécaniques

Le nombre et le positionnement et l'angulation des implants dépendent de plusieurs facteurs tels que la qualité et la quantité osseuse, les éléments anatomiques mais également de la nature de l'arcade antagoniste et du schéma occlusal. Selon la revue de littérature de Lambert el al. (123), le nombre d'implants semble exercer une influence sur la survie à long terme de la prothèse maxillaire. Il est recommandé de mettre minimum 6 implants, dans le maxillaire pour assurer une bonne stabilité primaire car il présente une densité moindre que la mandibule, pour ce dernier 4 implants dans la symphyse mentonnière peuvent être suffisants.

Selon le consensus ITI de 2018, aucune différence statistiquement significative n'a été observée concernant le taux de survie des implants dans le cadre d'un traitement par prothèse complète fixe implanto-portée, que l'arcade soit restaurée avec moins de 5 implants ou avec 5 implants et plus. De même, le taux de survie de la PCFIP, qu'elle soit réalisée au maxillaire ou à la mandibule, ne semble pas influencé par le nombre d'implants, qu'il soit inférieur ou supérieur à 5.

Dans la plupart des cas, nous nous retrouvons dans une situation clinique nécessitant une extension prothétique en distal de l'implant le plus distal pour pouvoir restaurer la totalité de l'arcade. Ces extensions sont communément nommées « cantilever ».

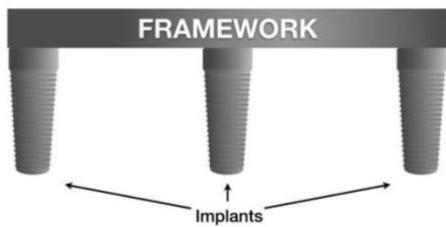


Figure 43 : Système de poutres continues (17)



Figure 44 : Système d'extension distale (17)

Pour schématiser d'un point de vue mécanique le système de Cantilever, nous pouvons le comparer à un système de levier. Le levier est composé d'une tige rigide pivotant sur un point d'appui, différentes forces sont appliquées sur la tige, la charge qui va créer le mouvement de rotation et l'effort qui va s'opposer à cette charge. Le point d'appui est l'implant le plus distal, la charge est représentée par la force de mastication et l'effort par les autres implants. La position de ces trois points peut affecter considérablement l'équilibre de ce système. Dans notre situation, les implants ou la prothèse ne subissent pas de mouvement de rotation, quand la force de mastication est appliquée, le point d'appui et l'effort sont immobiles.

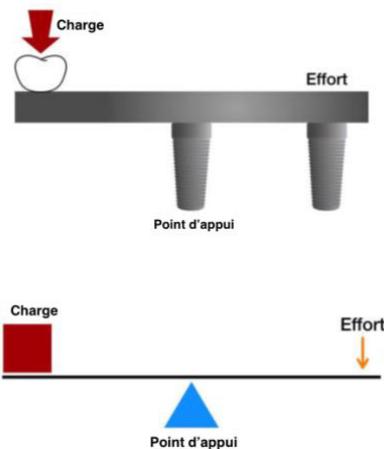


Figure 45 : Schématisation du système de levier (17)

Le bras de résistance correspond à la distance entre la charge et le point d'appui tandis que le bras d'effort correspond à la distance entre le point d'appui et l'effort. Plus le bras de résistance est long en comparaison au bras d'effort, plus il faudra appliquer des forces au niveau du point d'effort pour équilibrer. Dans notre cas, le bras de résistance correspond à la longueur de l'extension distale (cantilever) et le bras d'effort correspond à la distance inter-implants. Le bras de résistance multiplié par la force masticatoire correspond au moment de flexion, si la force masticatoire est importante, le système va échouer au niveau du point le plus faible.

Afin de diminuer la longueur du bras de résistance, l'inclinaison des implants distaux est devenue une pratique commune. En effet, la partie coronaire de l'implant est déplacée en distal et sa partie apicale en mésial, ce qui permet de minimiser l'extension distale.

D'après le rapport de consensus de 2018 de l'ITI, qui se base sur 20 études, dont 17 cohortes prospectives, 2 essais randomisés contrôlés, 1 essai clinique (124) : « Il n'existe aucune différence statistiquement significative entre les critères d'évaluation principaux (taux de survie des implants et des prothèses) et les critères d'évaluation secondaires (perte osseuse marginale péri-implantaire, complications des tissus mous et durs, complications prothétiques et résultats centrés sur le patient) pour les implants placés en configuration axiale ou inclinée lorsqu'ils sont utilisés pour soutenir des prothèses dentaires complètes. »

La longueur maximale de l'extension distale peut être fixée grâce à la position des implants. Le « Anterior-Posterior Spread », qui signifie l'étendue antéro-postérieure, est défini comme la distance entre la ligne mesurée au centre de l'implant le plus antérieur et la ligne mesurée en distal de l'implant le plus postérieur (17). L'augmentation de cette distance permet l'augmentation de l'extension distale, la valeur du rapport de proportions varie en fonction des études, selon English et al. (125), la mesure du cantilever peut être 1,5 fois plus élevée que le AP spread. D'une manière générale, l'augmentation de la longueur du cantilever relativement à la distance antéro-postérieure peut entraîner un desserrage du pilier (126) ou la fracture de la prothèse (127).

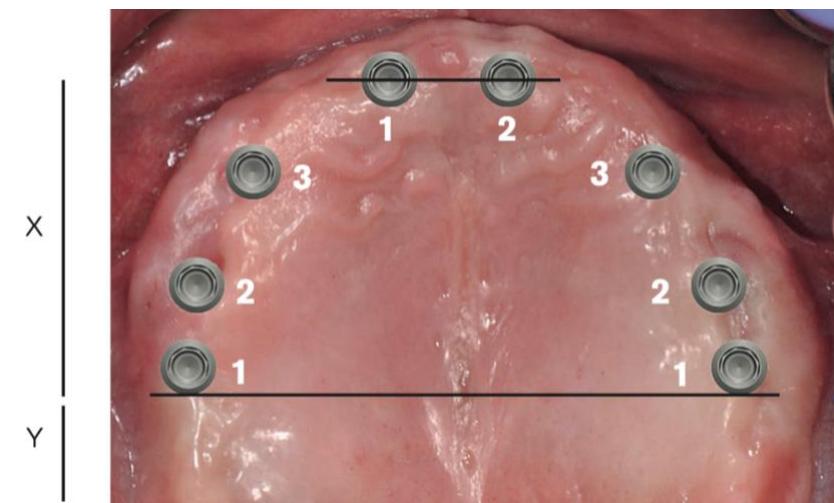


Figure 46 : Répartition des implants en fonction de l'AP spread (distance x) et de la longueur de l'extension distale (y). (128)

Par ailleurs, selon une étude longitudinale menée par Malo et al. comptant 980 implants mises en charge immédiatement sur 245 patients (4 par patient), le taux de succès implantaire dans le cadre d'une PCFIP mandibulaire supportée par 4 implants serait de 94,8% à 10 ans. Cette étude conclut également que l'inclinaison des implants postérieurs permettrait à la prothèse de remplacer 12 dents sans compromettre la survie à long terme (15).

Les critères de survie implantaire utilisés lors de cette étude sont fixés ainsi :

- L'implant est fonctionnel (sert de support pour la restauration prothétique)
- L'implant est stable lors des tests manuels
- Pas de signe infectieux observable autour des implants

- Pas de lésion radio-claire observable autour des implants
- L'implant a permis l'obtention d'une PCFIP qui assure le confort et l'accès à l'hygiène pour le patient.

III.5 Contraintes biologiques

III.5.1 Contre-indications générales à la chirurgie implantaire

Les contraintes biologiques concernent toutes les contraintes liées à la phase chirurgicale de l'implantologie. En effet, tous les patients ne sont pas éligibles à la pose d'implants, de nombreuses contre-indications absolues ou relatives existent (129). Parmi les contre-indications, nous retrouvons les patients à haut risque d'endocardite infectieuse, les patients traités par biphosphonates pour des pathologies malignes. D'autres situations peuvent nécessiter une prise en charge particulière, comme les patients diabétiques non équilibrés, les patients sous AVK, ou les patients présentant des pathologies multiples. Chaque cas est unique, le praticien se doit de faire la balance bénéfice/risque.

Le tabagisme est reconnu comme un facteur de risque accru de complications biologiques liées aux implants. D'après les résultats d'une méta-analyse (115), le taux d'échec implantaire est significativement plus élevé chez les fumeurs que chez les non-fumeurs. Il est important de noter que les études incluses présentaient des définitions variables du statut de fumeur, basées notamment sur la quantité de cigarettes consommées. Dans le cadre de cette méta-analyse, toute personne consommant une cigarette ou plus par jour était considérée comme fumeur. Un implant était quant à lui défini comme un échec s'il avait dû être retiré pour une quelconque raison ou présentait une perte osseuse progressive, évaluée par radiographie.

III.5.2 Contre-indications locales à la chirurgie implantaire

Avant la phase chirurgicale, nous devons obligatoirement passer par une phase pré-implantaire prothétique afin de trouver le positionnement tri-dimensionnel idéal pour nos implants. En effet, c'est le projet prothétique qui détermine le nombre, le positionnement et l'axe des implants, mais il y a également d'autres critères à

respecter, comme les structures anatomiques (sinus maxillaire, nerf alvéolaire inférieur) mais aussi la quantité et la densité osseuse. Voici les impératifs de positionnement :

- Dans le sens horizontal : distance minimale de 2mm entre le col de l'implant et la corticale vestibulaire
- Dans le sens mésio-distal : distance minimale de 1,5mm entre une dent et un implant et 3mm entre deux implants adjacents
- Dans le sens vertical : distance minimale de 3mm entre le col de l'implant et la gencive marginale ou le collet anatomique de la dent adjacente.

Il est important de trouver l'étiologie de la perte des dents chez chaque patient, en effet, certaines causes peuvent soulever des difficultés à gérer pour le traitement implantaire.

Si la dent a été perdue pour des raisons parodontales ou infectieuses, il est nécessaire d'assainir l'environnement buccal et de maintenir cet équilibre bactérien dans le temps. Si la dent a été perdue par cause de fracture non causée par un trauma, alors nous pouvons suspecter des habitudes de bruxisme ou de parafonctions chez le patient (132). La littérature montre que les patients ayant un historique de parodontite présente un risque plus élevé d'avoir une péri-implantite que les patients sans parodontite (133). Le IDRA (Implant Disease Risk Assessment), signifiant toile de risque des maladies implantaires, est un outil de prévention de la péri-implantite mise en place en 2020, il prend en compte l'historique de parodontite mais également la susceptibilité du patient en fonction du stade et grade de la maladie parodontale selon la classification Chicago de 2017 (134).

Le volume osseux disponible est un critère à juger, en effet, une résorption osseuse sévère pourrait nécessiter des interventions plus complexes non réalisables avec le plateau technique habituel. Il faudra également évaluer les tissus mous, notamment le biotype gingival, s'il est fin, le praticien pourra envisager la réalisation de greffes de tissu conjonctif si nécessaire.

III.6 Contraintes fonctionnelles

Le concept occlusal du patient, l'état de l'édentement de l'arcade antagoniste, ainsi que les parafonctions du patient sont à prendre en compte avant la conception de la PCFIP. En effet, chez certains patients souffrant de parafonctions, des desserrements de piliers ou des marques d'usures excessives ont été observés (15). Plus les signes d'usure sont présents et plus le risque occlusal est fort. Le choix et l'épaisseur du matériau, la présence et la position de la stratification varient en fonction de ce dernier (46).

Ces complications peuvent être résolues par la réalisation d'une gouttière de libération occlusale à porter la nuit. Chez les patients présentant une capacité masticatoire élevée, l'infrastructure en zircone doit supporter la charge occlusale et le guide antérieur (135,136).

L'état d'édentement de l'arcade antagoniste est également à prendre en compte, on retrouve, en effet, plus de complications prothétiques sur les PCFIP s'opposant à des dents naturelles ou à des restaurations fixées sur dents naturelles (137).

Ceci peut être expliqué par la différence de l'environnement parodontal autour de la dent et de l'implant. Une dent naturelle soumise à une surcharge occlusale va pouvoir opérer un mécanisme de défense grâce au ligament parodontal, qui va engendrer un mouvement tridimensionnel. De plus, les récepteurs desmodontaux vont activer une réponse neuromusculaire qui va avoir une réponse inhibitrice sur les muscles masticateurs. Cependant, l'implant n'étant pas entouré de ligament, seuls les récepteurs périostés, gingivaux et musculaires peuvent transmettre l'information proprioceptive, qui sera moins précise (138,139).

Informations à repérer cliniquement en bouche	Informations à repérer en dehors de la bouche, une fois la prothèse montée en articulateur
<ul style="list-style-type: none"> • Valider la DVO/DVR • Valider l'espace libre d'inocclusion et les critères phonétiques • Valider l'ORC • Valider l'esthétique. L'un des points les plus importants consiste à déterminer la position de la ligne du sourire par rapport à la crête édentée et par rapport à la ligne de collets des dents prothétiques Notion du risque esthétique: une ligne du sourire haute est synonyme d'un risque esthétique important car la transition entre l'élément prothétique et la gencive naturelle peut être visible • Analyse du soutien de la lèvre supérieure dans le plan frontal (face) et sagittal (profil) 	<ul style="list-style-type: none"> • Objectiver l'espace prothétique disponible. Cet espace prothétique est directement lié aux résorptions osseuses verticales et horizontales consécutives à la perte des organes dentaires (<i>fig. 11</i>) • Déterminer le décalage sagittal des bases maxillaires et mandibulaires entre elles. <i>Astuce: la position du point inter-incisif prothétique par rapport à la crête maxillaire donne une information intéressante sur le degré de résorption osseuse dans le plan sagittal: plus la résorption osseuse maxillaire est avancée, plus le point inter-incisif sera décalé vers l'avant par rapport au sommet de la crête</i> • Déterminer la divergence des axes des crêtes dans le plan frontal entre les secteurs postérieurs • Valider le schéma occlusal retenu selon la situation clinique (et l'arcade antagoniste)

Tableau 3 : Caractéristiques cliniques à analyser à l'aide de la prothèse d'usage (116)

IV. Utilisation de l'oxyde de zirconium dans le contexte des prothèses complètes fixes implanto-portées

IV.1 Indications et avantages de la zircone

Aujourd'hui, la zircone s'impose, de manière générale, dans les restaurations prothétiques de large étendue car elle présente d'excellentes propriétés mécaniques (140).

Ce matériau devient une alternative appréciée à la résine dans le cadre de traitement par des prothèses complètes implanto-portées, car il possède une meilleure biocompatibilité, une moindre accumulation de plaque et de bactérie à sa surface, une résistance à la flexion plus élevée. Elle est également moins sujette aux colorations avec l'usure (141).

Le choix de la conception prothétique et du matériau dépend de plusieurs facteurs, tels que l'espace inter-arcades, les rapports occlusaux et la présence éventuelle de cantilever. L'espace inter-arcades peut être augmenté soit par une élévation de la dimension verticale d'occlusion, soit par une réduction osseuse verticale, bien que cette dernière approche soit plus invasive. Ainsi, dans la région antérieure, un espace de 14 à 16 mm serait nécessaire entre la partie coronaire de l'implant et la position du bord incisal souhaitée, comme illustrée sur la figure n° 47 (128).



Figure 47 : Exigences d'espace des composants pour un bridge complet implanto-portée (128)

Selon différentes études réalisées sur des patients porteurs de prothèses complètes amovibles, la résine serait sujette à l'accumulation de biofilm délétère, constitué de pathogènes parodontaux ou même respiratoires (142,143).

En conclusion, la PCFIP en zircone stratifiée avec de la céramique feldspathique en gingival présente un faible taux d'échec implantaire et de complications prothétiques sur une période d'observation de 5 ans. Par ailleurs, elle offrirait, en comparaison à une PCFIP métallo-résineuse un taux de survie plus élevé et un faible taux de complications mécaniques, une accumulation moindre de plaque et de biofilm, mais

également un meilleur ajustement dû à la fabrication digitale et des frais réduits pour le laboratoire de prothèse (144).

IV.2 Utilisation en phase transitoire

Une étude rétrospective de 5 ans a été menée sur 113 patients avec 214 PCFIP immédiates, dont 166 en résine et 48 en zircone (145). Les auteurs en concluent que le matériau n'influence pas le risque de complications. En effet, les PCFIP immédiates en zircone ou résine présentent un taux de survie sans échec de 85,5%. Toutefois, très peu de données sont disponibles dans la littérature concernant l'utilisation de la zircone dans la phase transitoire, il est donc difficile d'apporter une conclusion significative statistiquement.

Néanmoins, nous pouvons affirmer que plusieurs facteurs peuvent limiter le recours à la zircone en phase transitoire. D'une part, le poids plus important des restaurations en zircone comparé aux prothèses métal/résine, métal/céramique et PMMA (polyméthacrylate de méthyle) peut compromettre le confort et la durée d'adaptation du patient. D'autre part, l'ajustement et le polissage de ce matériau demeurent complexes. Un facteur déterminant est sa faible tolérance aux imprécisions obtenues lors de la prise d'empreintes ; une mauvaise adaptation peut engendrer une fracture de la prothèse lors de son insertion. Ce dernier est d'autant plus critique que l'infrastructure n'est pas réparable, ce qui nécessite la réfection complète de la prothèse avec une nouvelle prise d'empreinte (146).

IV.3. Utilisation en phase définitive

Le rapport de consensus de l'ITI 2018 a déclaré que « les prothèses de zircone monolithique soutenues par des implants peuvent être une option future avec plus de preuves à l'appui » (147).

Néanmoins, la masse importante de la zircone peut constituer un inconvénient dans le cadre des restaurations complètes, en raison du stress accru exercé sur les implants (148). Pour ce type de prothèses volumineuses, des matériaux plus légers sont généralement préférés. La zircone ayant une densité d'environ 6 g/cm³ (149), cela nécessite parfois la substitution de l'infrastructure par du titane, dont la densité plus faible, avoisinant 4,5 g/cm³, réduit la charge appliquée aux implants.

En 2020, une étude menée par Tribst et al. (150) a évalué l'influence du poids des prothèses et du nombre d'implants sur les contraintes exercées sur l'os. Quinze modèles de prothèses complètes ont été élaborés, variant selon le nombre d'implants (4, 6 ou 8) et le poids de la prothèse (10, 15, 20, 40 ou 60 g). Les résultats ont montré que plus la prothèse est lourde, plus la tension appliquée à l'os augmente. L'augmentation du nombre d'implants permet d'atténuer ces effets grâce à une meilleure répartition des charges.

D'après une étude de cohorte rétrospective de 5 ans, les prothèses complètes implanto-portées en zircone présentent un taux de survie plus élevée que les prothèses complètes implanto-portées métallo-résineuses, la cause principale d'échec étant la fracture du matériau.

Selon une revue systématique (10), nous pouvons conclure que les prothèses complètes fixées en zircone monolithique présentent un taux d'échec très faible, toutes les fractures étant associées à un espace prothétique trop faible. Cependant pour les prothèses en zircone stratifiée, le taux d'écaillage est plus élevé, cette complication n'a nécessité aucun renouvellement de prothèses mais seulement du polissage ou des ajustements. En outre, une étude rétrospective réalisée sur 40 patients traités par une ou deux PCFIP en zircone, confirme que cette option est une alternative acceptable aux PCFIP en résine avec infrastructure titane. Ces résultats étant tirés sur des études à court terme, il y a nécessité de réaliser des études sur des périodes plus longues pour en tirer de réelles conclusions (151).

À ces données, viennent s'appuyer, les conclusions de l'étude rétrospective (152) menée sur une période de 5 ans sur la survie de 2039 prothèses complètes implanto-fixées réalisées par le même laboratoire. Cette dernière conclut que l'utilisation de la zircone monolithique avec une stratification à la céramique feldspathique limitée à la

région gingivale reste un choix acceptable dans le traitement des patients édentés complets, avec un taux de survie égal à 99,3% (153).

IV.4 Recommandations cliniques pour l'utilisation de la zircone

IV.4.1 Stratification

En raison de son opacité importante, la zircone peut compromettre l'esthétique des restaurations ; pour pallier cette limitation, elle peut être recouverte d'une couche de céramique cosmétique telle que la céramique feldspathique (46,154).

Toutefois, cette stratification peut entraîner des fractures de la céramique de revêtement, un phénomène connu sous le nom de « chipping » (155). Comme mentionné précédemment, la zircone présente d'excellentes propriétés mécaniques, ce qui explique que les fractures observées concernent principalement la couche de céramique esthétique, et non l'infrastructure en zircone elle-même. Cet écaillage de la céramique s'explique principalement par la différence du coefficient de dilatation thermique entre ces deux matériaux (136). Par ailleurs, la conception de l'armature semblerait être une cause fréquente de fracture par manque de soutien du matériau de revêtement (156). Une revue systématique (157) regroupant 12 études conclut que les bridges complets en zircone présentent un taux important de complications mineures dues à l'écaillage. En effet, 14,7 % des prothèses, soit 42 sur les 285 testées, ont subi une fracture au niveau de la céramique de stratification.

Blasi et al. (46) proposent une classification de la conception des armatures en trois catégories en fonction de l'étendue de la stratification. Celle-ci est adaptée individuellement en fonction de l'évaluation du risque occlusal du patient. Un risque plus élevé est associé à une présence marquée de bruxisme.

Si le patient présente un risque :

- faible, la stratification peut se faire de manière conventionnelle
- moyen, la stratification devrait être limitée aux secteurs vestibulaire et incisal
- élevé, la stratification ne devrait pas dépasser la zone vestibulaire.

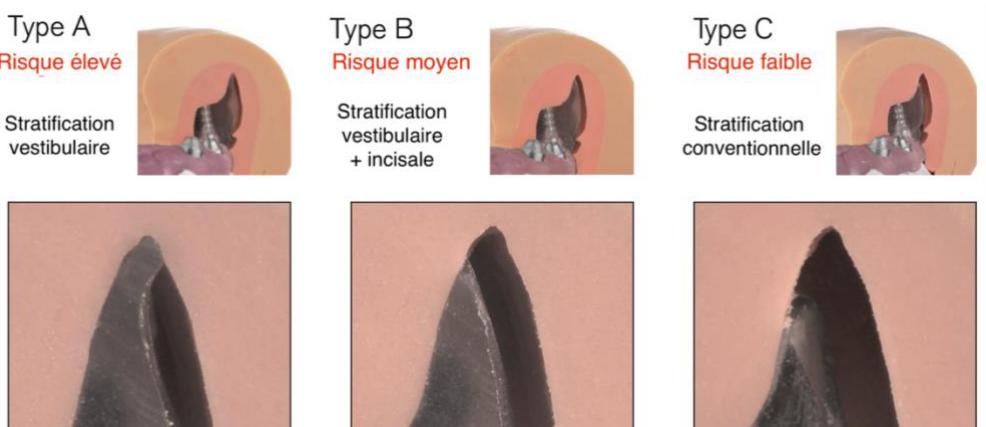


Figure 48 : Conception de l'armature en fonction du risque occlusal (46)

En définitive, les restaurations complètes implanto-portées en zircone monolithique présentent des résultats plus prévisibles. Afin de réduire ces complications, l'utilisation de disques de zircone 5Y-TZP, mono- ou multi-chromatiques, a été proposée. Pour rappel, la zircone stabilisée avec 5 % de mol d'yttrium offre des propriétés optiques proches de celles des céramiques vitreuses, malgré une résistance mécanique inférieure à celle de la zircone 3Y-TZP (158).

D'autres options sont envisageables afin d'éviter la stratification, telles que (159) :

- Les bridges complets implanto-portés réalisés en zircone monolithique multicouche, à partir de disques usinables composés de plusieurs couches correspondant à différentes teintes. La partie interne de la prothèse est constituée d'une zircone plus opaque, accordant une meilleure résistance mécanique, tandis que les couches périphériques sont plus translucides, ce qui améliore l'esthétique au détriment d'une résistance amoindrie.

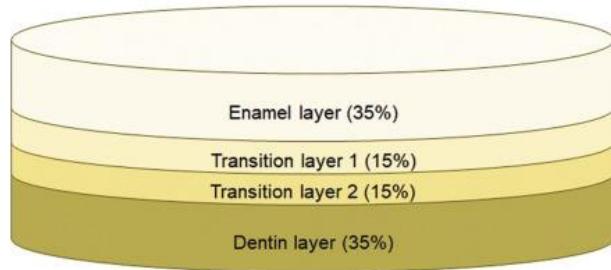


Figure 49 : Disque de zircone monolithique usinable en FAO avec plusieurs couches de différentes teintes (160)

- Les bridges complets implanto-portées « zircone-sur-zircone » avec assemblage des couronnes en zircone hautement esthétique sur l'infrastructure en zircone blanche très résistante.

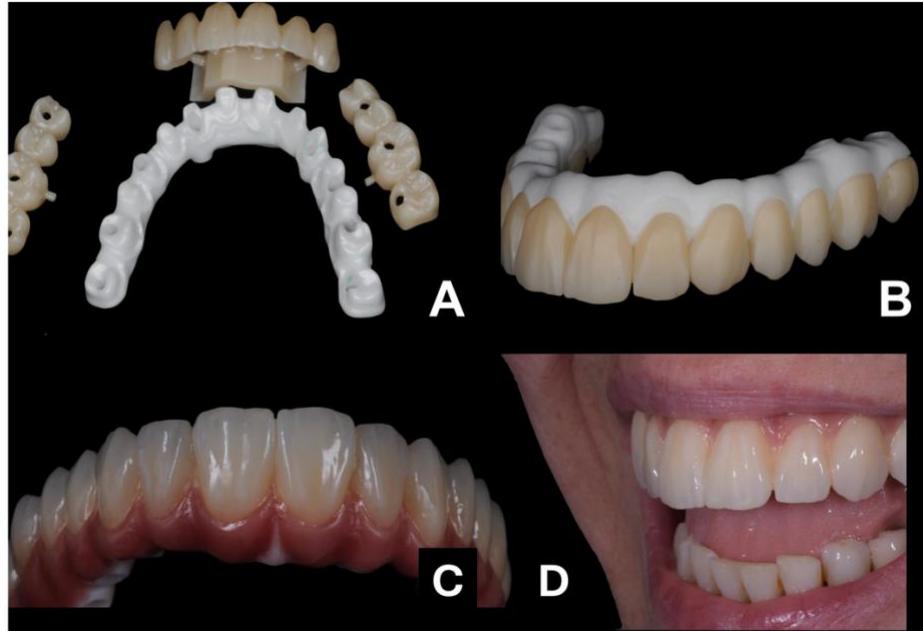


Figure 50 : A. Infrastructure en zircone blanche avec portion fonctionnelle en zircone multicouches divisée en trois sections, B. Assemblage des deux parties avec une céramique fusée à 90°C, C. Ajout de céramique rose D. Résultat final en bouche (159)

Selon une analyse rétrospective, ces deux conceptions offrent un taux de survie et de succès élevé avec un retentissement positif sur la mastication, la phonation et l'esthétique. D'après les auteurs, l'utilisation de la zircone nécessite une connaissance approfondie du matériau (159).

IV.4.2 Épaisseur du matériau

Comme vu auparavant, l'épaisseur des différents composants de la restauration va dépendre du type de matériau utilisé afin de pouvoir avoir une résistance à la fracture optimale. À partir de 12mm d'espace inter-arcades, une restauration type FP3 est envisageable. Si la hauteur est inférieure à 12mm, une FP1 sera indiquée. Les dimensions requises changent également en fonction de la localisation en bouche, en effet les secteurs postérieurs subissent plus de forces axiales que les antérieurs. Ainsi, autour des puits de vis, il faut nécessairement 2mm minimum de zircone, les surfaces de connexion devraient être de minimum 7 mm² en antérieur et 9 mm² en postérieur (128).

IV.4.3 Occlusion

Yoon et al. proposent une ligne directrice à suivre dans la conception des prothèses complètes implanto-portées en fonction de la constitution de l'arcade antagoniste (161). De manière générale, peu importe le matériau utilisé dans les restaurations complètes et l'état d'édentement de l'arcade antagoniste, il est recommandé d'avoir une occlusion bilatéralement équilibrée.

Ainsi on retrouve :

- PCFIP en zircone contre PCFIP en zircone : en comparaison aux prothèses en résine, la PCFIP en zircone monolithique usinée ne présente pas de zone de faiblesse au niveau des dents antérieures, la répartition des contacts occlusaux peut donc se faire de manière équitable entre les régions antérieures et postérieures. Au niveau des extensions cantilever, on devrait retrouver le « dégagement shimstock » de 10µm. (*Le shimstock est une feuille métallique de 10µm, sur laquelle le patient mord de manière à avoir des contacts dentaires normaux. Si la bande peut être retirée avec une résistance minimale ou nulle alors la force occlusale est adéquate, sinon cela indique une force excessive et il est nécessaire de retoucher l'occlusion (162)*).

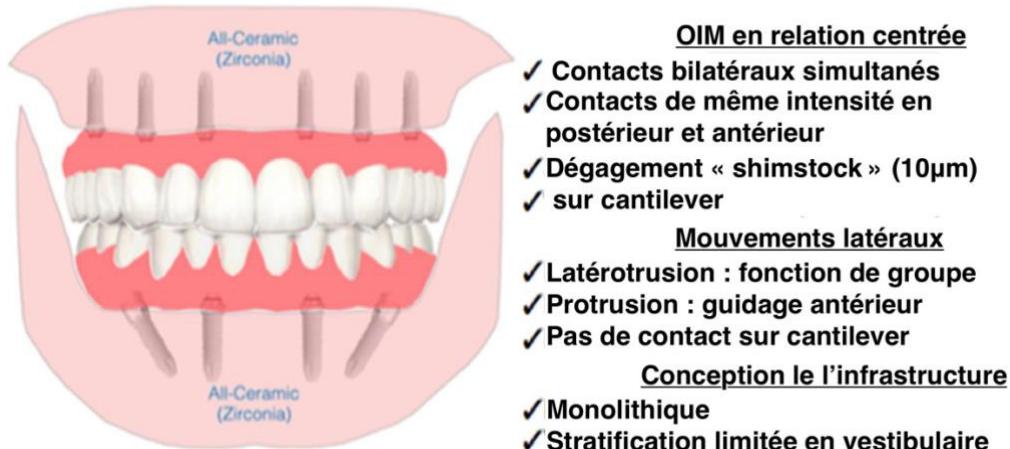


Figure 51 : Occlusion et conception pour zircone vs zircone (161)

- PCFIP en zircone contre PCFIP métallo-résineuse : la seule différence le concept occlusal zircone/zircone est que la zone antérieure du bridge en résine devient une zone de faiblesse. En effet, la faible épaisseur de matériau à ce niveau-là, et la présence de forces non-axiales augmentent le risque de fracture, il faut donc éviter les contacts antérieurs. De ce fait, le dégagement shimstock de 10µm doit être retrouvé au niveau antérieur en plus du cantilever.



Figure 52 : Occlusion et conception pour zircone vs métal-acrylique

- PCFIP en zircone contre dentition naturelle : le dégagement shimstock est également nécessaire au niveau du cantilever et en antérieur pour protéger les dents antérieures naturelles de la surcharge occlusale. Si les canines sont

saines, un guidage canin en latéralité est réalisable, sinon une fonction groupe est recommandée.



Figure 53 : Occlusion et conception pour zircone vs dentition naturelle

IV.4.4 Retouches

Une revue systématique publiée par **Pereira et al.** (163) évalue l'effet du fraisage sur les propriétés mécaniques, la stabilité structurelle et les caractéristiques superficielles des céramiques Y-TZP. De manière générale, le fraisage diminue la résistance mécanique et augmente la rugosité à la surface mais il serait possible de réaliser le fraisage sans causer d'effets délétères sur la résistance du matériau. Si la zircone n'est pas parfaitement polie après le fraisage, cela entraîne deux effets majeurs : une usure accrue de la dent antagoniste et l'apparition d'une zone de fragilisation au niveau de la coiffe en zircone (92).

Néanmoins, l'utilisation de contre angle à une faible vitesse de rotation, d'une fraise à granulométrie < 50 micromètres et une irrigation permettant le refroidissement semblent contrebalancer ces effets. Si d'importantes retouches sont nécessaires, alors il est préférable de renvoyer la pièce prothétique au laboratoire de prothèse. Il existe également des coffrets de fraise spécialement conçus pour les retouches de la zircone (164).

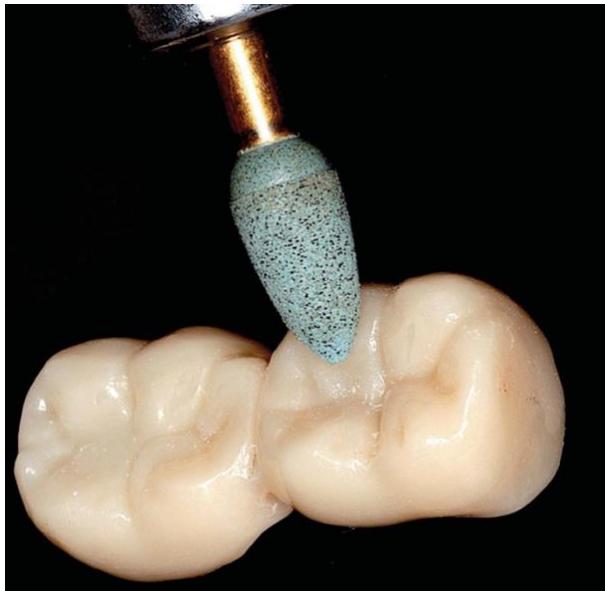


Figure 54: Polissage de la zircone (164)

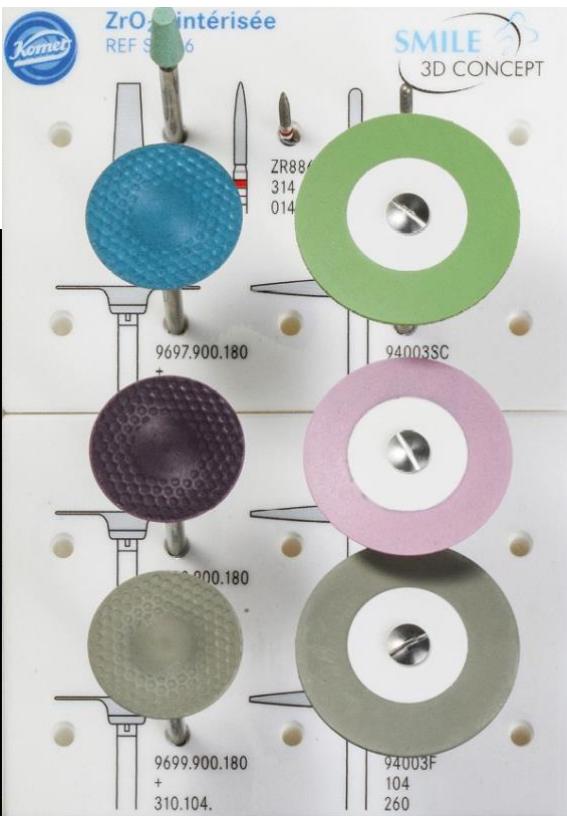


Figure 55 : Coffret de fraises spécial zircone (164)

Après le fraisage, plusieurs méthodes de post-traitement peuvent être effectuées pour améliorer l'état de surface, comme le polissage ou le glaçage. Le polissage se montre comme la meilleure solution de finition car le vernis appliqué pour le glaçage est moins stable dans le temps (165).

De plus, selon une revue systématique publiée par Da Rosa et al. (16), qui compare différentes techniques de post-traitement pour optimiser la rugosité et la résistance à la flexion, seul le polissage effectué après le fraisage permet d'améliorer ces propriétés.

CONCLUSION

L'oxyde de zirconium s'impose aujourd'hui comme un matériau de choix dans les restaurations prothétiques, que ce soit en unitaire ou, en plurale, pour de plus longues étendues.

Son développement, soutenu par les avancées technologiques dans la fabrication des biomatériaux et dans la conception-fabrication des prothèses assistée par ordinateur, a contribué à élargir son champ d'application à l'implantologie, notamment pour les restaurations d'arcade complète.

La biocompatibilité de ce biomatériau et son faible taux d'adhésion bactérienne font de ce dernier une alternative appréciée à la résine dans le cadre des traitements implantaires, dans lesquels la cicatrisation et le remodelage tissulaires constituent des éléments clés.

Ses propriétés mécaniques remarquables, telles que sa ténacité élevée et sa haute résistance à la flexion permettent de réaliser des restaurations de grande étendue, comme les bridges complets implanto-portées.

L'utilisation de la zircone, monolithique ou stratifiée avec une céramique cosmétique, dans les prothèses complètes implanto-portées en phase définitive semble présenter un taux de survie et de satisfaction élevé sur le court et moyen terme. Il faut néanmoins noter l'importance de maîtriser les indications et les recommandations d'utilisation, telles que le réglage de l'occlusion ou le polissage, pour obtenir un résultat optimal.

Malgré sa popularité croissante, des limites subsistent, notamment concernant son poids important, le phénomène de « chipping » et principalement, le risque de fracture franche et sa faible permissivité. Pour cette raison, les fabricants cherchent à améliorer les propriétés optiques de la zircone afin de minimiser certaines de ces complications. En phase de transition, son recours reste encore peu répandu, probablement en raison des limites citées précédemment. Toutefois, les avancées en chirurgie et en techniques d'enregistrement pourraient contribuer à son développement dans ce contexte.

Cette céramique constitue un biomatériau fiable pour la conception des bridges complets implanto-portées en phase définitive, cependant, il est nécessaire d'avoir des études à long terme afin de confirmer sa pérennité et sa place en pratique clinique.

BIBLIOGRAPHIE

1. Vieillissement et santé [Internet]. [cité 14 mars 2025]. Disponible sur: <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
2. Santé bucco-dentaire [Internet]. [cité 14 mars 2025]. Disponible sur: <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/oral-health>
3. Cheng CW, Chien CH, Chen CJ, Papaspyridakos P. Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 1 juin 2013;109(6):347-52.
4. Vozzo LM, Azevedo L, Fernandes JCH, Fonseca P, Araújo F, Teixeira W, et al. The Success and Complications of Complete-Arch Implant-Supported Fixed Monolithic Zirconia Restorations: A Systematic Review. *Prosthesis.* juin 2023;5(2):425-36.
5. Zhang CY, Cheng H, Lin DH, Zheng M, Özcan M, Zhao W, et al. Effects of Recasting on the Biocompatibility of a Ni-Cr Alloy.
6. Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular Response to Metallic Ions Released from Nickel-Chromium Dental Alloys. *J Dent Res.* août 1995;74(8):1521-7.
7. yannick T. Alliages dentaires cobalt-chrome : compatibilité entre le cadre réglementaire européen et la convention nationale ? [Internet]. L'Information Dentaire. 2021 [cité 29 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/actualites/alliages-dentaires-cobalt-chrome-compatibilite-entre-le-cadre-reglementaire-europeen-et-la-convention-nationale/>
8. Cobalt–Chromium Dental Alloys: Metal Exposures, Toxicological Risks, CMR Classification, and EU Regulatory Framework [Internet]. [cité 29 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.mdpi.com/2073-4352/10/12/1151>

9. Liu K, Wang G, Guo S, Liu J, Qu W, Liu N, et al. High-Potential surface on zirconia ceramics for bacteriostasis and biocompatibility. *Colloids Surf B Biointerfaces*. sept 2020;193:111074.
10. European-Journal-of-Oral-Implantology-vol-1-supplement-1-autumn-2017_FOR_Supplement.pdf [Internet]. [cité 29 mars 2025]. Disponible sur: https://www.for.org/sites/default/files/consensus/European-Journal-of-Oral-Implantology-vol-1-supplement-1-autumn-2017_FOR_Supplement.pdf#page=35
11. Luraschi J, Schimmel M, Bernard JP, Gallucci GO, Belser U, Müller F. Mechanosensation and maximum bite force in edentulous patients rehabilitated with bimaxillary implant-supported fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. mai 2012;23(5):577-83.
12. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1 janv 1981;10(6):387-416.
13. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent*. avr 1990;63(4):451-7.
14. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Bränemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(s1):2-9.
15. Malo P, De Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*. mars 2011;142(3):310-20.
16. Tartaglia GM, Maiorana C, Gallo M, Codari M, Sforza C. Implant-Supported Immediately Loaded Full-Arch Rehabilitations: Comparison of Resin and Zirconia Clinical Outcomes in a 5-Year Retrospective Follow-Up Study. *Implant Dent*. févr 2016;25(1):74-82.
17. Implant Ninja [Internet]. [cité 7 mars 2025]. All on X Handbook - (Hardcopy only). Disponible sur: <https://implantninjaedu.com/all-on-x-handbook-hardcopy-only/>

18. Wang Q, Zhang Z zhen, Bai S zhu, Zhang S feng. Biomechanical analysis of stress around the tilted implants with different cantilever lengths in all-on-4 concept. BMC Oral Health. 5 nov 2022;22(1):469.
19. Saint-Etienne C, Fau V, Gastard Y. L'Information Dentaire. 2019 [cité 4 avr 2025]. Intérêts du montage directeur dans la planification chirurgicale et prothétique des bridges supra-implantaires sur « pilotis ». Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/interets-du-montage-directeur-dans-la-planification-chirurgicale-et-prothetique-des-bridges-supra-implantaires-sur-pilotis/>
20. Clément M, Noharet R. L'Information Dentaire. 2019 [cité 3 mai 2025]. Traitement de l'édenté complet maxillaire par prothèse fixe implantaire sans greffe : aspects chirurgicaux et prothétiques. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/traitement-de-l-edente-complet-maxillaire-par-prothese-fixe-implantaire-sans-greffe-aspects-chirurgicaux-et-prothetiques/>
21. Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. Clin Oral Implants Res. nov 2012;23(11):1243-53.
22. calameo.com [Internet]. [cité 2 mai 2025]. RC 1 - 2025. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/0045240245c30e872d596>
23. Abramovitch K, Rice DD. Basic Principles of Cone Beam Computed Tomography. Dent Clin North Am. juill 2014;58(3):463-84.
24. calameo.com [Internet]. [cité 26 mai 2025]. missika-implantologie. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/0045240245ce1a074462a>
25. Greenstein G, Cavallaro J, Tarnow D. Practical application of anatomy for the dental implant surgeon. J Periodontol. oct 2008;79(10):1833-46.
26. calameo.com [Internet]. [cité 14 avr 2025]. SP n°5-2021. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/0045240242ee669d49ac6>

27. Kivovics M, Pénzes D, Németh O, Mijiritsky E. The Influence of Surgical Experience and Bone Density on the Accuracy of Static Computer-Assisted Implant Surgery in Edentulous Jaws Using a Mucosa-Supported Surgical Template with a Half-Guided Implant Placement Protocol—A Randomized Clinical Study. Materials. janv 2020;13(24):5759.
28. Noharet R. Le concept de traitement All-on-4®. 2023;
29. Younis H, Lv C, Xu B, Zhou H, Du L, Liao L, et al. Accuracy of dynamic navigation compared to static surgical guides and the freehand approach in implant placement: a prospective clinical study. Head Face Med. 14 mai 2024;20(1):30.
30. Noharet R. APPOINT DE LA NAVIGATION DANS LE FLUX PROTHÉTIQUE.
31. Dynamic Implant Surgery—An Accurate Alternative to Stereolithographic Guides—Systematic Review and Meta-Analysis [Internet]. [cité 14 juin 2025]. Disponible sur: <https://www.mdpi.com/2304-6767/11/6/150>
32. Widmann G, Stoffner R, Keiler M, Zangerl A, Widmann R, Puelacher W, et al. A laboratory training and evaluation technique for computer-aided oral implant surgery. Int J Med Robot. sept 2009;5(3):276-83.
33. antoun.pdf [Internet]. [cité 20 mars 2025]. Disponible sur: <http://asso-francaise-implanto.fr/wp-content/uploads/2020/02/antoun.pdf>
34. MUA [Internet]. [cité 29 mai 2025]. Disponible sur: <https://zirkonzahn.com/fr/systemes-de-cfao/systemes-implantologiques/produits-et-l-application/mua>
35. Genesis Scientific Publications [Internet]. [cité 29 mai 2025]. Multi-Unit Abutment: Why, Where, When? Disponible sur: <https://www.genesispub.org/multi-unit-abutment-why-where-when>
36. Duyck J, Roesems R, Cardoso MV, Ogawa T, De Villa Camargos G, Vandamme K. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res. 2015;26(2):191-6.

37. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):12-25.
38. Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:132-46.
39. Immediate Loading of Dental Implants Inserted in Edentulous Maxillas and Mandibles: 5-Year Results of a Clinical Study - PubMed [Internet]. [cité 18 mai 2025]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24707886/>
40. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig GH. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the Macaca fascicularis monkey. *J Periodontol.* oct 2003;74(10):1483-90.
41. Nkenke E, Lehner B, Fenner M, Roman FS, Thams U, Neukam FW, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(1):39-47.
42. Nkenke E, Lehner B, Weinzierl K, Thams U, Neugebauer J, Steveling H, et al. Bone contact, growth, and density around immediately loaded implants in the mandible of mini pigs. *Clin Oral Implants Res.* juin 2003;14(3):312-21.
43. Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev [Internet].* 2013 [cité 10 avr 2025];(3). Disponible sur: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD003878.pub5/full>
44. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implants Res.* oct 2006;17 Suppl 2:19-34.
45. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Bränemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(s1):2-9.

46. Blasi A, Torosian AD, Aimplee S, Im SB, Camba AM, Chiche GJ. Implant-Supported Zirconia Full-Mouth Rehabilitations: Key Factors. *Quintessence Dent Technol QDT*. 1 janv 2017;40:154-75.
47. Stabilité primaire, cicatrisation osseuse et ostéointégrationPrimary stability, osseous healing and osteointegration [Internet]. [cité 9 avr 2025]. Disponible sur: <https://www.editionscdp.fr/revues/implant/article/n-20-2/stabilite-primaire-cicatrisation-osseuse-et-osteointegrationprimary-stability-osseous-healing-and-osteointegration.html>
48. Evaluation of primary and secondary stability of titanium implants using different surgical techniques - Tabassum - 2014 - Clinical Oral Implants Research - Wiley Online Library [Internet]. [cité 10 avr 2025]. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/clr.12180>
49. Lages F, Douglas de Oliveira D, Costa F. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1 déc 2017;20.
50. Freitas Jr AC, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(1):113-8.
51. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(5):616-20.
52. Evaluation of primary and secondary stability of titanium implants using different surgical techniques - Tabassum - 2014 - Clinical Oral Implants Research - Wiley Online Library [Internet]. [cité 10 avr 2025]. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/clr.12180>
53. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent*. août 2010;38(8):612-20.
54. Campos FE, Gomes JB, Marin C, Teixeira HS, Suzuki M, Witek L, et al. Effect of Drilling Dimension on Implant Placement Torque and Early Osseointegration

Stages: An Experimental Study in Dogs. J Oral Maxillofac Surg. 1 janv 2012;70(1):e43-50.

55. Early Bone Healing around Different Implant Bulk Designs and Surgical Techniques: A Study in Dogs - Coelho - 2010 - Clinical Implant Dentistry and Related Research - Wiley Online Library [Internet]. [cité 11 avr 2025]. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1708-8208.2009.00153.x>
56. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant Loading Protocols for Edentulous Patients with Fixed Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 24 mars 2014;29 Suppl:256-70.
57. Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. J Oral Biol Craniofacial Res. 2013;3(2):92-7.
58. Ott SM. Cortical or Trabecular Bone: What's the Difference? Am J Nephrol. 2018;47(6):373-5.
59. Les protocoles de forage [Internet]. LEFILDENTAIRE magazine dentaire. 2010 [cité 11 avr 2025]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/interviews/rencontres/les-protocoles-de-forage/>
60. calameo.com [Internet]. [cité 11 avr 2025]. missika-implantologie. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/0045240245ce1a074462a>
61. Lekholm & Zarb classification: Type I, the entire bone is composed of... | Download Scientific Diagram [Internet]. [cité 12 avr 2025]. Disponible sur: https://www.researchgate.net/figure/Lekholm-Zarb-classification-Type-I-the-entire-bone-is-composed-of-very-thick-cortical_fig3_322512723
62. Choi YJ, Jun SH, Song YD, Chang MW, Kwon J. CT Scanning and Dental Implant. In 2011.
63. Flottes Y, Rignon-Bret C, Wulfman C. Les empreintes numériques pour les restaurations complètes implanto-portées : le point début 2024 [Internet]. L'Information Dentaire. 2024 [cité 29 mai 2025]. Disponible sur:

<https://www.information-dentaire.fr/formations/les-empreintes-numriques-pour-les-restaurations-compltes-implanto-portes-le-point-dbut-2024/>

64. PASSIVITÉ ET ADAPTATION EN PROTHÈSE IMPLANTAIRES LA QUADRATURE DU CERCLE - Clinic n° 05 du 01/05/2021 [Internet]. [cité 4 avr 2025]. Disponible sur: <https://www.editionscdp.fr/revues/clinic/article/n-cli401/passivite-et-adaptation-en-prothese-implantaire-la-quadrature-du-cercle-CLI420545701.html>
65. Joensahakij N, Serichetaphongse P, Chengrapakorn W. The accuracy of conventional versus digital (intraoral scanner or photogrammetry) impression techniques in full-arch implant-supported prostheses: a systematic review. Evid Based Dent. 12 août 2024;25.
66. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. J Prosthet Dent. 1 août 2020;124(2):161-7.
67. Exigeras T. 1) AU COMMENCEMENT ÉTAIT LE MODÈLE D'ÉTUDE. Im P N T O O G E.
68. Idéallab [Internet]. [cité 29 mai 2025]. Clef de validation. Disponible sur: <https://www.ideallab.fr/produits/protheses-implantaires/clef-validation.html>
69. Lethuillier J, Felenc S. L'Information Dentaire. 2021 [cité 4 avr 2025]. Les empreintes en prothèse implanto-portée : du physique au numérique. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/les-empreintes-en-prothse-implanto-porte-du-physique-au-numrique/>
70. Lyu M, Di P, Lin Y, Jiang X. Accuracy of impressions for multiple implants: A comparative study of digital and conventional techniques. J Prosthet Dent. 1 nov 2022;128(5):1017-23.
71. Revell G, Simon B, Mennito A, Evans ZP, Renne W, Ludlow M, et al. Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. J Prosthet Dent. oct 2022;128(4):632-8.

72. Reboul-Paoli T, Jalladaud M. Ma première empreinte optique pour une prothèse implanto-portée unitaire [Internet]. L'Information Dentaire. 2025 [cité 15 juin 2025]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/ma-premiere-empreinte-optique-pour-une-prothese-implanto-portee-unitaire/>
73. La photogrammétrie - Institut - IGN [Internet]. 2021 [cité 24 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.ign.fr/institut/kiosque/la-photogrammetrie>
74. Boujema W, Baranes M, Lipowicz J. Apports de la photogrammétrie à l'empreinte numérique intra-buccale destinée à une réhabilitation totale supra-implantaire [Internet]. L'Information Dentaire. 2023 [cité 14 juin 2025]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/apports-de-la-photogrammtrie-en-prothse-complte-fixe-sur-implants/>
75. Orejas-Perez J, Gimenez-Gonzalez B, Ortiz-Collado I, Thuissard IJ, Santamaria-Laorden A. In Vivo Complete-Arch Implant Digital Impressions: Comparison of the Precision of Three Optical Impression Systems. Int J Environ Res Public Health. 3 avr 2022;19(7):4300.
76. Sallorenzo A, Gómez-Polo M. Comparative study of the accuracy of an implant intraoral scanner and that of a conventional intraoral scanner for complete-arch fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. nov 2022;128(5):1009-16.
77. Comparison between stereophotogrammetric, digital, and conventional impression techniques in implant-supported fixed complete arch prostheses: An in vitro study - PubMed [Internet]. [cité 30 mai 2025]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34112521/>
78. Maintenance Appointments for a Full Arch Implant-supported Prosthesis [Internet]. Oral Health Group. 2023 [cité 6 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.oralhealthgroup.com/features/maintenance-appointments-for-a-full-arch-implant-supported-prosthesis/>
79. Monje A, Aranda L, Diaz KT, Alarcón MA, Bagramian RA, Wang HL, et al. Impact of Maintenance Therapy for the Prevention of Peri-implant Diseases: A Systematic Review and Meta-analysis. J Dent Res. avr 2016;95(4):372-9.

80. Derks J, Tomasi C. Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology. *J Clin Periodontol.* avr 2015;42 Suppl 16:S158-171.
81. Francetti L, Cavalli N, Taschieri S, Corbella S. Ten years follow-up retrospective study on implant survival rates and prevalence of peri-implantitis in implant-supported full-arch rehabilitations. *Clin Oral Implants Res.* mars 2019;30(3):252-60.
82. Maintenance Appointments for a Full Arch Implant-supported Prosthesis [Internet]. [cité 8 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.oralhealthgroup.com/features/maintenance-appointments-for-a-full-arch-implant-supported-prosthesis/>
83. Able FB, Campanha NH, Younes IA, Sartori IADM. Evaluation of the intaglio surface shape of implant-supported complete-arch maxillary prostheses and its association with biological complications: An analytical cross-sectional study. *J Prosthet Dent.* août 2022;128(2):174-80.
84. Rémi B. Le Comptoir Géologique - Vente de minéraux, fossiles et gemmes. [cité 12 mars 2025]. Baddeleyite - Encyclopédie. Disponible sur: <https://www.le-comptoir-geologique.com/baddeleyite-encyclopedie.html>
85. Tavernier GG Karim Nasr,Bruno. Le guide clinique de la zircone [Internet]. [cité 13 janv 2025]. Disponible sur: <https://www.editionscdp.fr/boutique/livres/G1018032/le-guide-clinique-de-la-zircone.html>
86. Cours [Internet]. [cité 13 janv 2025]. Disponible sur: <https://archives.uness.fr/sites/campus-unf3s-2014/odontologie/enseignement/chap17/site/html/4.html#41>
87. Lohbauer U, Belli R. Dental Ceramics: Fracture Mechanics and Engineering Design [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2022 [cité 13 janv 2025]. Disponible sur: <https://link.springer.com/10.1007/978-3-030-94687-6>
88. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 1 nov 2007;35(11):819-26.

89. Caussin É, François P. L'Information Dentaire. 2023 [cité 31 mars 2025]. La propriété auto-cicatrisante de la zircone. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/la-propriete-auto-cicatrisante-de-la-zircone/>
90. Chan YL, Ngan AHW, King NM. Use of focused ion beam milling for investigating the mechanical properties of biological tissues: A study of human primary molars. *J Mech Behav Biomed Mater.* août 2009;2(4):375-83.
91. Projet_Doctorat_ED_Galilee_2023.URB2i_1.pdf [Internet]. [cité 12 juin 2025]. Disponible sur: https://ed-galilee.univ-paris13.fr/PDF/Contrats%20doctoraux%202023/URB2i/Projet_Doctorat_ED_Galilee_2023.URB2i_1.pdf
92. Bartala M, Marslen L. L'Information Dentaire. 2020 [cité 31 mars 2025]. Zircone et polissage. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/zircone-et-polissage/>
93. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 28 août 2017;31:e58.
94. Gou M, Chen H, Kang J, Wang H. Antagonist enamel wear of tooth-supported monolithic zirconia posterior crowns *in vivo*: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 1 avr 2019;121(4):598-603.
95. Hmaidouch R, Weigl P. Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. *Int J Oral Sci.* déc 2013;5(4):183-90.
96. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* 2016;45(48):19194-215.
97. Tibourtine C. Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée antérieure. 2020;
98. Brunot-Gohin C, Duval JL, Verbeke S, Belanger K, Pezron I, Kugel G, et al. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for esthetic dental abutments. *J Periodontal Implant Sci.* 2016;46(6):362-71.

99. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol.* janv 2006;77(1):73-80.
100. Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, et al. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials.* sept 2003;24(21):3655-61.
101. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.* févr 2004;75(2):292-6.
102. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand.* 2009;67(1):57-64.
103. Wang J, Yang J, Lv K, Zhang H, Huang H, Jiang X. Can we use the translucency parameter to predict the CAD/CAM ceramic restoration aesthetic? *Dent Mater.* 1 mars 2023;39(3):e1-10.
104. Yousry M, Hammad I, Halawani ME, Aboushelib M. Translucency of recent zirconia materials and material-related variables affecting their translucency: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* 5 mars 2024;24(1):309.
105. ResearchGate [Internet]. [cité 12 avr 2025]. Fig. 1. Specimens of zirconias and lithium disilicate on black and... Disponible sur: https://www.researchgate.net/figure/Specimens-of-zirconias-and-lithium-disilicate-on-black-and-white-backgrounds-A-08-mm_fig1_365261391
106. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont.* mai 2013;5(2):161-6.
107. Lachowski K, Botta S, Lascala C, Matos A, Sobral M. Study of the radio-opacity of base and liner dental materials using a digital radiography system. *Dentomaxillofacial Radiol.* févr 2013;42(2):20120153.

108. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 1 juill 2008;44(1):3-21.
109. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* oct 2011;20(7):570-6.
110. calameo.com [Internet]. [cité 13 mars 2025]. Dentisterie Numerique. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/004524024982eaee94db1>
111. Abdelli CE. Intérêts et limites de la zircone CFAO en prothèse fixée postérieure. 2022;
112. Afshari A, Shahmohammadi R, Mosaddad SA, Pesteei O, Hajmohammadi E, Rahbar M, et al. Free-Hand versus Surgical Guide Implant Placement. *Adv Mater Sci Eng.* 2022;2022(1):6491134.
113. Vermylen K, Collaert B, Lindén U, Björn AL, De Bruyn H. Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res.* févr 2003;14(1):119-24.
114. Schouver J, Boivin N. L'Information Dentaire. 2019 [cité 2 avr 2025]. Incidence du support labial sur la décision thérapeutique en prothèse complète supraimplantaire. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/incidence-du-support-labial-sur-la-decision-therapeutique-en-prothese-complete-supraimplantaire/>
115. Dodds M, Laborde G, Devictor A, Maille G, Sette A, Margossian P. Les références esthétiques : la pertinence du diagnostic au traitement. 2014;14.
116. calameo.com [Internet]. [cité 6 mars 2025]. Livre Referentiel Prothese. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/0045240244eef1c6f0e2>
117. calameo.com [Internet]. [cité 7 mars 2025]. Traiter l’édenté total. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/004524024f130e5cd3bc8>
118. Translucent monolithic zirconia titanium-supported FP1 full-arch prosthesis: A novel proof of concept to address esthetic, functional, and biologic challenges -

PubMed [Internet]. [cité 18 mai 2025]. Disponible sur:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37975525/>

119. Misch C. Classifications and treatment options of the completely edentulous arch in implant dentistry. *Dent Today.* oct 1990;9(8):26, 28-30.
120. Nisand D, Trévelo F, Arnal H, Baranes M, Brient M, Tchetchou Y. L'Information Dentaire. 2009 [cité 14 avr 2025]. Traitement de l'édentement complet par prothèse fixe implanto-portée. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/traitement-de-l-edentement-complet-par-prothese-fixe-implanto-portee/>
121. calameo.com [Internet]. [cité 8 mars 2025]. *Implantologic.* Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/004524024f889595b1c1a>
122. ImplantoLOGIC [Internet]. L'Information Dentaire. [cité 14 juin 2025]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/produit/implantologic/>
123. Lambert FE, Weber H, Susarla SM, Belser UC, Gallucci GO. Descriptive Analysis of Implant and Prosthodontic Survival Rates With Fixed Implant-Supported Rehabilitations in the Edentulous Maxilla. *J Periodontol.* août 2009;80(8):1220-30.
124. Morton D, Gallucci G, Lin WS, Pjetursson B, Polido W, Roehling S, et al. Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(S16):215-23.
125. English CE. Critical A-P spread. *Implant Soc.* 1 mars 1990;1(1):2-3.
126. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* janv 2011;105(1):5-13.
127. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature, Part 2. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* juin 1994;3(2):114-8.
128. QDT-2017.pdf [Internet]. [cité 1 juin 2025]. Disponible sur: <https://draimpee.com/wp-content/uploads/2020/07/QDT-2017.pdf>

129. calameo.com [Internet]. [cité 19 févr 2025]. missika-implantologie. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/0045240245ce1a074462a>
130. Strietzel FP, Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Küchler I. Smoking interferes with the prognosis of dental implant treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol.* juin 2007;34(6):523-44.
131. Hinode D, Tanabe S ichi, Yokoyama M, Fujisawa K, Yamauchi E, Miyamoto Y. Influence of smoking on osseointegrated implant failure: a meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* août 2006;17(4):473-8.
132. calameo.com [Internet]. [cité 9 mars 2025]. Le défi implantaire. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/004524024f82bff326a63>
133. Ferreira SD, Martins CC, Amaral SA, Vieira TR, Albuquerque BN, Cota LOM, et al. Periodontitis as a risk factor for peri-implantitis: Systematic review and meta-analysis of observational studies. *J Dent.* déc 2018;79:1-10.
134. Heitz-Mayfield LJA, Heitz F, Lang NP. Implant Disease Risk Assessment IDRA—a tool for preventing peri-implant disease. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(4):397-403.
135. Montenero J, Dada K, Pariente L, Toussaint L, Daas M. Réhabilitation implantaire complète en zircone : les facteurs clés [Internet]. L'Information Dentaire. 2019 [cité 1 juin 2025]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/rehabilitation-implantaire-complete-en-zircone-les-facteurs-cles/>
136. calameo.com [Internet]. [cité 5 mai 2025]. Incontournable SP. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/004524024c3acaf592dbb>
137. Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses: An up to 5-year retrospective study - PubMed [Internet]. [cité 3 juin 2025]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31982146/>

138. Jacobs R, Van Steenberghe D. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. *J Oral Rehabil.* avr 2006;33(4):282-92.
139. calameo.com [Internet]. [cité 9 mars 2025]. Le bruxisme. Disponible sur: <https://www.calameo.com/read/004524024a8b8b4a52480>
140. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* janv 1999;20(1):1-25.
141. Barootchi S, Askar H, Ravidà A, Gargallo-Albiol J, Travani S, Wang HL. Long-term Clinical Outcomes and Cost-Effectiveness of Full-Arch Implant-Supported Zirconia-Based and Metal-Acrylic Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* mars 2020;35(2):395-405.
142. O'Donnell LE, Smith K, Williams C, Nile CJ, Lappin DF, Bradshaw D, et al. Dentures are a Reservoir for Respiratory Pathogens. *J Prosthodont.* 2016;25(2):99-104.
143. Sachdeo A, Haffajee AD, Socransky SS. Biofilms in the Edentulous Oral Cavity. *J Prosthodont.* 2008;17(5):348-56.
144. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review - PubMed [Internet]. [cité 19 mai 2025]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31500904/>
145. Tartaglia GM, Maiorana C, Gallo M, Codari M, Sforza C. Implant-Supported Immediately Loaded Full-Arch Rehabilitation: Comparison of Resin and Zirconia Clinical Outcomes in a 5-Year Retrospective Follow-Up Study. *Implant Dent.* févr 2016;25(1):74-82.
146. Bidra AS, Rungruanganunt P, Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:35-45.

147. Cinquini C, Alfonsi F, Marchio V, Gallo F, Zingari F, Bolzoni AR, et al. The Use of Zirconia for Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Narrative Review. *Dent J.* 1 juin 2023;11(6):144.
148. Froimovici FO, Butnărașu CC, Montanari M, Săndulescu M. Fixed Full-Arch Implant-Supported Restorations: Techniques Review and Proposal for Improvement. *Dent J.* déc 2024;12(12):408.
149. PDF [Internet]. [cité 12 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.ijmrhs.com/medical-research/zirconia-in-dental-and-other-biomedical-applications-an-overview.pdf>
150. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Rodrigues VA, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Does the prosthesis weight matter? 3D finite element analysis of a fixed implant-supported prosthesis at different weights and implant numbers. *J Adv Prosthodont.* 1 avr 2020;12(2):67-74.
151. Gonzalez J, Triplett RG. Complications and Clinical Considerations of the Implant-Retained Zirconia Complete-Arch Prosthesis with Various Opposing Dentitions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(4):864-9.
152. Bidra AS, Tischler M, Patch C. Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1 févr 2018;119(2):220-4.
153. Caramês J, Marques D, Malta Barbosa J, Moreira A, Crispim P, Chen A. Full-arch implant-supported rehabilitations: A prospective study comparing porcelain-veneered zirconia frameworks to monolithic zirconia. *Clin Oral Implants Res.* janv 2019;30(1):68-78.
154. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 1 juill 2008;44(1):3-21.
155. Zircone(s) – Partie 2 – Restaurations émaillées ou monolithiques ? – L'Information Dentaire [Internet]. [cité 29 avr 2025]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/zircones-partie-2-restaurations-emaillees-ou-monolithiques%e2%80%89/>

156. QuintEd Pty Ltd [Internet]. [cité 5 mai 2025]. Effect of Veneering Techniques on Shear and Microtensile Bond Strengths of Zirconia-Based All-Ceramic Systems. Disponible sur: <https://www.quintessence-publishing.com/anz/de/article/843385/the-journal-of-adhesive-dentistry/2017/06/effect-of-veneering-techniques-on-shear-and-microtensile-bond-strengths-of-zirconia-based-all-ceramic-systems>
157. Bidra AS, Rungruanganunt P, Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. Eur J Oral Implantol. 2017;10 Suppl 1:35-45.
158. Martakoush-Saleh S, Salgado-Peralvo AO, Peña-Cardelles JF, Kewalramani N, Gallucci GO. Evaluating the clinical behavior of veneered zirconia in comparison with monolithic zirconia complete arch implant-supported prostheses: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 1 nov 2024;132(5):899-912.
159. Marchio V, Cinquini C, Alfonsi F, Romeggio S, Stoppaccioli M, Zingari F, et al. Retrospective Analysis of Full-Arch Zirconia Rehabilitations on Dental Implants: Clinical Outcomes and Patient Satisfaction. Appl Sci. janv 2025;15(1):416.
160. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. Dent Mater. 1 mai 2019;35(5):797-806.
161. Yoon D, Pannu D, Hunt M, Londono J. Occlusal considerations for full-arch implant-supported prostheses: A guideline. Dent Rev. 1 juin 2022;2(2):100042.
162. Bonk J. Shimstock and Occlusal Maintenance of Dental Implants - Spear Education [Internet]. [cité 9 juin 2025]. Disponible sur: <https://www.speareducation.com/2021/03/shimstock-and-occlusal-maintenance-of-dental-implants>
163. Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, Soares FZM, Kleverlaan CJ, Valandro LF. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. J Mech Behav Biomed Mater. oct 2016;63:417-42.

164. Bartala M, Marslen L. Zircone et polissage [Internet]. L'Information Dentaire. 2020 [cité 14 juin 2025]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/zirconium-and-polishing/>
165. Zucuni CP, Pereira GKR, Valandro LF. Grinding, polishing and glazing of the occlusal surface do not affect the load-bearing capacity under fatigue and survival rates of bonded monolithic fully-stabilized zirconia simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1 mars 2020;103:103528.

TABLE DES FIGURES

FIGURE 1 : ILLUSTRATION DE BRIDGES COMPLETS IMPLANTO-PORTE EN FONCTION.....	17
FIGURE 2 : LE CONCEPT DU ALL-ON-4 PRESENTE PAR NOBEL BIOCARE	17
FIGURE 3 : MODELES DE ALL-ON-4 ;	18
FIGURE 4 : POSE D'UN IMPLANT POSTERIEUR ANGULE DE 30° A LA MANDIBULE (15).....	19
FIGURE 5 : PLANIFICATION IMPLANTAIRE AVEC DIFFERENTES COUPES EN 2 DIMENSIONS ET TRAÇAGE DU NERF ALVEOLAIRE INFÉRIEUR EN ROUGE. IMAGES OBTENUES PAR TOMOGRAPHIE VOLUMIQUE NUMÉRISÉE A FAISCEAU CONIQUE (23).....	20
FIGURE 6 : VUE MEDIALE DE LA ZONE DU FORAMEN MENTONNIER :	21
FIGURE 7 : EXPOSITION DU FORAMEN INCISIF, OUVERTURE DU CANAL INCISIF QUI PERMET LE PASSAGE.....	21
FIGURE 8 : (A). MISE EN PLACE DU GUIDE CHIRURGICAL MUQUEUX (B). MISE EN PLACE DES IMPLANTS (27)	22
FIGURE 9 : CLONE DIGITAL DU PATIENT AVEC DIFFERENTS FORMATS DE FICHIERS ;	23
FIGURE 10 : INSTRUMENTATION DE LA CHIRURGIE NAVIGUÉE AU BLOC OPERATOIRE (28).....	24
FIGURE 11 : LES PILIERS MULTI-UNIT AVEC DIFFERENTES ANGULATIONS DE GAUCHE A DROITE : 0°, 17° ET 30° (31).....	25
FIGURE 12 : VISUALISATION DE LA CORRECTION DE L'ANGULATION D'UN IMPLANT GRACE A UN PILIER MULTI- UNIT (35)	26
FIGURE 13 : CONTROLE DU TORQUE D'INSERTION AVEC LA CLE DYNAMOMETRIQUE (24)	27
FIGURE 14 : CLASSIFICATION OSSEUSE DE LEKHOLM ET ZARB (1985)(61)	29
FIGURE 15 : GRAPHIQUE REPRESENTANT LA STABILITE DE L'IMPLANT (EN %)	29
FIGURE 16 : SCHEMA ILLUSTRE LES DIFFERENCES ENTRE LA FIDELITE, LA JUSTESSE ET L'EXACTITUDE (63)	30
FIGURE 17 : CLE EN PLATRE VISSEE EN BOUCHE SUR LES IMPLANTS (68)	31
FIGURE 18 : EMPREINTE AU PLATRE (69)	32
FIGURE 19 : EMPREINTE AU POLYETHER (69)	32
FIGURE 20 : EMPREINTE OPTIQUE AVEC SCAN BODY SUR DENT 11 (72).....	34
FIGURE 21 : MISE EN PLACE DES TRANSFERTS CALIBRES, SYSTEME ICAM (74).....	35
FIGURE 22 : INTRADOS D'UNE PCFIP APRES DEPOSE (82)	36
FIGURE 23 : COMBLEMENT DES CONCAVITES DE L'INTRADOS DE LA PROTHESE (82)	36
FIGURE 24 : CONTACT DU FIL DENTAIRE AVEC UNE SURFACE CONVEXE (A) ET UNE SURFACE CONVEXE (B) (83)	37
FIGURE 25 : FRAGMENT DE BADDELEYITE A GAUCHE, PIERRES DE ZIRCON A DROITE,	38
FIGURE 26 : LES TROIS ALLOTROPE DE ZRO ₂ (A. MONOCLINIQUE, B. TETRAGONAL, C. CUBIQUE) (87).....	39
FIGURE 27 : TEST DE FLEXION EN 3 POINTS (A) OU 4 POINTS (B) (87)	40
FIGURE 28 : TRANSFORMATION DE LA ZIRCONE APRES APPARITION D'UNE FISSURE A SA SURFACE (89).....	41
FIGURE 29 : COMPARAISON DE L'OPACITE DES BLOCS DE ZIRCONE AVEC DIFFERENTES CONCENTRATIONS.....	44
FIGURE 30 : COMPARAISON DE LA TRANSMISSION DES RAYONS X A DIFFERENTES EPAISSEURS (EN MM) SUR DE L'ALUMINE, DU COMPOSITE ZIRCONE-ALUMINE (NANOZR), DE LA ZIRCONE Y-TZP, ET DU TITANE PUR COMMERCIALISE (CPTI) (108)	46
FIGURE 31 : ORTHOPANTOMOGRAMME DES PROTHESES COMPLETES	46

FIGURE 32 : POSITIONNEMENT DES ELEMENTS A USINER DANS LE BRUT (DISQUE DE ZIRCONE MULTICOUCHE)	49
FIGURE 33 : USINAGE DES PIECES PROTHETIQUES (111)	49
FIGURE 34 : À GAUCHE, IMPRIMANTE DE TYPE SLA, A DROITE, IMPRIMANTE DE TYPE DLP (110)	51
FIGURE 35 : MODELE DE LA FORME DE LA RESORPTION EN FONCTION DE L'ARCADE (17)	53
FIGURE 36 : ÉVOLUTION DU SOUTIEN LABIAL EN FONCTION DE L'ALVEOLYSE ET L'EDENTEMENT (17)	54
FIGURE 37 : CLASSIFICATION DE LA LIGNE DU SOURIRE SELON LIEBART (115)	55
FIGURE 38 : EXEMPLE D'UN DEFAUT ESTHETIQUE AVEC UNE LIGNE DE SOURIRE HAUTE	55
FIGURE 39 : PROTHESES COMPLETES EN FONCTION DE LA RESORPTION (A. AVEC FAUSSE GENCIVE FP3	57
FIGURE 40 : PROTHESE COMPLETE AVEC FAUSSE GENCIVE APPELEE « BRIDGE SUR PILOTIS » (A. VUE DE L'INTRADOS,	57
FIGURE 41 : ÉVALUATION DU VOLUME PROTHETIQUE DV : ENREGISTREMENT DE LA DIMENSION VERTICALE. L : EVALUATION DU SOUTIEN DE LA LEVRE. D : MESURE DU DECALAGE DE LA CRETE PAR RAPPORT À LA SITUATION DU PROJET PROTHETIQUE. H : MESURE DE L'ESPACE PROTHETIQUE VERTICAL S : POSITION DE LA LIGNE DU SOURIRE (120)	58
FIGURE 42 : MODELE D'EVALUATION CLINIQUE DES PROTHESES COMPLETES IMPLANTO-PORTEE (122).	59
FIGURE 43 : SYSTEME DE POUTRES CONTINUES (17)	59
FIGURE 44 : SYSTEME D'EXTENSION DISTALE (17).....	60
FIGURE 45 : SCHEMATISATION DU SYSTEME DE LEVIER (17)	61
FIGURE 46 : REPARTITION DES IMPLANTS EN FONCTION DE L'AP SPREAD (DISTANCE X) ET DE LA LONGUEUR.	62
FIGURE 47 : EXIGENCES D'ESPACE DES COMPOSANTS POUR UN BRIDGE COMPLET IMPLANTO-PORTEE (128)	67
FIGURE 48 : CONCEPTION DE L'ARMATURE EN FONCTION DU RISQUE OCCLUSAL (46)	71
FIGURE 49 : DISQUE DE ZIRCONE MONOLITHIQUE USINABLE EN FAO AVEC	72
FIGURE 50 : A. INFRASTRUCTURE EN ZIRCONE BLANCHE AVEC PORTION FONCTIONNELLE EN ZIRCONE MULTICOUCHES	72
FIGURE 51 : OCCLUSION ET CONCEPTION POUR ZIRCONE VS ZIRCONE (161)	74
FIGURE 52 : OCCLUSION ET CONCEPTION POUR ZIRCONE VS METAL-ACRYLIQUE	74
FIGURE 53 : OCCLUSION ET CONCEPTION POUR ZIRCONE VS DENTITION NATURELLE	75
FIGURE 54: POLISSAGE DE LA ZIRCONE (164)	76
FIGURE 55 : COFFRET DE FRAISES SPECIAL ZIRCONE (164).....	76

TABLE DES TABLEAUX

TABLEAU 1 : COMPARAISON DES DIFFERENTES PROPRIETES MECANIQUES DES BIOMATERIAUX A L'EMAIL DENTAIRE.....	42
TABLEAU 2 : CLASSIFICATION DE LA LIGNE DU SOURIRE SELON LIEBART ET AL	54
TABLEAU 3 : CARACTERISTIQUES CLINIQUES A ANALYSER A L'AIDE DE LA PROTHESE D'USAGE (114)	66

CITAK Ayse – ETAT DES CONNAISSANCES SUR L’UTILISATION DE L’OXYDE DE ZIRCONIUM DANS LE CONTEXTE DE LA REALISATION DES PROTHESES COMPLETES FIXES IMPLANTO-PORTEES EN PHASE TRANSITOIRE ET DEFINITIVE

Résumé :

Cette thèse a pour objectif de faire un état des lieux de l'utilisation de l'oxyde de zirconium dans la conception des prothèses complètes fixes implanto-portées, tant en phase transitoire qu'en phase définitive. Ce biomatériau s'impose lors de ces dernières années comme une alternative de choix pour les restaurations prothétiques, grâce à ses propriétés mécaniques et biologiques remarquables. Les progrès technologiques ont fortement contribué à l'évolution de la pratique dentaire et de l'indication des biomatériaux.

Ce travail propose d'abord une description généralisée du protocole de réalisation de la prothèse complète implanto-portée, allant de la phase pré-implantaire jusqu'à la phase de maintenance. Par la suite, une analyse approfondie de l'oxyde de zirconium est menée, présentant ses propriétés mécaniques, biologiques et physiques, ainsi que ses procédés de fabrication. La zircone se démarque des matériaux prothétiques conventionnels, tels que le métal, les céramiques vitreuses ou la résine, notamment grâce à sa résistance à la flexion, sa ténacité, sa biocompatibilité et sa faible adhésion bactérienne. Néanmoins, elle présente des limites, telles que son opacité, son poids plus important ou encore le risque de fracture en cas de mauvais ajustement.

L'étude met également en évidence les contraintes esthétiques, fonctionnelles, biologiques et techniques retrouvées lors de la réalisation des bridges complets implanto-portées et traite de la place de la zircone face à ces exigences. Plusieurs revues démontrent que l'utilisation de la zircone monolithique ou stratifiée en phase définitive est établie à court et moyen terme, notamment si les protocoles cliniques sont respectés.

En conclusion, l'oxyde de zircone demeure un matériau fiable et prometteur pour ce type de restaurations, toutefois sa durabilité sur le long terme et son utilisation en phase transitoire restent à être confirmés par des études supplémentaires.

Mots-clés : zircone, prothèse complète fixe implanto-portée, édenté complet, arcade complète, implants, bridge complet sur implants

Jury : Président Monsieur le Professeur Arnaud LAFON
Assesseurs Monsieur le Docteur Bruno COMTE
Madame la Docteure Sophie VEYRE
Monsieur le Docteur Romain BUI

Adresse de l'auteur :

Ayse CITAK
38 Rue des Lauriers,
42130 Boën-sur-Lignon