



HAL
open science

Apports du matériau zircone en prothèse fixée et implantaire

Hélène Petitgenet

► **To cite this version:**

Hélène Petitgenet. Apports du matériau zircone en prothèse fixée et implantaire. Sciences du Vivant [q-bio]. 2006. hal-01733537

HAL Id: hal-01733537

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01733537>

Submitted on 14 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

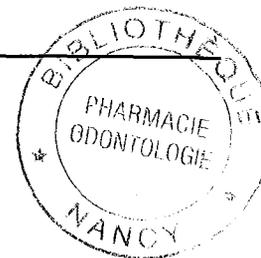
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

T/OD/N/2006/1101

ACADEMIE DE NANCY-METZ **DOOBE**
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ - NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2006



THESE

pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Hélène PETITGENET

née le 15 avril 1980 à Nancy (Meurthe- et-Moselle)

**APPORTS DU MATERIAU ZIRCONE
EN PROTHESE FIXEE ET IMPLANTAIRE**

DB 32322

Présentée et soutenue publiquement le 06 janvier 2006

Examineurs de la thèse :

M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
<u>M. J. SCHOUVER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	<u>Juge</u>
M. J.J BONNIN	Maître de Conférences	Juge
M. L.M. FAVOT	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

BU PHARMA-ODONTOL

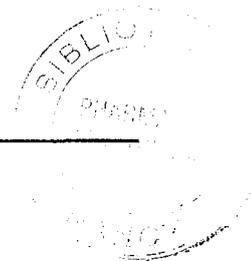


D

104 071462 4

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ - NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2006



THESE

pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Hélène PETITGENET

née le 15 avril 1980 à Nancy (Meurthe- et-Moselle)

**APPORTS DU MATERIAU ZIRCON
EN PROTHESE FIXEE ET IMPLANTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 06 janvier 2006

Examineurs de la thèse :

M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
M. <u>J. SCHOUVER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	<u>Juge</u>
M. J.J BONNIN	Maître de Conférences	Juge
M. L.M. FAVOT	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

Vice-Doyens : Dr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE - Dr Jacques PREVOST

Membres Honoraires : Pr. F. ABT - Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG -

Pr. M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01 Pédodontie	Mme M. Mme Mlle Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST** Jacques HELPER Violaine (Minaud) MARCHETTI Nancy MEDERLE Angélique	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mme	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> Vacant au 01/11/2005 GEORGE Olivier NADEAU Myriam (Marot)	Professeur des Universités* MCUPH Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. M. Mlle	<u>WEISSENBACH Michel</u> ARTIS Olivier CLEMENT Céline	Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. M. M. Mme M.	<u>MILLER** Neal</u> AMBROSINI Pascal PENAUD Jacques BACHERT Martine PONGAS Dimitrios	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M.	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian PERROT Ghislain	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mme	<u>WESTPHAL** Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. M. M.	<u>AMORY** Christophe</u> PANIGHI Marc FONTAINE Alain BONNIN Jean-Jacques CLAUDON Olivier ENGELS DEUTSCH** Marc SIMON Yorick	Maître de Conférences Professeur des Universités* Professeur 1 ^{er} grade* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. M. M.	<u>SCHOUVER Jacques</u> LOUIS** Jean-Paul ARCHIEN Claude LAUNOIS** Claude KAMAGATE Sinan HELPER Maxime JHUGROO Khoondial SEURET Olivier WEILER Bernard	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant associé au 1/10/05 Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M.	<u>STRAZIELLE** Catherine</u> Vacant au 01/09/2005 AREND Christophe	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant

italique : responsable de la sous-section

* temps plein - ** responsable TP - départs et arrivées

Nancy, le 15.10.2005

*Par délibération en date du 11 Décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Officier des Palmes Académiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités

Responsable de la sous-section : Prothèses

*Vous nous avez fait le grand honneur d'accepter la
Présidence de cette thèse.*

*Nous vous prions d'accepter nos très vifs remerciements
pour nous avoir fait bénéficier de votre grand sens
clinique et de vos talents de pédagogue au cours de vos
enseignements.*

*Veillez trouver ici le témoignage de notre grande
admiration et de notre profond respect.*

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Jacques SCHOUVER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités

Sous-Section : Prothèses

Nous vous sommes vivement reconnaissante d'avoir spontanément accepté de diriger cette thèse.

Tout au long de nos études, vous avez eu pour nous une profonde bienveillance et avez toujours su faire partager votre savoir et surtout votre savoir-faire avec une extrême gentillesse et un enthousiasme remarquable.

Vous nous avez apporté votre collaboration, votre disponibilité et votre soutien avec beaucoup de générosité pour l'élaboration de ce travail.

Veillez trouver ici l'expression de notre haute estime et de notre profond respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Jean-Jacques BONNIN

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Assesseur pédagogique

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Comme élève nous avons beaucoup apprécié vos conseils et votre enseignement clinique, que vous nous avez toujours délivrés avec une égale gentillesse.

Nous vous remercions d'honorer de votre attention ce travail en acceptant d'être juge.

Que cette thèse soit pour nous l'occasion de vous exprimer notre gratitude.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Louis-Marc FAVOT

Docteur en Chirurgie Dentaire

Nous vous sommes très reconnaissante d'avoir accepté cette invitation pour siéger au sein de ce jury.

Nous vous remercions d'être à l'origine de ce mémoire et d'avoir suivi sa réalisation. Nous vous adressons toute notre considération et notre amitié.

A Matthieu. Merci pour ton soutien tout au long de nos études.

Rien n'est plus évident que nous deux. A notre Amour.

A mes parents. Un grand merci pour votre patience et vos encouragements de tous les instants. J'espère aujourd'hui mériter la fierté que vous me témoignez.

A Monique et Alain. Merci pour votre gentillesse, votre dévouement et votre accompagnement qui simplifient mon début de carrière.

A mes frères et leurs épouses.

A ma Grand-Mère et aux Grands-Parents de Matthieu.

A ma grande Famille.

A ceux trop tôt disparus. Ma Grand-Mère Germaine, Jacques et Ada.

A toute mon équipe technique qui m'a sortie du gouffre informatique !

Christiane, ma dactylo professionnelle

Mélanie, mon notaire particulier disponible 24H/24 pour la réalisation de cet Acte

Julie, mon généraliste info et urgentiste spécialiste en Power Point

Pascal, mon metteur en scène

A Jérôme ELIAS et Xavier BOURGEON. Merci pour votre écoute et votre disponibilité au cours de mes études.

A Christophe, Marie-Jeanne, Maryline et Paul DIEBOLT. Merci de m'accueillir et de me supporter au travail.

A Philippe CAVELIUS et toute son équipe. Merci pour votre généreux accueil et votre collaboration.

A tous mes amis : Ludo et Anne, Julie, Pascal, Amel et Patou, Carmen et Cédric, Magali, Seb et Marie et tous les autres...

**APPORTS DU MATERIAU ZIRCONE
EN PROTHESE FIXEE ET IMPLANTAIRE**

PLAN DE THESE

INTRODUCTION..... 8

1 Approche des règles esthétiques et biomécaniques exigées en prothèses fixée et implantaire..... 11

1.1 Les principes esthétiques recommandés lors de la réalisation de prothèses fixée et implantaire..... 11

1.1.1 La dent naturelle et le principe biomimétique : critères esthétiques fondamentaux objectifs .. 12

1.1.2 Approche psychologique..... 24

1.2 Les spécificités esthétiques de la prothèse implantaire..... 24

1.2.1 Facteurs gingivaux 25

1.2.2 Facteurs dentaires..... 27

1.2.3 Facteurs osseux..... 28

1.2.4 Facteurs liés au patient 30

1.2.5 Consignes implantaires..... 32

1.3 Les principes biomécaniques à respecter en prothèses fixées conventionnelles 36

1.3.1 Fonctions occlusales et leurs commandements 37

1.3.1.1 Centrage 37

1.3.1.2 Calage 38

1.3.1.3 Guidage 38

1.3.2 Les commandements de la reconstruction prothétique 39

1.3.2.1 Le système OCTA..... 39

1.3.2.2 Position de référence..... 39

1.3.2.2.1 Selon ORTHLIEB J.D. 39

1.3.2.2.2 Selon LE GALL M.G. et LAURET J.F. 41

1.4 Occlusion et implants : les spécificités 42

1.4.1 Spécificités de la prothèse sur implants 42

1.4.1.1 Proprioception..... 42

1.4.1.2 Visco-élasticité..... 43

1.4.1.3. Biomécanique 43

1.4.2 Conséquences cliniques en terme de biomécanique implantaire 44

1.4.2.1. Les facteurs de risque en implantologie..... 44

1.4.2.2. Recommandations implantaires strictes..... 45

1.4.2.3. Les critères occlusaux 46

1.4.2.3.1. Réglage de l'OIM 46

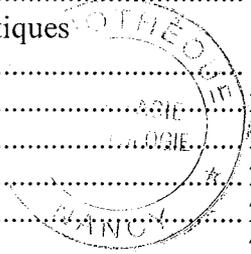
1.4.2.3.2. Guidage et fonctions 47

1.4.2.3.3. Parafonctions..... 49

1.4.2.3.4. Morphologie occlusale..... 49

1.4.2.3.5. Choix du matériau..... 49

1.4.2.4. Influence de la liaison dents – implants..... 51



2 Rappel des matériaux existants..... 53

2.1 Céramiques feldspathiques (à l'oxyde de silicium) 53

2.2 Céramiques alumineuses..... 54

2.3 Description des modes de mise en forme sans support métallique..... 54

2.4 Nécessité de nouveaux matériaux 55

2.4.1. Propriétés mécaniques 55

2.4.2. Propriétés chimiques et biologiques 58

2.4.3. Précision d'adaptation..... 58

2.4.4. Propriétés optiques..... 58

3	Carte d'identité de la zircone	62
3.1	Ambiguïté sur l'appellation	62
3.2	Sources minérales	63
3.3	Les particularités de la zircone	63
3.3.1	La production	63
3.3.1.1	Production par traitements chimiques : la purification chimique	64
3.3.1.2	Production par purification plasma	65
3.3.2	Cristallographie de la zircone : le polymorphisme.....	65
3.3.2.1	La phase monoclinique	66
3.3.2.2	La phase quadratique	67
3.3.2.3	La phase cubique.....	68
3.3.3	Conditionnement de la zircone.....	68
3.3.3.1	Stabilisation dans la phase quadratique	69
3.3.3.2	Renforcement par transformation de phase : mécanismes TT	71
3.4	Propriétés physiques des zircons et critères de durabilité.....	74
3.4.1	Propriétés mécaniques	74
3.4.1.1	La résistance initiale	74
3.4.1.2	La résistance à la propagation des fissures	75
3.4.1.3	La stabilité et la résistance à long terme	77
3.4.1.4	Etude du vieillissement de la zircone.....	78
3.4.1.4.1	Rôle du milieu de vieillissement.....	79
3.4.1.4.2	Rôle de la température	80
3.4.1.4.3	Rôle des contraintes	81
3.4.1.5	Modifications de la microstructure et conséquences sur le vieillissement	82
3.4.1.5.1	Effets de la taille de grains.....	82
3.4.1.5.1.1	Effets de la taille des grains sur les propriétés mécaniques	82
3.4.1.5.1.2	Effets de la taille des grains sur le vieillissement	83
3.4.1.5.2	Rôle du stabilisant.....	85
3.4.1.5.3	Effets des dopants	86
3.4.2	Propriétés optiques	87
3.5	Propriétés biologiques.....	87
3.6	Les applications de la zircone	88
3.7	Zircone et prothèse dentaire : les différentes formes de la zircone en odontologie.....	89
3.7.1	La zircone comme additif.....	89
3.7.2	La zircone pure.....	89
3.7.3	La zircone préfritée	90
3.7.4	La zircone multiphasique dérivée de polymères	91
4	Zircone et prothèses fixée sur dents naturelles ou sur implants.....	94
4.1	Historique de la CFAO dentaire	94
4.2	Les procédés de CFAO utilisés avec la zircone.....	94
4.2.1	Procédés soustractifs	94
4.2.2	Procédé additif sur une réplique de moignon.....	95
4.3	Pourquoi la zircone en CFAO ?	95
4.3.1	Grâce aux propriétés mécaniques.....	95
4.3.2	Grâce aux propriétés esthétiques.....	96
4.4	Composition d'un système CFAO	96
4.4.1	La prise d'empreintes pour la CFAO	97
4.4.1.1	Méthode par contact surfacique (ou méthode chimico-manuelle).....	97
4.4.1.2	Méthode par contact ponctuel (ou méthode mécanique)	97
4.4.1.3	Méthode par empreinte optique (ou méthode ondulatoire).....	98

4.4.1.3.1	Méthode par triangulation.....	99
4.4.1.3.2	Méthode par temps de vol.....	101
4.4.2	L'étape de scannage	101
4.4.3	La modélisation des prothèses.....	102
4.4.4	Usinage des prothèses par machine-outil	104
4.4.5	Les formes d'usinage de la zircone	105
4.4.5.1	La zircone frittée	105
4.4.5.2	La zircone préfrittée.....	105
4.4.6	Cuisson de frittage.....	106
4.4.7	Les outils rotatifs adaptés au travail de la zircone.....	107
4.4.7.1	Pour l'usinage	107
4.4.7.2	Pour les rectifications au laboratoire ou au cabinet	108
4.4.8	La céramisation	109
4.4.9	Le scellement des restaurations céramiques à base de zircone	109
4.4.9.1	Les produits de scellement/collage permanents.....	109
4.4.9.2	Les traitements de surface des céramiques haute résistance.....	110
4.4.9.3	Les recommandations	111
4.5	Particularité des différents systèmes actuels pour la prothèse fixée conventionnelle unitaire ou plurale	112
4.5.1	Système totalement externe : Service DIADEM® de chez DIATOMIC	113
4.5.1.1	Particularités du système.....	113
4.5.1.2	Propriétés de la zircone utilisée	114
4.5.1.3	Indications.....	115
4.5.1.4	Précautions à respecter.....	115
4.5.2	Systèmes décentralisés	117
4.5.2.1	Le système PROCERA® de NOBEL BIO CARE™	117
4.5.2.1.1	Particularités du système.....	117
4.5.2.1.2	Propriétés de la zircone utilisée	117
4.5.2.1.3	Indications.....	118
4.5.2.1.4	Précautions à respecter.....	118
4.5.2.1.5	Etapes de réalisation de pièce prothétique PROCERA® (couronne : PROCERA® Crown All Zirkon ou bridge : PROCERA® Bridge)	118
4.5.2.2	Le système PRO 50 de chez CYNOVAD.....	121
4.5.2.2.1	Propriétés de la zircone utilisée	121
4.5.2.2.2	Etapes de réalisation d'une pièce prothétique avec le système PRO 50... ..	122
4.5.3	Systèmes mixtes	122
4.5.3.1	Le système DigiDENT® de la Société GIRRBACH.....	122
4.5.3.1.1	Propriétés des zircons utilisées.....	123
4.5.3.1.2	Indications.....	123
4.5.3.1.3	Déroulement du travail	123
4.5.3.2	Le système DCS PreciDENT® de la Société DCS-Dental A.G.....	126
4.5.3.2.1	Propriétés des zircons utilisées.....	126
4.5.3.2.2	Indications.....	127
4.5.3.2.3	Déroulement du travail	127
4.5.3.3	Le système EVEREST® de KAVO.....	132
4.5.3.3.1	Caractéristiques de la zircone	133
4.5.3.3.2	Propriétés mécaniques du ZS.....	134
4.5.3.4	Le système LAVA™ de 3M-ESPE®	134
4.5.3.4.1	Particularités du système.....	134
4.5.3.4.2	Propriétés de la zircone utilisée	134
4.5.3.4.3	Indication	136

4.5.3.4.4	Déroulement du travail	136
4.5.4	Systèmes centralisés	138
4.5.4.1	Le système tout céramique C.A.M CERCON Smart Ceramics® de DENTSPLY	138
4.5.4.1.1	Particularités	138
4.5.4.1.2	Propriétés de la zircone utilisée	139
4.5.4.1.3	Indications.....	139
4.5.4.1.4	Contre-indications.....	139
4.5.4.1.5	Précautions à respecter.....	139
4.5.4.2	Le système WOLCERAM® distribué par ROTEC.....	142
4.5.4.2.1	Particularités	142
4.5.4.2.2	Propriétés de la zircone utilisée	143
4.5.4.2.3	Indications.....	143
4.5.4.2.4	Précautions à prendre.....	143
4.5.4.2.5	Description de la machine.....	144
4.5.4.2.6	Déroulement du travail	145
4.5.4.3	Le CEREC In-Lab de SIRONA.....	148
4.5.4.3.1	Particularités du système.....	149
4.5.4.3.2	Déroulement du travail	149
4.5.4.3.3	Propriétés des zircons utilisés.....	151
4.5.4.3.3.1	VITA In-Ceram Classic ZIRCONIA	151
4.5.4.3.3.2	VITA In-Ceram - 2000 YZ	151
4.5.4.3.4	Indications.....	152
4.5.4.3.4.1	VITA In-Ceram Classic ZIRCONIA	152
4.5.4.3.4.2	VITA In-Ceram – 2000 YZ	153
4.5.4.3.5	Contre – indications	153
4.5.4.3.6	Précautions à prendre.....	153
4.5.4.3.7	Avantages.....	154
4.5.4.3.7.1	VITA In-Ceram Classic ZIRCONIA	154
4.5.4.3.7.2	VITA In-Ceram – 2000-YZ.....	154
4.5.4.3.8	Protocole de fabrication avec le CEREC In-Lab : In-Ceram Zirconia	154
4.5.4.3.9	Protocole de fabrication avec le CEREC In-Lab : VITA In-Ceram – 2000-YZ.....	156
4.6	La zircone en implantologie.....	157
4.6.1	Le pilier implantaire	157
4.6.1.1	Oxyde de zirconium	158
4.6.1.1.1	Piliers surdimensionnés	159
4.6.1.1.1.1	Pilier Zirabut®	159
4.6.1.1.1.2	Pilier Zir Design™.....	159
4.6.1.1.2	Piliers usinés : Exemple du pilier PROCERA.....	160
4.6.1.2	L’In-Ceram Zirconia.....	161
4.6.1.3	Oxyde de zirconium / Titane.....	163
4.6.2	L’implant	165
4.6.2.1	L’alliance Titane – Zircone (3)-(96).....	165
4.6.2.1.1	L’implant SMILE@ de chez BIOTECH	165
4.6.2.1.2	L’implant Z1 cylindrique ou conique du système T.B.R. ide@ de chez SUDIMPLANT.....	167
4.6.2.2	L’implant en zircone.....	168
4.6.2.2.1	Implant Zir-ROC™ du système PELTIER : (31)	168
4.6.2.2.2	Implant SIGMA d’après SANDHAUS (94).....	170

CONCLUSION..... 172
TABLE DES ILLUSTRATIONS 174
BIBLIOGRAPHIE..... 178



INTRODUCTION

Les concepts actuels en prothèses fixées sur dents naturelles et sur implants s'orientent vers les procédés tout-céramique.

La prothèse céramo-métallique ne suffit plus à satisfaire les patients en quête de l'esthétique et de l'extrême perfection. Cette façon de penser est dictée par les médias qui n'hésitent pas à présenter un flot permanent d'images de visages idylliques, de bouches merveilleuses aux dents bien alignées et blanches, instaurant ainsi des critères esthétiques « standards » de santé dentaire. Ces sourires parfaits incitent de nombreux patients de tous âges et de toutes conditions à vouloir modifier l'apparence de leurs lèvres ou de leurs dents. Aussi, ce modèle idéal symbolise-t-il la beauté et la jeunesse qui deviennent la norme qu'il faut atteindre au risque que tous ceux qui s'en écartent se sentent laids, vieux ou malades.

Aucun compromis n'est plus admis et les patients exigent des prothèses identiques en tout point à des dents naturelles, saines et jeunes (esthétisme et propriétés mécaniques).

Devant ces volontés, les chercheurs tentent de trouver le matériau idéal capable de satisfaire tout un chacun.

Aujourd'hui, la zircone est le matériau qui fait l'objet d'un développement rapide et important car ses propriétés esthétiques et biomécaniques semblent correspondre à nos attentes.

Tout le travail est de démontrer si elle peut être considérée comme le matériau idéal à l'heure actuelle aussi bien aux niveaux esthétique que mécanique en prothèse dentaire.

Nous allons pour ce faire, présenter les objectifs esthétiques et biomécaniques à atteindre en prothèses fixées. Dans un second temps, une analyse des matériaux utilisés habituellement tentera de prouver que de nouveaux matériaux sont nécessaires. Puis, nous nous attarderons sur les propriétés de la zircone, ses avantages et ses inconvénients. Pour terminer, nous analyserons successivement les différents systèmes d'exploitation de la zircone présents sur le marché.

1^{ère} Partie :
Approche des règles esthétiques et biomécaniques

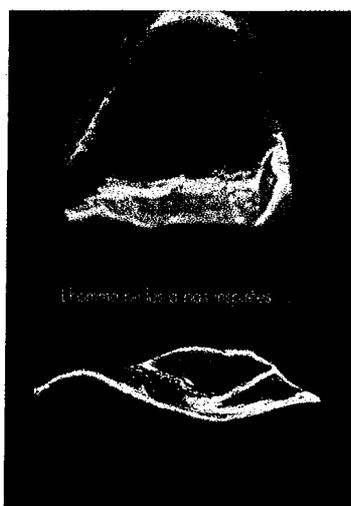
1 Approche des règles esthétiques et biomécaniques exigées en prothèses fixée et implantaire

Nos restaurations doivent intégrer et respecter les paramètres scientifiques et objectifs de la biologie, de la mécanique et de l'esthétique.

1.1 Les principes esthétiques recommandés lors de la réalisation de prothèses fixée et implantaire

Avant d'étudier les matériaux de restauration existants et d'envisager de nouveaux concepts, il semble indispensable d'étudier et de comprendre l'organe dentaire naturel intact qui reste la référence.

L'esthétique ne peut oublier la nature : on s'en inspire, on l'imité.



Et fidèlement reproduites.

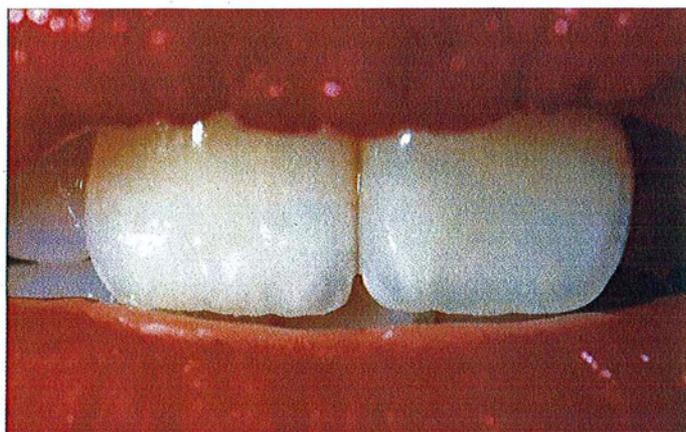


Figure 1 - Observation clinique de l'incisive, d'après MAGNE (66)

L'analyse de l'organe dentaire par le praticien et le prothésiste permet à ce dernier de réaliser des couronnes en céramique à l'esthétique raffinée où les dents reflètent les métamorphoses du temps : c'est ce qu'on nomme l'Art dentaire.

Cette vue globale des principes esthétiques n'est pas limitée aux tissus dentaires, mais inclut également les tissus parodontaux et l'intégration esthétique finale dans le cadre du sourire, de la face et plus globalement de la personnalité. Pour optimiser le résultat esthétique de restaurations céramo-céramiques, le praticien doit prendre en compte un grand nombre de facteurs et faire appel à une succession de traitements multidisciplinaires (dentisterie restauratrice, parodontologie, orthodontie, chirurgie...).

Cette citation de SAIZAR P. illustre parfaitement l'objectif de chacun : « La grande maxime en Art dentaire est de se donner beaucoup de peine pour créer une œuvre qui passe inaperçue ».

1.1.1 La dent naturelle et le principe biomimétique : critères esthétiques fondamentaux objectifs (70)-(77)-(10)-(43)

L'esthétique dentaire et l'esthétique gingivale agissent concomitamment pour offrir au sourire son harmonie et son équilibre.

Un défaut au niveau des tissus environnants ne peut pas être compensé par la qualité des prothèses dentaires, et vice-versa.

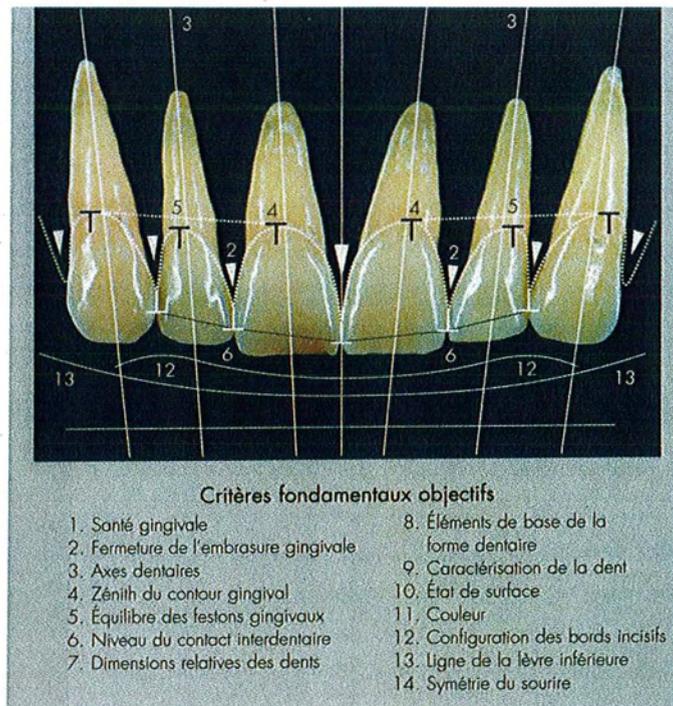


Figure 2 - La check-list esthétique, d'après MAGNE (66)

* **La santé gingivale :**

Des tissus mous en bonne santé supposent les éléments suivants :

- la gencive libre va du bord gingival (en coronaire) au sulcus gingival (en apical). Elle est de couleur rosée, avec une surface mate,
- la gencive attachée s'étend du sulcus gingival (en coronaire) à la jonction muco-gingivale (en apical) et présente une couleur corail rosé et une texture ferme (kératinisée et attachée à l'os alvéolaire sous-jacent) avec un aspect en « peau d'orange »,
- la muqueuse alvéolaire est apicale à la jonction muco-gingivale. Elle est mobile et de couleur rouge foncé.

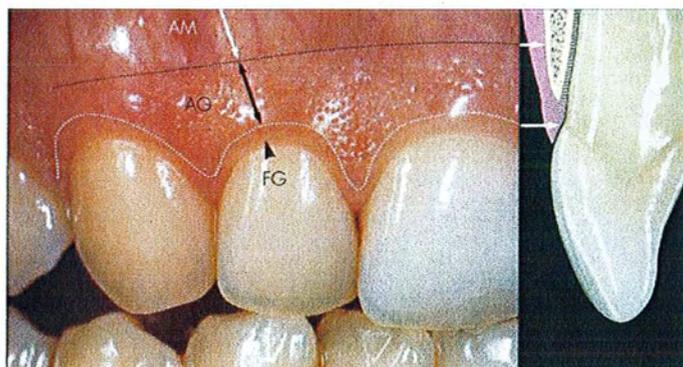


Figure 3 - *La santé gingivale, d'après MAGNE (66)*

La santé gingivale peut être maintenue grâce à une hygiène buccale optimale et des traitements parodontaux si nécessaires.

En prothèse, elle est préservée si les préparations des dents et si leurs prises d'empreintes sont atraumatiques, si l'espace biologique (espace situé entre le fond du sulcus gingival et le rebord supérieur de la crête osseuse) est respecté, et si les limites des préparations sont précises et les prothèses provisoires bien adaptées. Enfin les contours axiaux des éléments prothétiques sont essentiels à la santé gingivale, tout comme la **nature du matériau** dont ils sont constitués.

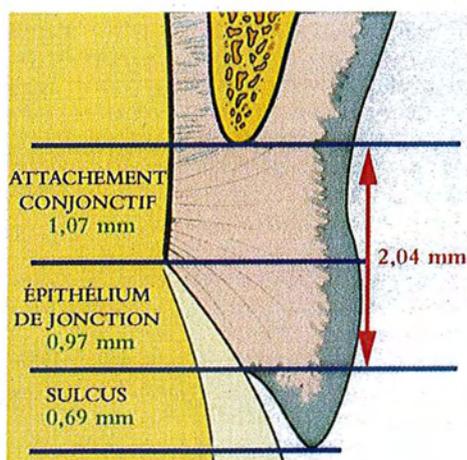


Figure 4 - *L'espace biologique, d'après PARIS et FAUCHER (77)*

* **La fermeture de l'embrasure gingivale :**

Chez l'adulte jeune avec une gencive saine, les espaces interdentaires sont fermés par le feston des tissus formant les papilles.

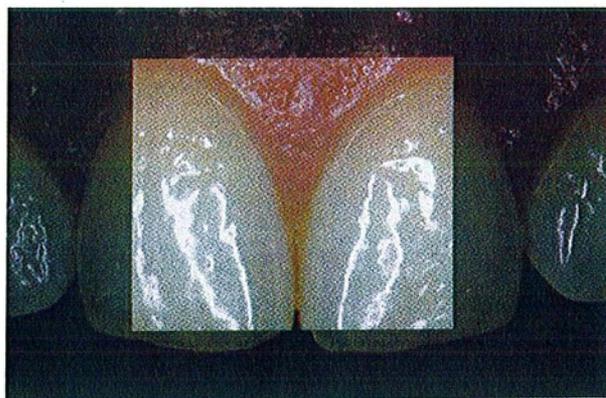


Figure 5 - *La fermeture de l'embrasure gingivale, d'après PARIS et FAUCHER (77)*

*** Les pontiques ou intermédiaires de bridge :**

La pontique de bridge ne doit pas être compressive au niveau de la gencive, ni avoir un contact ponctiforme sur celle-ci sous peine de préjudices parodontaux et esthétiques. Actuellement, la pontique préconisée doit être lisse et avoir le volume et les proportions d'une dent normale.

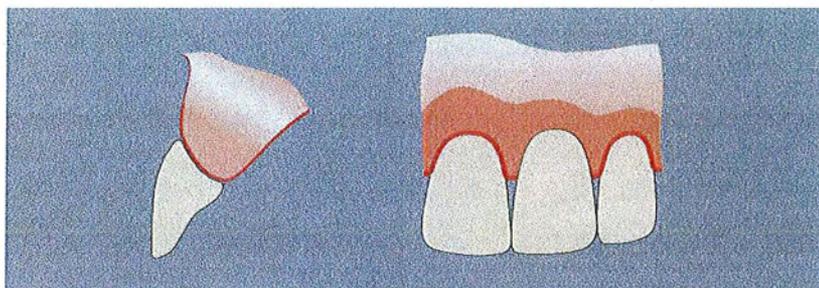


Figure 6 - *La pontique de bridge, d'après ROMAGNA-GENON et GENON (87)*

Enfin, les espaces proximaux avec les dents piliers doivent permettre un nettoyage appuyé et efficace du parodonte des dents adjacentes.

*** Les axes dentaires :**

L'axe des dents forme une inclinaison de mésial en distal dans le sens incisivo-apical.

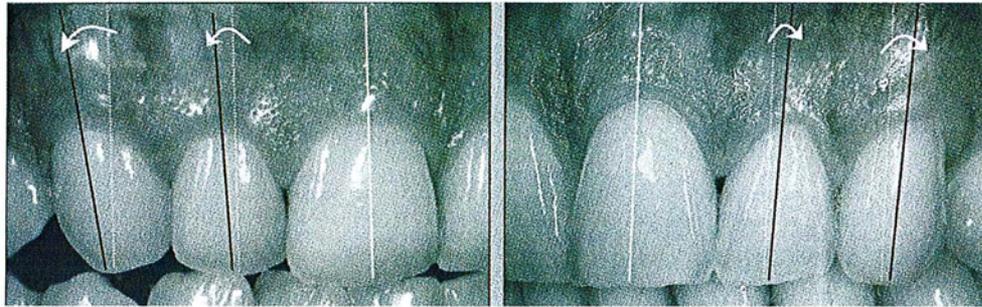


Figure 7 - Les axes dentaires, d'après MAGNE (66)

Les variations des axes dentaires et de la ligne médiane sont fréquentes, mais ceci ne remet pas forcément en question le résultat esthétique final.

*** Le zénith du contour gingival :**

Le zénith gingival (point le plus apical du contour gingival) est en général décalé par rapport au milieu de la dent, ce qui donne un collet dentaire de forme triangulaire excentré.

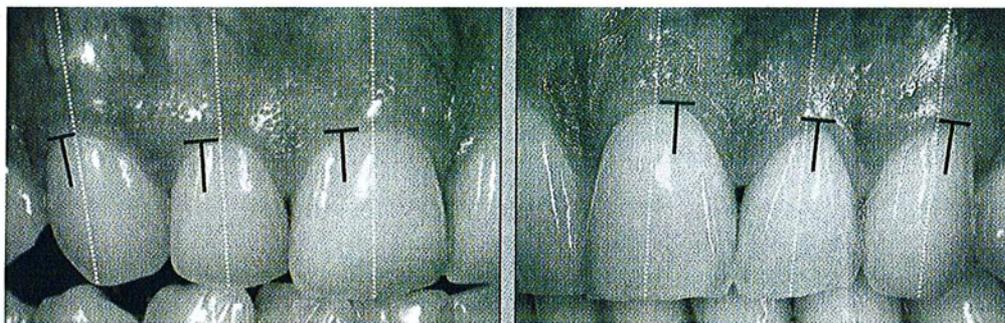


Figure 8 - Le zénith du contour gingival, d'après MAGNE (66)

Le niveau du collet de dents controlatérales doit être au même niveau pour assurer l'esthétique du sourire.

Les préparations pour couronnes périphériques doivent respecter ce dessin de la gencive ; la mise en place d'un cordonnet rétracteur y contribue.

*** L'équilibre des festons gingivaux :**

Le feston gingival des incisives latérales est légèrement plus coronaire que celui des incisives centrales et des canines.

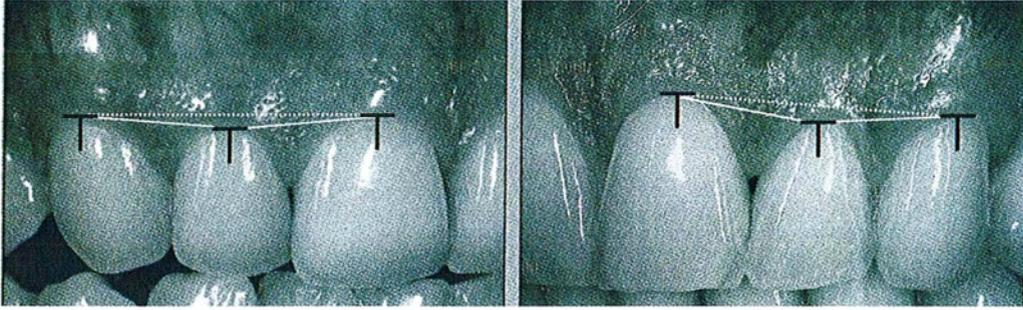


Figure 9 - L'équilibre des festons gingivaux, d'après MAGNE (66)

Des variations modérées de ce critère sont fréquentes. Dans les cas de décalages importants, la chirurgie parodontale plastique (type élongation coronaire ou greffe) peut être envisagée avant le traitement prothétique.

* **Le profil d'émergence :**

Un profil d'émergence idéal correspond au prolongement du contour anatomique de la racine en direction coronaire afin que la partie cervicale de la couronne prothétique soit confondue avec l'orientation de ce profil de référence.

Sur parodonte sain et normal, KAY reprend la relation « d'image en miroir » qui existe entre le contour vestibulaire dentaire et les tissus parodontaux de soutien.

Il aboutit au profil « en aile de mouette » décrit par AMSTERDAM et ABRAMS.

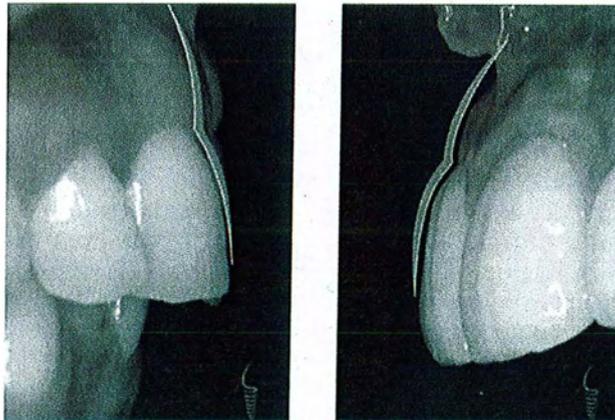


Figure 10 - Profil en aile de mouette, d'après BENNANI et CLAUDON (9)

* **Le niveau du contact interdentaire :**

Les points de contact interdentaires dépendent de la position et de la morphologie des dents. Le contact interdentaire est le plus coronaire entre les incisives centrales maxillaires, et tend à être de plus en plus apical vers les dents postérieures.

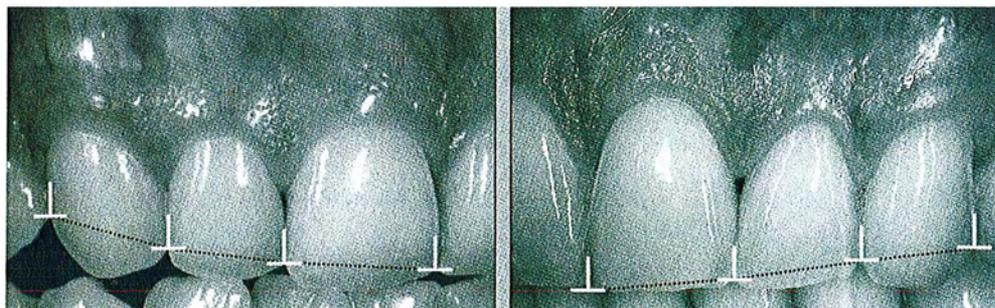


Figure 11 - *Le niveau du contact interdentaire, d'après MAGNE (66)*

* **Les dimensions relatives des dents : (77)**

Les principes mathématiques comme celui du nombre d'or ont été proposés pour déterminer les « diamètres » mésio-distaux soi-disant idéaux mais une stricte application s'avère excessive. Il doit être considéré comme un outil diagnostique.

Les mesures répertoriées par les auteurs restent des moyennes et permettent simplement de déterminer si nous sommes en présence de dents plutôt larges, longues.... ces mesures ne tenant pas compte de la morphologie du visage.

* **Les éléments de base de la forme dentaire :**

Chaque dent a une forme spécifique à une place donnée, qui correspond à une fonction bien précise. L'esthétique étant indissociable de la fonction, la forme des dents est soumise à une logique liée à la fonction, la croissance et l'adaptation au milieu.

Ainsi, observons nous une incisivation, procédé par lequel la table occlusale est remplacée progressivement par un bord incisif dont le rôle évident est de couper.

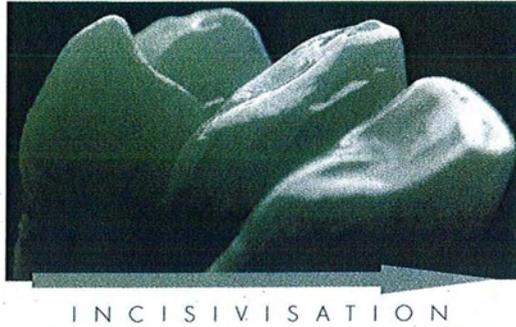


Figure 12 - Anatomie des dents antérieures, d'après MAGNE (66)

Il existe trois formes pour un type de dent :

- Carré : pourtour rectiligne avec des lignes de transition et des lobes marqués et parallèles.

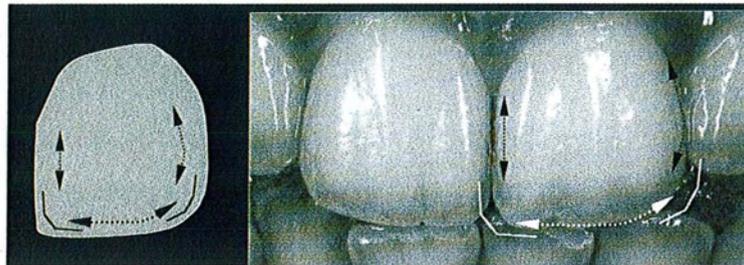


Figure 13 - La dent carrée, d'après MAGNE (66)

- Ovoïde : pourtour arrondi avec des lignes de transition douces (peu de lobes) convergeant en incisif et au collet (forme en « tonneau »).

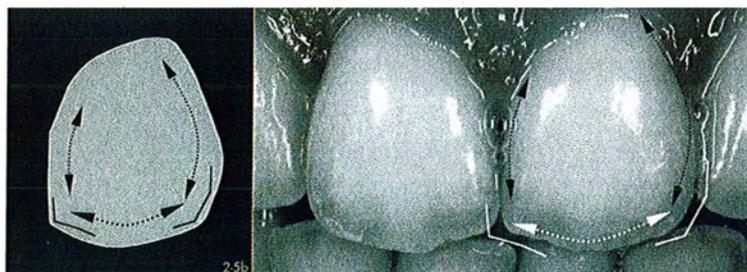


Figure 14 - La dent ovoïde, d'après MAGNE (66)

- Triangulaire : pourtour rectiligne avec des lignes de transition et des lobes marqués convergeant au collet.

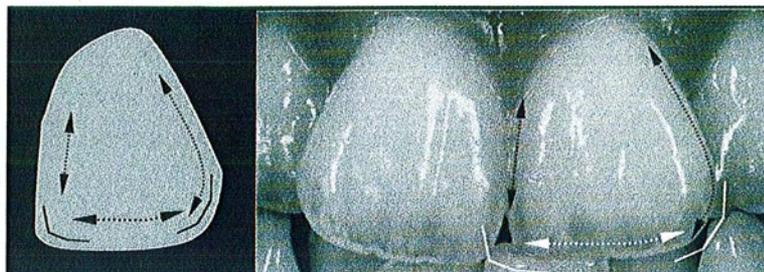


Figure 15 - La dent triangulaire, d'après MAGNE (66)

*** La caractérisation de la dent :**

Elle implique les phénomènes de réflexion / transmission de la lumière (opalescence, transparence, translucidité) ainsi que les colorations intenses (taches, fissures, lobes dentinaires, zones de dentine infiltrée) et les détails morphologiques (attrition, abrasion, usure due au vieillissement naturel).

Ces éléments distinctifs déterminent l'âge et la personnalité d'une dent. Ils sont indispensables à reproduire lors de la restauration d'une dent.

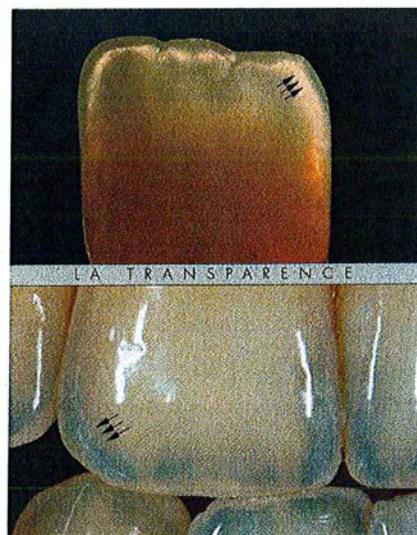


Figure 16 - Les saisons de la vie d'une dent,
d'après MAGNE (66)

Opalescence et transparence,

*** L'état de surface : (6)**

Il est très étroitement lié à la couleur de la dent car il influence directement la luminosité.

Il devient plus lisse avec l'âge ce qui provoque une moindre réflexion de la lumière faisant paraître les dents plus sombres.

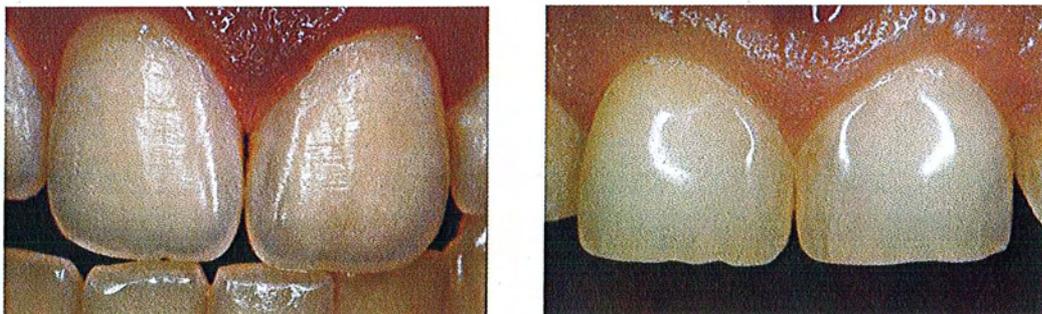


Figure 17 - L'état de surface avec l'âge, d'après ADOLFI (1)

* **La couleur :**

Elle est trop souvent considérée comme l'élément majeur de la réussite esthétique d'une restauration. Pourtant, une petite erreur de couleur peut passer inaperçue si les autres critères sont respectés.

Elle a différentes composantes :

- **La teinte ou tonalité chromatique :** c'est la couleur elle-même.
Elle est essentiellement déterminée par la dentine qui donne la couleur de base surtout dans les jaunes orangés.
- **La luminosité :** c'est la quantité de lumière réfléchiée par un objet.
Elle peut être la composante la plus importante de la couleur et doit être sélectionnée en premier lors du choix de la teinte.
Elle est intimement liée à l'état de surface.
- **La fluorescence :**
Elle rend les dents plus lumineuses et plus blanches à la lumière du jour.
Elle est définie comme la capacité à absorber l'énergie rayonnante et à l'émettre sous la forme d'une longueur d'onde différente.
Plus la denture vieillit, plus elle perd son caractère fluorescent par hyper minéralisation.

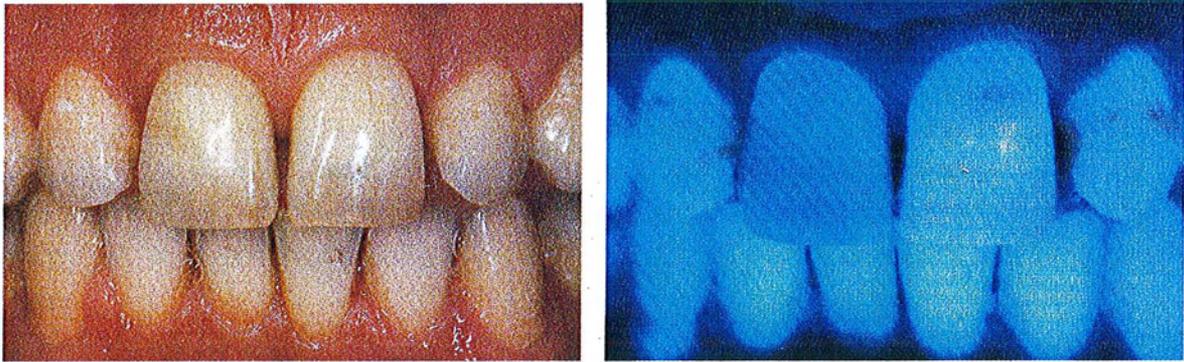


Figure 18 - Photographie à la lumière noire pour évaluer les matériaux de restauration, d'après MAGNE (66)

Il est très difficile de reproduire fidèlement le spectre des luminescences de l'émail et de la dentine ; et malgré tous les efforts des prothésistes et les capacités des matériaux à disposition, aucun matériau ne reproduit intégralement la fluorescence bleu-mauve des dents naturelles.

*** La configuration des bords libres :**

Pour paraître plaisantes, les dents doivent présenter un bord fin et délicat.

Chez le patient jeune, les bords libres sont découpés et suivent une courbe positive convexe, par opposition aux patients âgés qui présentent des dents aux bords rectilignes et usés formant une courbe inversée et donnant un sourire uniforme et sans personnalité.

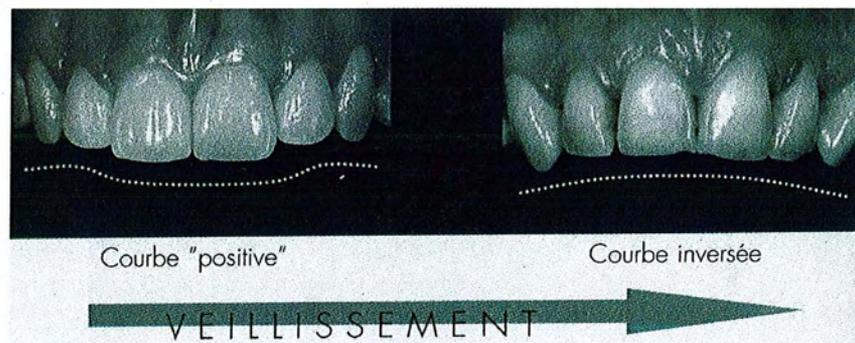


Figure 19 - Les bords incisifs, d'après MAGNE (66)

* **La ligne de la lèvre inférieure :**

La coïncidence des bords incisifs avec la lèvre inférieure est essentielle à un sourire gracieux. Un espace disgracieux entre la lèvre inférieure et les dents antérieures mandibulaires est typique des dentures vieillissantes.

Les contacts proximaux, les bords libres des dents et la lèvre inférieure doivent être sur des lignes parallèles pour une situation harmonieuse.

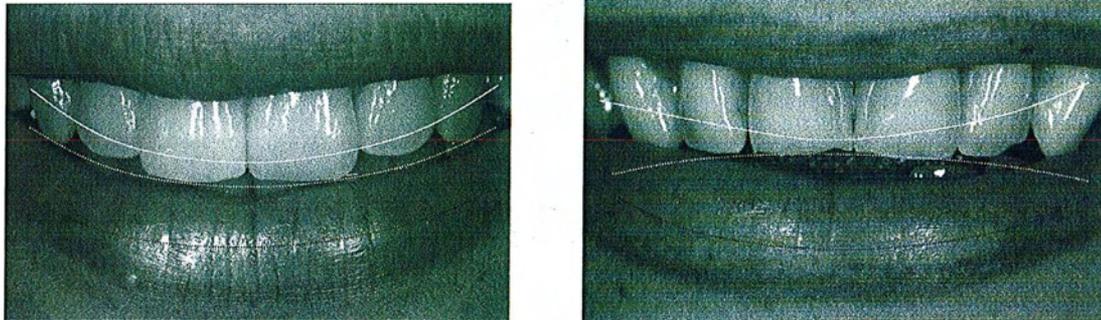


Figure 20 - La ligne de la lèvre inférieure, d'après MAGNE (66)

* **La symétrie du sourire :**

Pour une expression esthétique et harmonieuse du visage, il doit exister une symétrie relative et un parallélisme entre la ligne bipupillaire, la ligne des commissures et la ligne occlusale.

De légères variations et asymétries entre les deux côtés du visage humain sont normales et nécessaires pour assurer l'équilibre.



Figure 21 - Coïncidence des références faciales, d'après MAGNE (66)

Nos restaurations prothétiques ont pour objectif de tendre vers la perfection absolue du bio mimétisme en additionnant le maximum des critères esthétiques. Chaque facteur doit être considéré individuellement mais tous les composants doivent être en harmonie avec le sourire du patient, la forme de son visage, son sexe, son âge et sa personnalité.

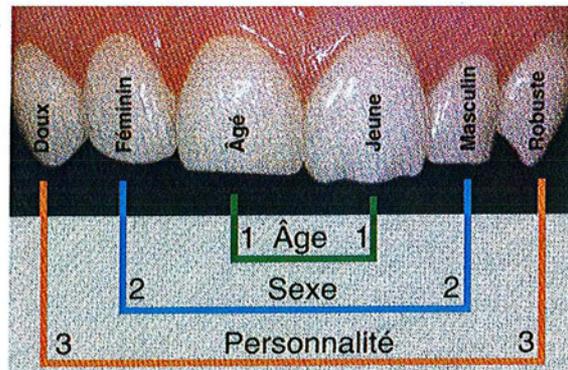


Figure 22 - Les facteurs SPA (Sexe, Personnalité, Age), d'après GUREL (43)

1.1.2 Approche psychologique (33)

Il est important d'investir le patient dans la recherche d'un nouveau sourire (78). En effet, ce sont les préférences des patients et l'image qu'ils ont de leur sourire, influencées par leur environnement culturel, les modes et les médias, qui prônent et bombardent les pensées de canons de la beauté avec des sourires stéréotypés et sans caractère.

Chaque patient a ses attentes et il est indispensable de les prendre en considération en faisant attention aux demandes irrationnelles.

1.2 Les spécificités esthétiques de la prothèse implantaire (87)-(77)-(83)-(25)-(69)-(7)

Les considérations esthétiques en implantologie ont un développement récent : le traitement implantaire ne doit plus seulement rétablir la fonction des dents remplacées mais répondre également aux exigences esthétiques des patients.

D'une façon générale, le succès esthétique des prothèses fixées sur implants est beaucoup plus difficile à assurer que celui des prothèses sur dents naturelles.

Pour des traitements implantaire dans des secteurs dont le volume osseux est réduit suite à la résorption alvéolaire post-extractionnelle sur tous les plans, il faut accepter des insuffisances impossibles à compenser et surtout des écarts si l'on se réfère aux canons de l'esthétique. Il en résulte la difficulté de réhabiliter le sourire dans des conditions anatomiques normales.

Aussi, avant toute chose, le clinicien doit-il évaluer les différentes situations pré-implantaires, savoir reconnaître les situations cliniques défavorables pour envisager l'attitude thérapeutique optimale à adopter sur le plan esthétique.

Il existe bel et bien des facteurs de risque esthétiques qui conditionnent le déroulement du traitement implantaire ; ils sont de quatre types :

1.2.1 Facteurs gingivaux (83)

*** La ligne du sourire :**

Elle représente le premier paramètre à évaluer lors de restaurations esthétiques implantaires car un sourire gingival peut présenter une contre-indication.

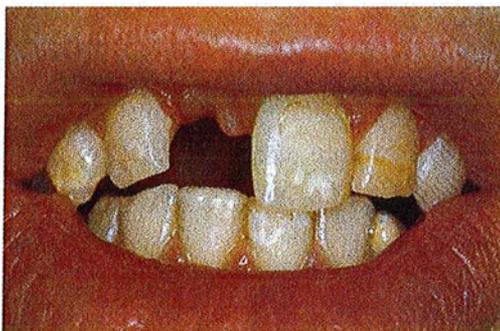


Figure 23 - La ligne du sourire, d'après RENOUARD et RANGERT (83)

*** Ligne des collets : (25)-(66)**

La situation du collet est déterminée par l'axe implantaire, la forme vestibulaire du pilier et les restaurations provisoires et définitives.

Il est toutefois indispensable d'avoir au préalable une hauteur de gencive suffisante entre le col implantaire et le rebord marginal pour assurer une transition harmonieuse entre le

diamètre de l'implant étroit et circulaire et la restauration prothétique anatomique. Cette hauteur de gencive permet de créer un profil d'émergence esthétique.

Pendant plusieurs mois après l'implantation, on observe des remaniements muqueux sous forme de récessions ; il est donc recommandé d'attendre au moins trois mois de cicatrisation gingivale dans les zones esthétiques avant de choisir le pilier définitif et de réaliser la prothèse.

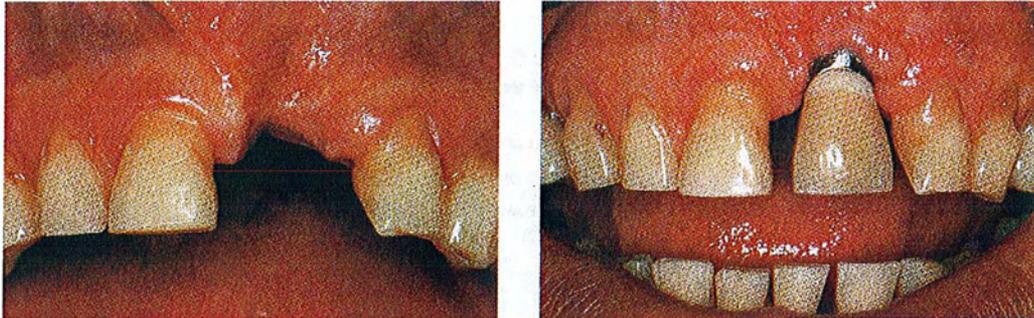


Figure 24 - Une perte osseuse verticale et horizontale doit être évaluée avant toute implantation sous peine d'obtenir un tel résultat esthétique, d'après *MISSIKA, ROUX et BERT (69)*

* **La qualité gingivale : (25)**

Plus la gencive est épaisse et fibreuse, meilleur sera le résultat esthétique.

Une gencive trop fine ne permet pas toujours de masquer les parties métalliques de l'implant et du pilier en titane, et est plus susceptible aux récessions.

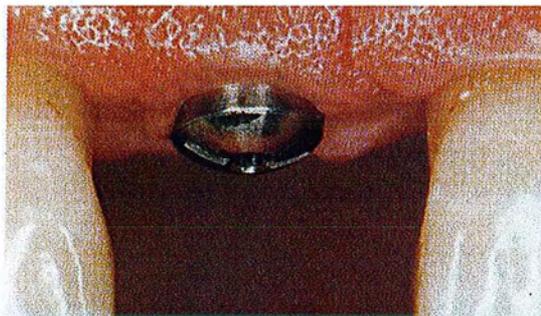


Figure 25 - Qualité et épaisseur de la muqueuse kératinisée autour du pilier de cicatrisation, d'après *RENOUARD et RANGERT (83)*

* **Papilles des dents adjacentes :**

La création de papilles péri-implantaires est l'objectif le plus difficile à réaliser.

Des papilles longues et fines compromettent un résultat esthétique parfait. Si elles sont épaisses et courtes, leur « régénération naturelle » est plus aisée autour de l'implant.

Quoi qu'il en soit, quand les papilles sont présentes au niveau du site, il faut s'attacher à les préserver lors de toutes les étapes de reconstruction.

1.2.2 Facteurs dentaires

* **Forme des dents :**

Plus les dents ont une forme carrée, plus leur intégration esthétique est facile. En revanche, des dents triangulaires représentent un facteur de risque, car la « régénération » papillaire doit être plus importante et le positionnement de l'implant doit être plus précis.



Figure 26 - Facteur de risque dentaire : dents triangulaires, d'après RENOARD et RANGERT (83)

* **Position du point de contact interdentaire :** (69)-(7)

Le point de contact interdentaire doit se trouver à moins de 5 mm de l'os marginal pour observer la « régénération » papillaire.

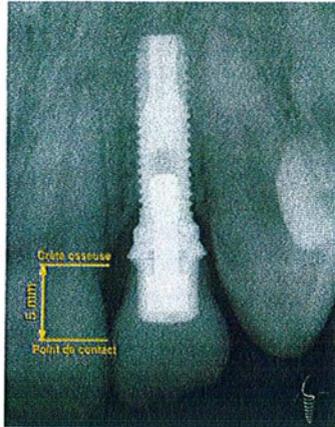


Figure 27 - *Facteur de risque dentaire : position du point de contact, d'après BAUDOIN et BENNANI (7)*

* **Forme du contact interdentaire :**

Plus la surface de contact interdentaire est importante, plus l'espace papillaire est réduit et plus la « régénération » papillaire est facile.

1.2.3 Facteurs osseux (83)-(25)

Après l'extraction de l'organe dentaire, l'alvéole subit un remodelage osseux et gingival qui s'accompagne d'une résorption plus ou moins importante de la crête.

Ce processus physiologique de cicatrisation engendre souvent des concavités vestibulaires et des défauts verticaux.

* **Concavité vestibulaire :**

La présence de concavités vestibulaires représente un facteur de risque important pour des restaurations esthétiques.

Soit l'implant est placé en fonction de la crête osseuse mais avec une orientation prothétique défavorable, soit des techniques de régénération osseuse ou de greffes osseuses sont nécessaires avant l'implantation car la concavité est trop importante et compromet, en l'état, l'implantation en position optimale.

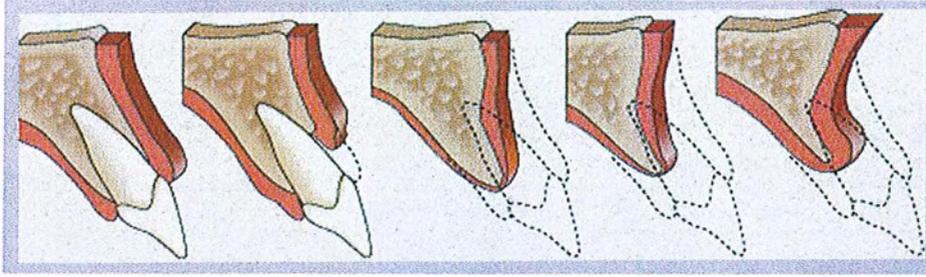


Figure 28 - *Facteur de risque osseux : résorption de la crête avec concavité vestibulaire, d'après RENOUARD et RANGERT (83)*

*** Résorption osseuse verticale :**

Une résorption osseuse verticale due à un traumatisme ou à la maladie parodontale, entraîne une différence entre le niveau de l'os dans lequel doit être placé l'implant et celui des dents adjacentes.

Si l'implant est placé trop profondément (> 3 mm) par rapport à la ligne de jonction amélo-cémentaire, la longueur des couronnes cliniques risque d'être inharmonieuse.

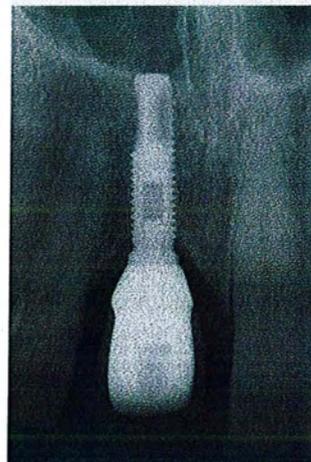


Figure 29 - *Facteur de risque osseux : dysharmonie entre la hauteur des dents naturelles et la couronne sur implant, d'après RENOUARD et RANGERT (83)*

*** Implants adjacents :**

Si la « régénération » papillaire se fait naturellement au contact d'une dent naturelle, elle est difficile à obtenir entre deux implants du fait de l'absence de « papille » osseuse.



Figure 30 - *Facteur de risque osseux : absence de papille osseuse, d'après RENOUARD et RANGERT (83)*

*** Présence de pic osseux en proximal :**

L'examen des radiographies rétro-alvéolaires montre la présence ou l'absence de pic osseux au contact des dents naturelles ; pics nécessaires à la reformation de la papille gingivale.



Figure 31 - *Facteur de risque osseux : absence de pic osseux proximal nécessaire pour la régénération papillaire, d'après RENOUARD et RANGERT (83)*

1.2.4 Facteurs liés au patient

*** Demande esthétique :**

Tout comme en prothèse fixée « conventionnelle », il est très important de détecter les patients à désirs esthétiques surréalistes.

Plus la demande esthétique est élevée, plus le patient doit être coopératif et parfaitement conscient de la difficulté, des contraintes et de la durée du traitement.

*** Qualité de l'hygiène :**

Une hygiène bucco-dentaire extrêmement rigoureuse associée à un bon contrôle de plaque doivent être exigés de la part du patient pour obtenir les résultats esthétiques escomptés.

En effet, la présence d'une inflammation permanente même minime risque de compromettre la qualité et le niveau de cicatrisation gingivale.

*** Techniques de temporisation :**

La temporisation doit être stable et ne pas compromettre le bon contrôle de plaque de la part du patient : un châssis métallique ou un bridge collé sans préparation semblent être les meilleures solutions.

Pour résumer,

	OK	Attention
FACTEURS GINGIVAUX		
Ligne du sourire	Dentaire	gingivale
Gencive	épaisse et fibreuse	Fine
Hauteur de gencive kératinisée	≥ 5 mm	< 2 mm
Papilles des dents adjacentes	Plates	festonnées
FACTEURS DENTAIRE		
Forme des dents	Carrées	Triangulaires
Contact intermédiaire	Surface	Ponctiforme
Position du contact Inter-dentaire	moins de 5 mm de l'os	plus de 5 mm de l'os
FACTEURS OSSEUX		
Concavité vestibulaire	Absente	Présente
Implants adjacents	Non	Oui
Résorption osseuse verticale	Non	Oui
Présence de pics osseux en proximal	Oui	Non
FACTEURS LIÉS AU PATIENT		
Exigence esthétique		Importante
Qualité de l'hygiène et disponibilité	Bonne	Mauvaise
Moyens de temporisation	Stable	Instable

Tableau 1 - Facteurs de risque implantaires, d'après RENOUARD et RANGERT (83)

⇒ Ces trois facteurs de risque plantent le décor quant à la partie technique implantaire proprement dite.

Le règlement du jeu est établi et les intervenants praticiens implantologiste et prothésiste doivent composer et faire en sorte de ne pas courir de risque lors des étapes chirurgicales et prothétiques qui compromettraient le résultat esthétique final.

Des recommandations et consignes s'imposent aux praticiens pour les étapes implantaires et prothétiques.

1.2.5 Consignes implantaires

*** Positionnement optimal : les clefs du succès : (77)-(76)**

En antérieur, les implants doivent être placés de façon à ce que les trous d'accès aux vis soient linguaux ou palatins par rapport aux bords incisifs des restaurations.

Un positionnement précis est donc essentiel pour l'obtention d'un résultat esthétique satisfaisant. Il est donc important que les praticiens prothésistes et le chirurgien prédéterminent la position optimale des implants.

Pour cela, ils disposent de guides chirurgicaux et d'examens radiographiques (OPT, scanner...).

*** Angulation des implants :**

La présence d'une crête étroite dans le sens vestibulo-palatin engendre bien souvent une implantation en position trop palatine. Il en résulte une disgrâce esthétique liée au profil d'émergence, à une dépression au niveau de la crête, et à l'absence de papilles.

L'implant doit idéalement être dans la continuité de la future dent prothétique, mais des concavités osseuses vestibulaires peuvent obliger à un compromis : placer l'implant dans une zone de compatibilité.

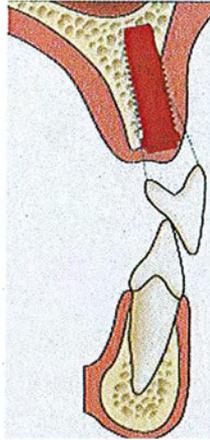


Figure 32 - *Positionnement idéal de l'implant par rapport à la future restauration prothétique, d'après PARIS et FAUCHER (77)*

L'implant doit également être idéalement entouré d'1 mm d'os sur tout son périmètre. Le col implantaire et l'angulation de l'implant doivent être le plus proche possible de l'axe médian de la crête.

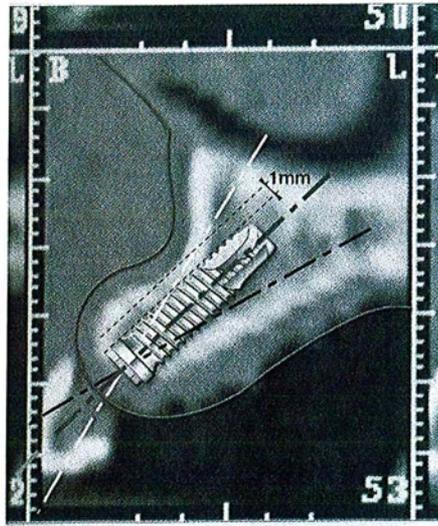


Figure 33 - *Position idéale de l'implant, d'après BENNANI et CLAUDON (9)*

En conclusion, CHICHE et LERICHE estiment que le placement idéal de l'implant consiste à situer le col de l'implant à l'aplomb, en vue occlusale, d'une ligne virtuelle réunissant les bords incisifs des dents adjacentes.

SAADOUN, LE GALL et TOUATI (89) proposent de placer l'implant en position plus palatine de 5 à 10 degrés pour ménager une épaisseur d'os suffisante de 1,5 à 2 mm.

Toutefois, l'utilisation de piliers angulés plutôt que de piliers standardisés peut contribuer à corriger une mauvaise angulation afin d'obtenir un profil d'émergence en harmonie avec les dents naturelles adjacentes ; le modelage chirurgical reste quand même préférable à la modification mécanique des piliers supra-implantaires.

*** Enfouissement des implants :**

Idéalement, l'implant doit être enfoui de 3 mm en dessous de la surface gingivale et /ou du collet clinique des dents adjacentes qui sera le niveau de la jonction implant – pilier.

Cet espace sert à masquer l'évasement de la couronne qui doit faire une transition esthétique entre la forme circulaire du col implantaire et l'émergence gingivale de la dent.

Un profil d'émergence prothétique implantaire idéal doit se confondre avec le profil d'émergence de la dent naturelle correspondante.

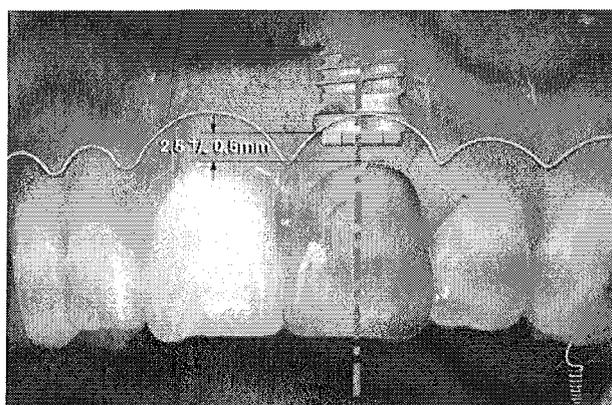


Figure 34 - Enfouissement de l'implant, d'après BENNANI et CLAUDON (9)

*** Diamètre des dents à remplacer et choix des composants :(24)**

Il est nécessaire de connaître parfaitement l'anatomie des dents à remplacer car suivant la dent, il existe des variations importantes de diamètre.

Ces dimensions de l'organe dentaire doivent être comparées et mises en corrélation avec les composants implantaires et surtout le col implantaire qui représente la base de l'édifice prothétique et définit l'interface avec le pilier prothétique.

Au niveau prothétique, on cherche à approcher le diamètre du col de l'implant de celui de la dent à remplacer pour réduire le décalage entre les diamètres et établir un profil d'émergence harmonieux.

Le praticien doit être familiarisé avec les différents composants du système implantaire :

- l'existence des différents diamètres d'implants permet une adaptation à chaque situation clinique,
- la diversité des piliers prothétiques, qu'ils soient angulés, usinés ou préfabriqués ; scellés ou vissés autorise là aussi une grande souplesse d'adaptation.
- Habituellement, les piliers sont en titane mais pour une restauration du secteur antérieur, il est intéressant et recommandé de céramiser ces piliers voire d'opter pour des éléments céramiques (alumine et maintenant zircone).

*** La distance inter implant et /ou implant – dent naturelle :**

Cette distance doit être optimisée en vue du résultat esthétique recherché :

- Dans le sens mésio-distal :

- Par rapport aux faces proximales des dents adjacentes, il convient de ne pas placer l'implant trop près au risque d'obtenir une embrasure insuffisante et de rendre la maintenance difficile : on préconise un espace de 2 mm.
- Placée trop loin de la dent adjacente, la forme de la prothèse devrait être surcontourée dans le sens mésio-distal au risque d'apparaître inesthétique et de créer une embrasure noire disgracieuse.
- On préconise aussi d'orienter l'implant parallèlement à l'axe des dents naturelles.
- Entre deux implants, quand la crête osseuse est intacte, on préconise un espace minimum de sécurité de 3 mm entre les bords externes de chaque implant.

Dans le cas contraire, on observe une perte d'os inter-crestale qui augmente la distance entre le sommet de la crête et la base du point de contact entre les deux couronnes adjacentes, ce qui compromet la régénération papillaire.

- Dans le sens vestibulo - lingual :

Ce thème est évoqué précédemment au chapitre « angulation des implants ».

*** Le nombre d'implants : (24)**

Idéalement, le nombre d'implants conseillé pour le traitement d'un édentement doit correspondre au nombre de racines perdues.

Lorsque la place libérée après extraction ne permet pas de replacer autant de dents, la meilleure solution du point de vue esthétique est de diminuer le nombre d'implants piliers de bridge et de réaliser un élément intermédiaire.

Cependant, lorsqu'il existe plus de 14 mm entre les centres de sites implantaire, il est préférable de placer un implant supplémentaire plutôt que d'ajouter un élément prothétique intermédiaire.

- Dans la mesure du possible, essayer de s'approcher de l'idéal :
 - Compter 1,5 mm de distance entre la tangente aux faces proximales des dents adjacentes à l'édentement et le rebord du col implantaire,
 - Compter 2 – 3 mm entre le rebord des cols implantaires entre eux.
 - Placer des implants dont le diamètre du col s'approche le plus de celui de la dent à remplacer.
- Pour déterminer le nombre d'implants à placer, ENGELMAN propose d'appliquer la formule (pour des implants de 4,1 mm) :

$$\frac{\text{Distance mésio-distale de la crête} - 1 \text{ mm}}{7 \text{ mm (distance idéale entre le centre d'implants standards)}}$$

La situation idéale consiste à regrouper toutes les recommandations citées précédemment pour optimiser le résultat esthétique.

La recherche du naturel est aussi prononcée en implantologie qu'en prothèse conventionnelle, c'est pourquoi il semble judicieux de limiter les facteurs de risque gingival ou osseux, et pour optimiser le rendu esthétique, d'utiliser des matériaux à visée esthétique (de l'implant au pilier implantaire et à la couronne).

1.3 Les principes biomécaniques à respecter en prothèses fixées conventionnelles

Pour le patient, une réhabilitation prothétique est validée et réussie lorsqu'il est satisfait esthétiquement parlant. Néanmoins, se restreindre à ce critère n'est pas suffisant. Pour assurer la pérennité et la stabilité à long terme des éléments prothétiques dans le système stomatognathique, il incombe au chirurgien-dentiste spécialisé en dentisterie esthétique la responsabilité de réaliser un traitement esthétique, fonctionnel et biocompatible. (43)

En effet, LEE R. déclare : « quelle que soit la beauté d'une restauration prothétique, elle pourrait pourtant se révéler n'être qu'un élément rapporté dans le système stomatognathique, un parfait exemple d'illusion fonctionnelle ».

La pratique de la réhabilitation prothétique démontre que le chemin pour arriver à une occlusion stable et équilibrée, et à l'excellence esthétique passe par le respect de la morphologie dentaire et l'application rigoureuse de divers paramètres permettant un déroulement sans entrave des mécanismes fonctionnels de l'appareil manducateur. De bonnes relations entre esthétique et fonction occlusale supposent l'acceptation de l'idée que les formes ne seront inconsciemment perçues comme idéales et belles que si elles répondent à des exigences fonctionnelles déterminées. (89)

L'Art dentaire se doit d'assurer concomitamment l'intégration esthétique et fonctionnelle tout en maintenant l'intégrité des différents partenaires dentaires, osseux, musculaires et articulaires.

Au niveau biomécanique, les objectifs de la prothèse fixée sont multiples : (87)

- assurer la fonction masticatoire dans le cadre de relations occlusales optimales,
- préserver le confort par la reproduction convenable des volumes en relation avec la langue et les joues et dans les fonctions autres que masticatoire (phonation, etc...),
- minimiser l'agression et équilibrer les forces pour les dents supports et leur parodonte pour assurer la stabilité des résultats dans le temps,
- économiser les structures,
- économiser l'énergie pour assurer une facilitation neuromusculaire. (77)

Afin de parvenir à satisfaire au mieux ces objectifs, des examens permettant d'évaluer le degré de « normalité » et d'autonomie des rapports occlusaux précèdent la réalisation proprement dite des étapes prothétiques :

1.3.1 Fonctions occlusales et leurs commandements (77)

1.3.1.1 Centrage

La fonction occlusale de centrage étudie la relation maxillo-mandibulaire statique, c'est-à-dire l'OIM. Elle est physiologique ou pathogène. Le centrage a une composante horizontale et une composante verticale.

L'analyse du centrage mandibulaire compare l'OIM à l'ORC. Une OIM fonctionnelle se caractérise par (*1^{er} commandement*) :

- absence de déviation transversale (< 0,5 mm)
- faible antéposition sagittale (<1 mm)

1.3.1.2 Calage

C'est une fonction statique et stable de la position mandibulaire en OIM, liée à un équilibre dynamique. Le calage en OIM est qualifié de fonctionnel quand la mandibule est stabilisée par au moins quatre couples pluricuspidés répartis (*2^e commandement*).

1.3.1.3 Guidage

Cette fonction assure la cinématique mandibulaire pour l'accès à l'OIM.

Elle est fondée sur le principe gnathologique de protection des dents postérieures par les dents antérieures (STUART et STALLARD en 1957).

Les déterminants du guidage simple, économe et symétrique (*3^e commandement*) :

- guidage sur les dents les plus antérieures (pour minimiser les contraintes appliquées sur les dents postérieures),
- favoriser la translation condylienne vers l'avant,
- éviter les interférences postérieures ou antérieures,
- protéger l'ATM par les parapets occlusaux postérieurs,
- désocclusion postérieure minimale et homogène lors des mouvements de translation,
- anatomie occlusale fonctionnelle pour assurer des trajectoires linéaires,
- symétrie du guidage et du bout à bout incisif,
- préférer la fonction canine à la fonction de groupe,
- assurer un guidage dégressif par la diminution d'inclinaison des pentes cuspidiennes d'avant en arrière,
- assurer une concordance fonctionnelle lors des mouvements de diduction pour éviter les compensations.

1.3.2 Les commandements de la reconstruction prothétique

1.3.2.1 Le système OCTA

Les repères de construction sont hiérarchisés dans un canevas architectural qu'est l'OCTA. Pour guider une restauration prothétique, l'établissement de critères de construction est un préalable indispensable.

Ils permettent de préciser des repères quantitatifs aidant le modelage du montage directeur, des cires dites « diagnostiques » et représentent ainsi le véritable « plan de traitement » au sens architectural du terme.

Ces critères sont analysés dans une liste de 8 items, l'OCTA, dont l'ordre est lié aux impératifs de construction :

- 0 : le plan de référence
- 1 : la position de référence
- 2 : la DVO
- 3 : la position de l'incisive mandibulaire
- 4 : la position de l'incisive maxillaire
- 5 : le « plan » d'occlusion
- 6 : la pente de guidage
- 7 : la hauteur cuspidienne

Le critère n° 1 (position de référence) est un des piliers de la reconstruction prothétique et doit être déterminé en début de traitement.

1.3.2.2 Position de référence (112)

Actuellement, deux écoles s'affrontent.

1.3.2.2.1 Selon ORTHLIEB J.D. (75)

L'OIM est la position d'occlusion où le rapport d'engrènement dentaire se caractérise par le plus grand nombre de contacts interarcade, indépendamment de la position des condyles dans les fosses mandibulaires. **L'OIM constitue la clé fondamentale de la fonction manducatrice.** Elle permet une position mandibulaire précise, unique, médiane, et répétitive, favorisant une fonction musculaire automatique et simple. Elle est caractérisée par la multiplicité des contacts buccaux simultanés, assurant la répartition des efforts sur l'ensemble de la denture (même si les dents

antérieures sont légèrement moins chargées). On détermine une OIM idéale qui n'est qu'un modèle théorique que les traitements restaurateurs cherchent à approcher, en s'inspirant de la cinétique mandibulaire. Ce modèle n'est pas retrouvé naturellement.

A partir de l'OIM, il est possible, par un mouvement volontaire, de reculer la mandibule jusqu'à une position limitée par les structures articulaires. Dans cette position, il est possible de faire effectuer à la mandibule un mouvement d'ouverture en maintenant les condyles dans cette position. Cette **position mandibulaire indépendante des dents, est la relation centrée (RC)**.

Le Collège National d'Occlusodontologie définit la RC de la façon suivante : « La relation centrée est la situation condylienne de référence la plus haute, réalisant une coaptation bilatérale condylo-disco-temporale, simultanée et transversalement stabilisée, suggérée et obtenue par contrôle non forcé, réitérative dans un temps donné et pour une posture corporelle donnée et enregistrable à partir d'un mouvement de rotation mandibulaire sans contact dentaire ».

Lors d'une reconstruction prothétique, il est indispensable de déterminer une position de référence avant d'envisager une proposition thérapeutique. Le choix se fait entre deux positions :

- l'**OIM** qui est une position mandibulaire définie par les dents, donc **dentaire**,
- la **RC** qui est une position mandibulaire définie par les ATM, donc **articulaire**.

Une règle simple s'applique : si l'OIM est utilisable comme référence, elle doit être utilisée, si ce n'est pas le cas, la RC reste la seule solution.

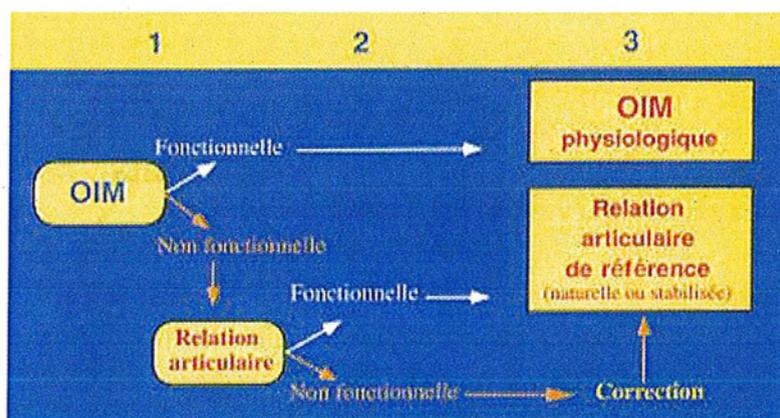


Figure 35 - Choix de la position de référence en fonction de la situation clinique initiale, d'après ORTHLIEB (75)

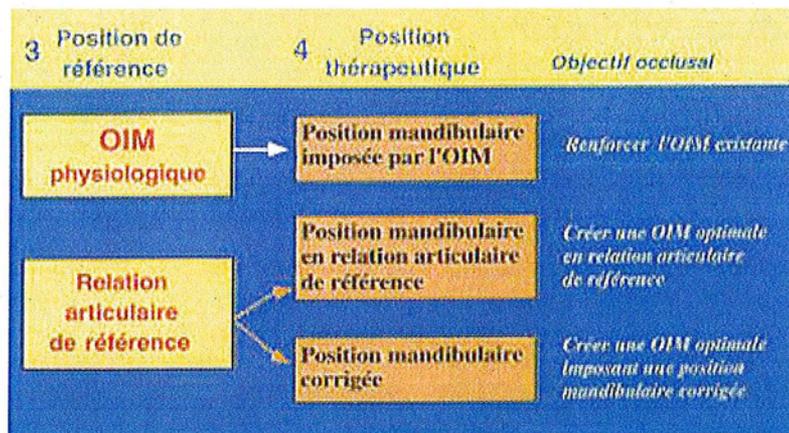


Figure 36 - Relation entre positions de référence et positions thérapeutiques, d'après ORTHLIEB (75)

1.3.2.2.2 Selon LE GALL M.G. et LAURET J.F. (59)

Plus récemment, LE GALL et LAURET traitent l'occlusion différemment et s'inspirent de la **cinétique fonctionnelle de la manducation**.

Le choix de l'occlusion à reconstruire doit alors prendre en compte l'enveloppe fonctionnelle propre à chaque patient, enveloppe fonctionnelle qui évolue avec l'âge. Selon ce concept, toute reconstruction doit satisfaire cet impératif et il semble établi à présent qu'une démarche stéréotypée n'a que peu de chances de convenir au système musculaire et articulaire du patient, bien que ce dernier soit capable de comportements adaptatifs.

Une réévaluation des protocoles d'examen des mouvements mandibulaires en contacts dentaires s'avère donc nécessaire afin de mettre en évidence l'intégralité des trajets de guidage fonctionnel. De même, pour espérer la pérennité du traitement, les techniques d'équilibration occlusale, que ce soit par addition ou soustraction, ne doivent plus se contenter de la notion de stabilité des contacts occlusaux statiques en OIM, mais viser à établir ou rétablir l'équilibre fonctionnel de chaque unité dentaire au sein du système manducateur par des contacts dynamiques harmonieux répartis entre le secteur antérieur et les secteurs cuspidés.

Lors d'une reconstruction prothétique, un **ajustement occlusal fonctionnel** est nécessaire, selon le protocole opératoire suivant :

- trouver la posture de repos mandibulaire physiologique du patient et la mettre en harmonie avec son OIM, en respectant une DV équilibrée (LE GUERN, 1987 ; LE GALL et SAADOUN, 1995),

- rétablir les conditions d'une mastication efficace et non traumatique (LAURET et LE GALL, 1994 et 1996),
- analyser l'enveloppe des mouvements mandibulaires de contacts dentaires.

1.4 Occlusion et implants : les spécificités (75)-(20)-(69)

En prothèse implantaire comme en prothèse conventionnelle, il est nécessaire d'évaluer la situation clinique en considérant les structures en présence, les contraintes, les relations occlusales, le schéma occlusal existant et les habitudes parafunctionnelles éventuelles. (75)

Néanmoins, il existe une différence fondamentale entre une dent et un implant, sur le plan de l'occlusion (69) : l'implant est ankylosé dans l'os alors que la dent est liée à l'os par l'intermédiaire d'un ligament riche en terminaisons nerveuses à l'origine de la proprioception.

Ainsi, les forces auxquelles sont exposés les implants sont-elles directement et intégralement transmises à l'os sans amortissement.

1.4.1 Spécificités de la prothèse sur implants

1.4.1.1 Proprioception

La proprioception dentaire renseigne les centres nerveux supérieurs sur les pressions exercées sur les dents. Au besoin, ces centres, en cas de forces excessives, mettent inconsciemment en œuvre les moyens permettant d'arrêter ces pressions.

Ainsi, la proprioception permet-elle de moduler la contraction des muscles masticateurs pour assurer la protection des organes dentaires contre les surcharges excessives.

L'absence de desmodonte autour d'un implant réduit leur capacité proprioceptive malgré la présence de récepteurs gingivaux et périostés.

Le seuil de discrimination sensitive est plus bas au niveau des dents qu'au niveau des implants :

- 20 μm pour la dent naturelle en occlusion sur dent naturelle,
- 50 μm pour l'implant face à une dent naturelle,
- 70 μm pour l'implant face à un implant.

En conséquence, les surcharges exercées sur un implant ne mettront pas en œuvre le mécanisme protecteur d'origine proprioceptive. Elles créeront alors des surpressions au niveau osseux,

qui entraîneront une lyse osseuse réactionnelle, si elles dépassent les capacités d'adaptation de l'os.

1.4.1.2 Visco-élasticité

Le ligament parodontal présente une visco-élasticité qui permet une mobilité axiale et latérale des dents ; les implants ostéo-intégrés ont un jeu réduit axialement comme latéralement.

Cette capacité à l'enfoncement qui traduit l'absorption d'une contrainte est moins importante pour un implant que pour une dent naturelle.

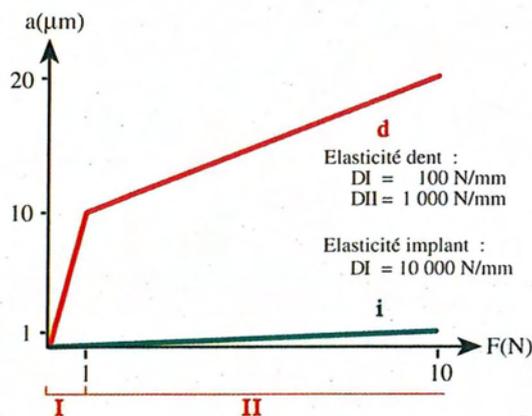


Figure 37 - Enfoncement d'un implant (a) sous l'action d'une pression (F), d'après ORTHLIEB (75)

1.4.1.3. Biomécanique

La résistance biomécanique des implants dépend de la « surface radiculaire implantaire » développée, de l'agencement des implants et de la qualité de l'os du site (LE GALL et SAADOUN 1993). La densité osseuse est un facteur fondamental pour l'obtention et la pérennité de l'ostéo-intégration.

La réaction biomécanique dépend de la charge appliquée dont l'analyse doit être faite en termes de direction, de puissance et de temps.

1.4.2 Conséquences cliniques en terme de biomécanique implantaire

La prise en compte de la spécificité implantaire pour parvenir à l'équilibre biomécanique final s'élabore dès la conception de la restauration.

Lors de l'établissement du plan de traitement, il est intéressant d'observer des éventuels facteurs de risque biomécaniques (83) : risques géométrique, occlusal, osseux, technologique.

Le praticien se doit également d'être attentif aux incidents qui apparaissent durant la fonction et qui indiquent une situation de surcharge de la prothèse.

1.4.2.1. Les facteurs de risque en implantologie (76)-(83)

*** Risque géométrique :**

- Nombre d'implants inférieur au nombre d'unités radiculaires,
- Implant connecté avec une dent naturelle (les dents connectées seront considérées comme des extensions),
- Présence d'une extension prothétique,
- Implant décalé par rapport au centre de la couronne prothétique,
- Hauteur importante de la restauration prothétique.

*** Risque occlusal :**

- Patient bruxomane, parafonctionnel et / ou avec dent naturelle fracturée par surcharge occlusale,
- Prise en charge des trajets d'excursions mandibulaires, uniquement par le ou les implants.
Le risque de surcharge est réduit en diminuant les contacts latéraux. Il est important de placer les implants et de concevoir la prothèse de façon à ce que les forces occlusales soient distribuées selon le grand axe de l'implant.

*** Risque osseux :**

- Faible densité de l'os et mauvaise qualité de la stabilité primaire de l'implant.
- Diamètre de l'implant trop faible par rapport à la situation clinique.

*** Risque technologique :**

- Défaut d'adaptation des infrastructures prothétiques.
- Prothèse scellée par rapport à la prothèse vissée.

Ces facteurs de risque sont difficiles à diagnostiquer.

*** Signaux d'alarme :**

- Dévissage répété des vis de prothèse ou de pilier.
- Fracture répétée du matériau cosmétique (résine ou céramique).
- Fracture des vis de pilier.
- Perte osseuse continue.

La survenue d'un signal d'alarme doit faire rechercher d'autres facteurs de risque biomécanique pour modifier la conception de la prothèse en vue d'éliminer la cause de la surcharge (réduction ou élimination de la longueur de l'extension, modification de l'occlusion, ajout d'un implant...). Le décor étant planté, afin d'éviter au maximum ces pièges, les praticiens implantologiste et prothésiste se doivent de prendre quelques précautions quant à la conception biomécanique de la réhabilitation implanto-prothétique pour éviter l'échec implantaire.

1.4.2.2. Recommandations implantaires strictes

*** Matériau et forme :**

Ils sont des éléments essentiels de l'intégration tissulaire et de la transmission des contraintes au niveau des couches osseuses.

La surface de contact pourrait être un facteur d'amélioration de cette transmission par augmentation de la quantité d'os en contact et rapidité de mise en place de l'os.

*** Longueur, diamètre, nombre :**

Ils influent sur la surface implantaire intra-osseuse qui procure la résistance biomécanique.

Si la longueur des implants est importante, l'utilisation d'implants de gros diamètre permet une meilleure distribution des forces tant au niveau osseux qu'au niveau des composants implantaires.

Le nombre et la situation des implants obéissent aux mêmes règles biomécaniques que les constructions prothétiques classiques.

*** Orientation des forages :**

Dans le cas d'implants multiples, RANGERT préconise la disposition des implants en tripode, décalés vestibulo-lingualement .

Cette répartition augmente le polygone de sustentation et limite les contraintes pour permettre une distribution des forces essentiellement dans le grand axe des implants.

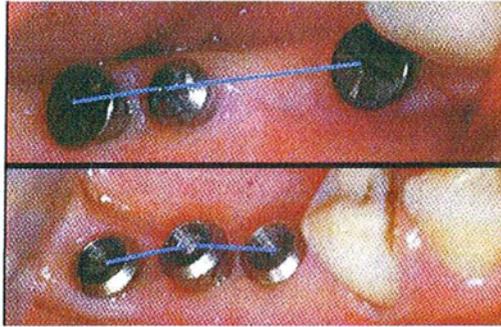


Figure 38 - Disposition des implants en tripode, d'après ORTHLIEB (75)

Pour remplacer une molaire, il est plus aisé de la replacer par un implant de gros diamètre orienté selon la résultante des forces fonctionnelles, par rapport à deux implants orientés selon l'axe des racines naturelles. La première solution entraîne des contraintes osseuses moins intenses, est plus économique et surtout plus simple à réaliser à tout niveau (chirurgical, prothétique, occlusal).

1.4.2.3. Les critères occlusaux

1.4.2.3.1. Réglage de l'OIM (75)-(20)

La différence d'absorption viscoélastique entre dents et implants impose un réglage de l'occlusion d'intercuspidie maximale (OIM) particulièrement précis : l'enfoncement des dents et des implants est différent sous l'action des forces.

En présence de dents et implants, lorsque le patient applique une force suffisante, les dents s'enfoncent dans leurs alvéoles (de 30 à 40 μm) et les implants, bloqués par l'ankylose osseuse (5 μm), reçoivent la majorité des contraintes.

Pour cette raison, la plupart des auteurs recommandent un réglage fin de l'OIM avec des contacts d'égale intensité sur les dents naturelles et les implants en **OIM active**, c'est-à-dire quand le patient serre fortement les dents.

Lorsqu'il est en **OIM passive** et qu'il s'en tient à un contact léger, seules les dents se touchent laissant les implants au repos.

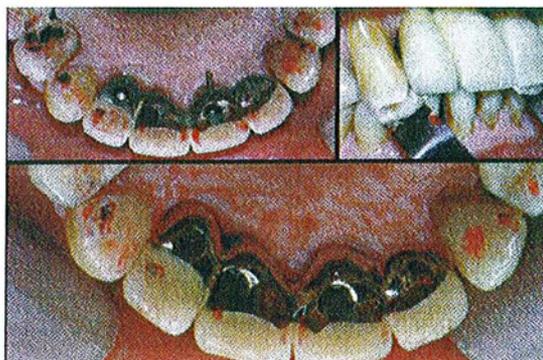


Figure 39 - Répartition différente des contacts occlusaux sur dents et implants, d'après ORTHLIEB (75)

Ce réglage est relativement aisé lorsqu'il y a peu d'implants et beaucoup de dents car la proprioception reste nette malgré la présence d'implants.

1.4.2.3.2. *Guidage et fonctions*

En présence de dents naturelles suffisamment nombreuses et résistantes, on tend à solliciter la proprioception desmodontale. Au cours des déplacements mandibulaires, les trajets de guidage sont préférentiellement répartis sur les dents naturelles en limitant les contacts au niveau des prothèses supra-implantaires.

Parfois, il est impossible d'éviter les trajets de guidage au niveau des restaurations implantaires, il est alors recommandé de répartir ces trajets en faisant participer certaines dents naturelles aux déplacements. Dans ce cas, les trajets sont établis sur les implants en respectant les deux principes d'équilibre des restaurations prothétiques classiques :

- **Désocclusion postérieure du côté non travaillant lors de diductions** en protection canine plutôt qu'en fonction de groupe (car elle est difficile à réaliser en prothèse implantaire) pour éviter l'augmentation des contraintes occlusales, tout en ménageant l'anatomie dentaire et l'efficacité masticatoire lors des mouvements fonctionnels. Le risque de surcharge occlusale en est significativement réduit.



Figure 40 - Désocclusion postérieure en protection canine, d'après MISSIKA (69)

- **Désocclusion postérieure en propulsion par l'intermédiaire du guidage antérieur.**
Afin d'éviter toute surcharge sur une dent, ce glissement doit être réparti sur le maximum de dents (idéalement, les 4 incisives et les 2 canines).

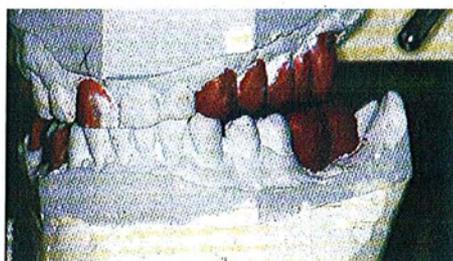


Figure 41 - Désocclusion postérieure en propulsion, d'après MISSIKA (69)

	Contacts en OIM	Diduction
Restauration unitaire	Minimes en OIM légère Egax à ceux des dents naturelles en OIM sous pression	Eviter les contacts (restaurations des secteurs postérieurs) Des contacts peuvent exister au cours des déplacements mandibulaires (dents naturelles)
Restauration fixe pluri-implantaire postérieure	Moins forts que sur dents naturelles en OIM légère Egax à ceux des dents naturelles en OIM sous pression	En diduction et propulsion, aucun contact (désocclusion canine) ou contacts minimes intégrés dans la fonction
Restauration fixe pluri-implantaire antérieure	Moins forts que sur dents naturelles en OIM légère Similaires aux contacts sur les dents naturelles en OIM sous pression	Parfois, obligation de contacts au cours des excursions mandibulaires (remplacement de canine) Si possible, recherche d'une fonction de groupe (plusieurs dents naturelles et implants)

Tableau 2 - Tableau résumé des différentes situations cliniques, d'après MISSIKA (69)

En résumé, les mouvements extrêmes étant rares en clinique, les premiers millimètres des déplacements fonctionnels tant en propulsion qu'en diduction seront soigneusement réglés : c'est l'enveloppe habituelle des mouvements.

1.4.2.3.3. Parafonctions

En présence de bruxisme et de parafonctions (forces horizontales de longue durée), le risque d'échec s'élève et les implants doivent être protégés par une gouttière occlusale à port nocturne. Le patient doit être informé et conscient de toutes les précautions à prendre pour assurer au maximum la pérennité de ses restaurations implantaires.

Certaines précautions doivent être prises également par l'équipe soignante et le concepteur de la prothèse : les constructions doivent être prévues pour résister aux forces excessives ; et surtout respecter l'impératif de conception d'un implant par dent.

1.4.2.3.4. Morphologie occlusale

Les réalisations sur implants peuvent être des prothèses scellées sur piliers implantaires ou des prothèses transvissées.

La prothèse vissée est facile à démonter, mais la présence sur sa face occlusale de l'orifice de l'émergence de la vis limite le rétablissement correct de l'anatomie coronaire et surtout occlusale de la restauration.

En revanche, la prothèse scellée a un démontage un peu plus complexe, mais sa conception permet de réaliser des faces occlusales similaires à celles de dents naturelles et de pouvoir effectuer un réglage occlusal fin qui respecte les bases de l'occlusion (calage, centrage, guidage).

1.4.2.3.5. Choix du matériau

La différence de perception entre une dent naturelle et une racine artificielle implantaire est à l'origine du choix délicat du matériau de restauration idéal en implantologie pour assurer la stabilité des contacts occlusaux à long terme et amortir la transmission des contraintes fonctionnelles au niveau des implants. Trois types de matériaux sont en compétition pour les différentes étapes du traitement implantaire, sachant que la difficulté pour le praticien est de trouver celui dont la dureté s'accorde le mieux avec le matériau antagoniste.

* **Lors des premiers temps de cicatrisation**

Le passage par une restauration transitoire est recommandé mais la résine présente un manque de résistance, donc s'use rapidement. La mise en charge progressive grâce à la prothèse transitoire ne doit pas dépasser trois mois maximum.

* **Pour la prothèse définitive supra-implantaire,**

Plusieurs théories s'affrontent et se discutent :

La **résine** est préconisée par BRÄNEMARK. Il obtient de bons résultats à long terme. Toutefois, les principes de stabilité des matériaux s'accommodent mal des médiocres qualités mécaniques de la résine. Son usure importante entraîne à moyen terme l'élargissement des contacts occlusaux, la disparition de morphologie dentaire et donc la perte des guidages, l'agression de dents antagonistes, la perte de calage (75)-(20). Idéalement, ce matériau ne doit trouver son utilisation qu'en traitement provisoire.

La **porcelaine** est un matériau dur et semble transmettre l'onde de choc des contacts occlusaux aux structures mécaniques (implant et vis) et à l'interface os – implant. Ceci pourrait constituer un risque de perte de l'ostéo-intégration. (75)

La porcelaine glacée ne s'use pas et peut créer une abrasion des dents naturelles antagonistes. Les céramiques doivent donc faire l'objet d'une utilisation raisonnée et d'une parfaite maîtrise technologique quant au respect de l'épaisseur minimale qui se situe autour de 2 mm. Dans ces conditions, il s'agit du matériau qui assure le plus efficacement la stabilité des contacts dans le temps ainsi que l'amortissement des contraintes.

Les **alliages d'or** dont les qualités mécaniques se rapprochent le plus de celles de l'émail dentaire ont eux-mêmes une dureté variable.

Le **titane** est le matériau de choix du fait de sa biocompatibilité et de sa rigidité qui se rapproche de celle de l'os cortical. Il montre une bonne résistance à la corrosion grâce à une couche d'oxyde (ou couche de passivité) obtenue lors de l'exposition à l'air. Son point faible reste le problème esthétique en présence d'une gencive fine.

De **nouveaux matériaux** (céramiques moins dures et composites plus résistants) cherchent à se rapprocher des propriétés mécaniques et esthétiques des dents naturelles, et à compenser les carences des matériaux existants.

1.4.2.4. Influence de la liaison dents – implants

Tous les auteurs s'entendent sur le bénéfice de séparer les constructions sur implants et sur dents naturelles. Si l'association est nécessaire, une réflexion s'impose en prenant en compte les conditions biomécaniques et physiologiques.

Ce scénario est acceptable si l'implant est utilisé comme pilier de bridge chez un patient au parodonte sain. L'implant est alors considéré comme un pilier habituel : un jeu physiologique entre la dent et l'implant peut exister si la dent et l'implant ne sont pas contigus. Quand on est en présence de plusieurs implants, les dents naturelles seront considérées comme des dents en extension.

En revanche, si les implants sont utilisés dans un contexte parodontal affaibli avec des mobilités, l'occlusion sera très judicieusement ajustée pour de tels bridges de contention dents – implants.

En conclusion, au terme de cette analyse, il apparaît qu'il n'y a pas de règle radicalement différente dans le choix des concepts oclusaux entre une restauration classique et une réalisation prothétique en présence d'implants.

Le problème oclusal, en implantologie, doit être traité avec extrême minutie, rigueur et sérieux. Les principes et protocoles doivent être connus de tous car un implant ostéo-intégré qui est dépourvu de tout système amortisseur et de tout système d'alerte neuro-musculaire, ne tolère aucune imprécision (type parafonction, surcharge occlusale, ...).

Pour optimiser ces réglages dépendant du praticien, le matériau de la restauration implantaire doit être capable d'assumer des charges et ne pas céder.

Au terme de cette première partie, le décor est planté et nous connaissons les critères esthétiques et principes biomécaniques à respecter pour optimiser la pérennité esthétique et fonctionnelle de nos restaurations en prothèse fixée traditionnelle mais aussi implantaire.

Nous allons étudier la participation du matériau dans lequel est conçue la prothèse au résultat final à plus ou moins long terme.

2^{ème} Partie :
Rappel des matériaux existants

2 Rappel des matériaux existants

Le développement des procédés tout céramique n'est pas nouveau : il s'agissait de la couronne jacket en céramique proposée en 1886 par LAND. Déjà à cette époque, les cliniciens avaient compris l'enjeu que représentaient l'esthétique et la recherche du naturel en dentisterie. Aussi, pendant plusieurs décennies, cette couronne était la référence en dentisterie esthétique. Cependant, sa grande fragilité restreignait son indication aux dents antérieures unitaires.

Nous observons alors la multiplication de techniques et matériaux permettant la réalisation de prothèses fixées sans infrastructure métallique ; cet intérêt pour le tout céramique étant prononcé depuis les dernières décennies au vu de la demande esthétique pressante de la patientelle, tous âges confondus.

De nos jours, l'utilisation des restaurations céramiques sans métal n'est plus d'ordre expérimental, mais s'inscrit dans une pratique quotidienne au cabinet dentaire.

Actuellement, nous considérons comme céramique tout matériau organique essentiellement non métallique, généralement fragile, mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou à partir d'un liant hydraulique.

Il existe plusieurs classifications pour les matériaux céramiques. Mais on utilise actuellement celle de ROULET J.F. et JANDA R., établie en fonction de la nature de la céramique (88).

2.1 Céramiques feldspathiques (à l'oxyde de silicium)

Les céramiques feldspathiques classiques sont utilisées pour l'émaillage d'infrastructures métalliques.

La nouvelle génération comprend des matériaux renforcés par une haute teneur en leucite et employés pour la confection de restaurations tout céramique.

Elles sont utilisées pour :

- la technique de barbotine sur die réfractaire,
- la technique par pressage (Empress[®] et Empress II[®] de MIKRONA),
- l'usinage (Cerec[®] de SIRONA, Celay[®] d'IVOCLAR),
- la coulée (Dicor[®] de DENTSPLY).

2.2 Céramiques alumineuses

Elles contiennent une grande proportion d'alumine qui améliore les propriétés mécaniques. La céramique alumineuse préconisée par Mac LEAN comprend 40% en poids d'alumine et sert d'infrastructure à une céramique cosmétique.

Elles trouvent leur utilisation dans différentes mises en forme :

- la technique de la barbotine (procédé In-Ceram[®] de VITA),
- l'usinage ou Conception/Fabrication Assistée par Ordinateur CAO/FAO (type Cerec[®], Procera[®]),
- l'injection (type Cerestore[®]), abandonnée.

2.3 Description des modes de mise en forme sans support métallique

Afin de s'affranchir des contraintes liées au procédé céramo – métallique aux niveaux esthétique et corrosion, l'orientation des recherches sur les procédés céramo – céramiques s'est faite vers l'amélioration des propriétés mécaniques. (48)

* La technique de la barbotine :

Procédé dont le principe est le montage de la céramique couche par couche : la poudre de base est mélangée avec de l'eau et mise en forme pour la cuisson. Plusieurs cuissons sont nécessaires pour obtenir la forme de reconstitution souhaitée. Lors de l'élévation de température, la structure des particules se modifie et forme alors la phase vitreuse, matrice de verre, qui contient la phase cristalline.

* La céramique coulée :

La première étape consiste en la conception d'une forme de la reconstitution en cire qui sera mise en moufle pour procéder à la coulée de la céramique pour obtenir la pièce prothétique. La pièce coulée est à l'état vitreux, ce qui nécessite un traitement thermique pour obtenir la céramisation conférant au matériau ses propriétés mécaniques.

* La céramique pressée :

La conception préalable d'une pièce en cire munie de tiges de coulée est également nécessaire. La coulée se fait dans un four particulier sous pression hydrostatique à partir de plots en vitrocéramique précéramisés de teinte adaptée.

* La Conception / Fabrication Assistée par Ordinateur (CAO / FAO) :

- Au cabinet dentaire :

Une empreinte optique par ordinateur permet de connaître les limites de la reconstitution à partir d'un modèle en plâtre ou directement au cabinet. Un programme de conception dirige ensuite les bras d'une machine-outil pour le fraisage d'un cube de céramique industrielle jusqu'à l'obtention de la pièce prothétique prête à sceller en bouche. C'est le principe **Cerec**[®].

- Au laboratoire :

Les nouveaux procédés type **Everest**[®], **Procera**[®] réalisent une empreinte numérique avec un scanner à partir d'un modèle en plâtre. L'image issue du scanner est une réplique de la préparation et sera peaufinée grâce à un logiciel qui commande une machine-outil perfectionnée pour la réalisation de la pièce prothétique (à partir de plots préfabriqués). Une cuisson de 1600 à 1900° C est nécessaire pour conférer la résistance finale à la pièce prothétique.

2.4 Nécessité de nouveaux matériaux

Pour démontrer les besoins en procédés plus perfectionnés et en matériaux dont les propriétés se rapprochent encore plus de la structure dentaire, nous allons analyser les propriétés des différents systèmes. (57)

2.4.1. *Propriétés mécaniques (15)*

Les céramiques sont des matériaux à rupture de type fragile, cassants, sans déformation plastique (67). Le mode de fracture réside dans l'initiation d'une fissure à partir d'un défaut de propagation jusqu'à rupture. Cependant, selon leur constitution, la force à développer pour rompre les céramiques est plus ou moins importante ; la céramique est plus ou moins résistante avec une ténacité plus ou moins importante.

	Résistance en flexion 3 points MPa	Ténacité MPa
Feldspathique	70	
Optec® (Symphyse)	100	
Empress® (Ivoclar-Vivadent)	150	0,85
Empress II® (Ivoclar-Vivadent)	350	1,6
In-Ceram® Spinell (Vita)	350	2,2
In-Ceram® Alumina (Vita)	500	4,5
In-Ceram® Zirconia (Vita)	700	6,2
Procera® Alumine (Nobel Biocare)	700	4,5
Procera® Zircone (Nobel Biocare)	1100	10

Tableau 3 - Propriétés mécaniques de différents matériaux céramiques, COME (33)

Les propriétés mécaniques des différentes céramiques sont sous la dépendance des défauts contenus dans la céramique, surtout en surface.

Les facteurs qui influencent la résistance mécanique sont :

- le taux de porosité : en fonction de la vibration de l'atmosphère de cuisson,
- la température de cuisson : l'augmentation de la température ou du temps de cuisson améliore les propriétés mécaniques du fait de la densification. Mais à un certain stade, elle a un effet néfaste et diminue les propriétés mécaniques par dissolution de certaines bases cristallines,
- la microstructure : la résistance augmente avec la proportion de phases cristallines et la quantité d'interface verre – cristal,

- l'état de surface : il correspond au paramètre essentiel puisque les fissures se propagent à partir des défauts. La diminution des défauts de surface est impérative, soit par polissage mécanique soit par glaçure.

C'est bien l'augmentation de la résistance et de la ténacité des céramiques qui permet la suppression du métal. Ceci est dû à l'augmentation des charges qui constituent des barrières à la progression des dislocations, en partie responsables des fractures. Une étude parue dans le Dental Advisor en 2004 montre qu'à 10 ans, le taux de fracture des restaurations tout céramique est similaire à celui des restaurations céramo-métalliques (3,1% contre 3,5%).

	Fabricant	Année de pose	Nbre d'unités contrôlées	% fractures
DICOR (Coulée)	DENTSPLY	1982 - 1986	10	7,7
IN – CERAM (Barbotine)	VITA	1990 - 1994	50	4
EMPRESS (Pressée)	IVOCLAR	1993 - 2004	120	3,3
OPC (Pressée)	PENTRON	1995 - 2004	350	3,1
3M Espe LAVA (CFAO)	3 M ESPE	2003 - 2004	60	0

Tableau 4 - Comparaison de systèmes céramo-céramiques, AIDAN (2)

Les céramiques conventionnelles montrent un taux de fractures plus important que les céramiques pressées (4,8% contre 2%) ; le système CFAO semble tirer son épingle du jeu. Les recherches actuelles sont orientées vers l'exploitation de nouveaux matériaux en CFAO.

2.4.2. Propriétés chimiques et biologiques

Les céramiques sont plus stables vis-à-vis de leur environnement que les métaux, ce qui leur confère une grande biocompatibilité. La bonne tolérance parodontale des céramiques est constatée cliniquement depuis la réalisation des premières jackets en céramique feldspathique. L'utilisation de matériaux hautement mimétiques évite l'enfouissement systématique du joint dans le sulcus, qui représente une agression immédiate et retardée pour le parodonte marginal. Cette biocompatibilité est liée à la nature du matériau et est améliorée depuis l'apparition des composites de collage.

Des améliorations sont en cours grâce à l'utilisation de matériaux utilisés en implantologie ou en orthopédie, enfouis sous la peau et très bien tolérés par le corps (titane et maintenant zircone).

2.4.3. Précision d'adaptation

Les études montrent qu'il n'existe pas de différence d'adaptation majeure entre les différentes céramiques : les valeurs obtenues au niveau du joint dento-prothétique sont inférieures aux 120 nm qui sont considérés par Mc LEAN comme cliniquement acceptables et durables. (65)

Avec le système de CFAO, la réalisation des pièces prothétiques se faisant par machine-outil, la précision en est améliorée en comparaison à la main de l'homme, et surtout grâce à l'utilisation de matériaux très résistants qui permettent une épaisseur de matière plus fine.

2.4.4. Propriétés optiques

La réflexion de la lumière est liée au nombre et à la composition des charges dans la céramique ; les qualités esthétiques en découlent. On peut penser que les céramiques qui offrent les meilleures propriétés mécaniques sont les moins aptes à diffuser la lumière. Toutes les céramiques sans armature métallique ont malgré tout un mimétisme supérieur à celui des coiffes avec armatures métalliques.

Les restaurations en céramique donnent un aspect naturel à la gencive marginale du fait de la bonne diffusion des faisceaux de lumière, alors que les restaurations céramo-métalliques donnent un aspect grisâtre à la gencive marginale, l'armature métallique étant à l'origine de cet effet optique disgracieux.

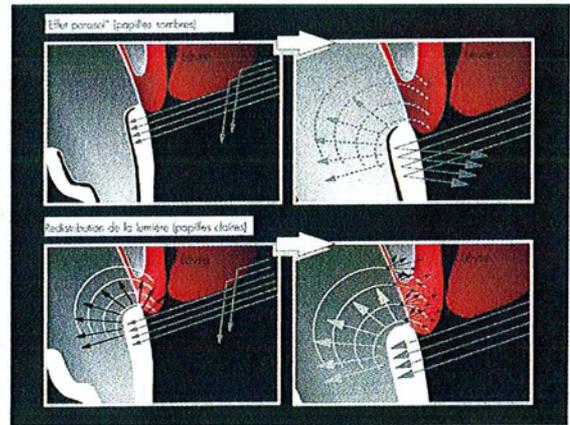
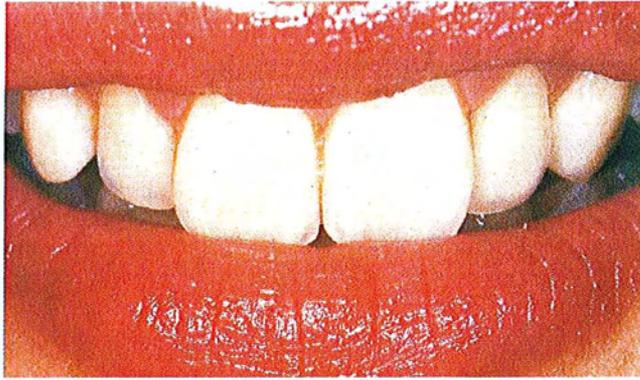


Figure 42 - Dimension esthétique et « effet parasol » sur les tissus mous, d'après MAGNE (66)

Les recherches ont intérêt de s'orienter vers le développement de matériaux très résistants et avec d'excellentes propriétés esthétiques et mimétiques.

Nous pouvons penser que le matériau idéal doit bénéficier :

- de bonnes propriétés mécaniques
- d'une bonne biocompatibilité
- de bonnes propriétés chimiques et biologiques
- d'une précision d'adaptation excellente avec une faible épaisseur de joint
- de qualités optiques et esthétiques remarquables

Ces critères sont les pré-requis pour une restauration prothétique et/ou implantaire de nos jours, pour satisfaire le prothésiste de laboratoire, le praticien, et surtout le patient qui sollicite notre savoir-faire pour transformer une dent délabrée en une dent prothétique aux caractéristiques identiques à celles de sa dent originelle.

Pour les chercheurs, le schéma d'usure dynamique des dents naturelles doit être une référence pour le développement de nouveaux matériaux capables de vieillir comme l'émail et la dentine au niveau biomécanique (66), et capables de présenter des propriétés optiques et biologiques semblables aux tissus dentaires.

Se présente alors une interrogation : quels matériaux sont capables de proposer et d'assumer de telles prestations ?

Nous allons analyser le matériau zircone sous toutes ses coutures pour démontrer qu'il a ou n'a pas sa place dans la catégorie très prisée des matériaux d'avenir en prothèses fixées conventionnelle et implantaire !!

3^{ème} Partie :
Carte d'identité de la zircone

3 Carte d'identité de la zircon

3.1 Ambiguïté sur l'appellation

L'origine des matériaux dont le nom inclut le terme « zircon » est l'élément chimique numéro 40 du 4^e groupe secondaire du tableau périodique de MENDELEIEV : le **zirconium**.

L'élément pur zirconium compte parmi les métaux ; on évalue sa quantité à 0,02 % en poids dans la composition de l'écorce terrestre, ce qui en fait le 19^e élément le plus courant.

Table Périodique des Éléments																		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	
1 H 1																	He 2	
2 Li 3	Be 4											B 5	C 6	N 7	O 8	F 9	Ne 10	
3 Na 11	Mg 12											Al 13	Si 14	P 15	S 16	Cl 17	Ar 18	
4 K 19	Ca 20	Sc 21	Ti 22	V 23	Cr 24	Mn 25	Fe 26	Co 27	Ni 28	Cu 29	Zn 30	Ga 31	Ge 32	As 33	Se 34	Br 35	Kr 36	
5 Rb 37	Sr 38	Y 39	Zr 40	Nb 41	Mo 42	Tc 43	Ru 44	Rh 45	Pd 46	Ag 47	Cd 48	In 49	Sn 50	Sb 51	Te 52	I 53	Xe 54	
6 Cs 55	Ba 56	*	Lu 71	Hf 72	Ta 73	W 74	Re 75	Os 76	Ir 77	Pt 78	Au 79	Hg 80	Tl 81	Pb 82	Bi 83	Po 84	At 85	Rn 86
7 Fr 87	Ra 88	**	Lr 103	Rf 104	Db 105	Sg 106	Bh 107	Hs 108	Mt 109	Ds 110	Rg 111	Uub 112	Uut 113	Uuq 114	Uup 115	Uuh 116	Uus 117	Uuo 118

* Lanthanoïdes

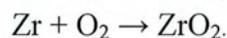
La 57	Ce 58	Pr 59	Nd 60	Pm 61	Sm 62	Eu 63	Gd 64	Tb 65	Dy 66	Ho 67	Er 68	Tm 69	Yb 70
-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------

** Actinoïdes

Ac 89	Th 90	Pa
-----------------	-----------------	-----------

Tableau 5 - Tableau périodique des éléments, d'après MENDELEIEV

Une transformation chimique est nécessaire pour obtenir une céramique à partir de l'élément zirconium. Cette réaction est une oxydation par brûlage à partir du zirconium (Zr) absorbant de l'oxygène (O₂). Il se forme alors le dioxyde de zirconium (ZrO₂) :



C'est ce dioxyde de zirconium qui est à la base de presque tous les produits dénommés « zircon ». Le nom de **zircon** désigne donc en général le **dioxyde de zirconium**.

En langage courant, les termes « oxyde de zircon » et « zircon » sont souvent employés à la place de « dioxyde de zirconium ». Et pour augmenter la confusion, le dioxyde de zirconium est appelé « zirconia » en anglais !

En pratique, le dioxyde de zirconium est obtenu à partir de minéraux naturels de zircon. Voilà un nouveau problème de langage : la pierre précieuse ayant la composition du sable de zircon est appelée « zircone » par les minéralogistes. Ce nom vient du perse « zar gun » qui signifie « couleurs d'or », ce qui caractérise bien certaines de ces pierres précieuses.

3.2 Sources minérales

La zircone (ou dioxyde de zirconium ZrO_2) est extraite de deux minéraux naturels : la terre de zircon (la baddeleyite) et le sable de zircon ($ZrSiO_4$, par exemple sous forme d'Alvit) qui en est la source principale.

Bien souvent, les chimistes ont pris l'habitude d'utiliser le vocable « zircon » pour évoquer le silicate de zirconium ($ZrSiO_4$). Le sable de zircon se trouve sur certaines plages d'Australie, au Sénégal, en Floride, au Brésil, aux Indes, en URSS.

La plus grosse partie des productions de zircon sert directement à réaliser des réfractaires. Le reste est utilisé pour fabriquer des zircons dont la pureté dépend du processus d'élaboration.

La baddeleyite est beaucoup moins répandue, en général associée à des petites quantités d'oxyde de fer et/ou de silice (entre 1% et 1,5%) ; elle se trouve au Brésil (Brazillite) et en Afrique du Sud qui est la principale source actuelle.

3.3 Les particularités de la zircone

3.3.1 La production

L'oxyde de zirconium ZrO_2 est un oxyde de céramique polycristallin dans lequel de très fortes liaisons covalentes ou ioniques entre atomes assurent d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques. (58)

La zircone présente des transitions de phase qui furent longtemps considérées comme des inconvénients, mais qui depuis 1975 se confirment comme riches de possibilités. (11)

A l'état pur, elle se présente sous trois formes cristallines stables dans des domaines de températures différentes : **monoclinique**, **quadratique** et **cubique**.

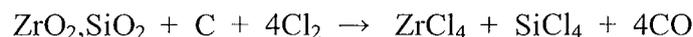
3.3.1.1 Production par traitements chimiques : la purification chimique (41)

Il existe plusieurs voies chimiques pour obtenir de la zircone de grande pureté : la chlorination et décomposition thermique, la décomposition par un hydroxyde alcalin (soude), la fusion à la chaux.

* Pour effectuer la **décomposition thermique** du zircon, il est mélangé à du carbone et chauffé dans un four à arc électrique à 2000 °C.

Sa décomposition intervient à 1750 °C : il en résulte de la zircone et de la silice. La silice est ensuite réduite en monoxyde de silicium volatile qui se réoxyde à la sortie du four ; la zircone est elle aussi réduite et se présente sous forme de zirconium. Le zirconium peut être chloraté ou chauffé à l'air pour produire une zircone impure.

En présence de carbone et généralement après avoir été broyée, la zircone peut être directement chlorinée suivant la réaction :



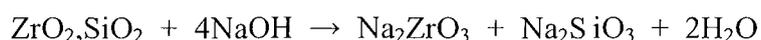
Ce mélange est ensuite chauffé entre 800 et 1200 °C.

Le distillat de tétrachlorure de zirconium est condensé entre 150 et 180 °C, et le distillat de tétrachlorure de silice se condense vers 110 °C.

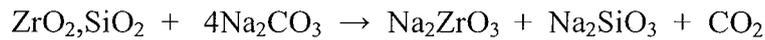
Cette opération est souvent suivie d'une hydrolyse qui produit un oxychlorure de zirconium. La cristallisation est obtenue par refroidissement à 20-65 °C. Les cristaux sont prélevés et séchés à 85°C. L'oxyde de zirconium est alors produit par une calcination de la poudre.

* La méthode la plus utilisée pour produire des zircons purs à partir de baddeleyite est la **décomposition par la soude**.

Au-dessus de 600 °C, la réaction suivante se produit :



Le même type de réaction a lieu en utilisant du **carbonate de sodium**, à 1000 °C :

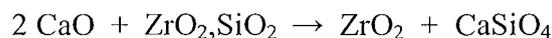


Le silicate de sodium est éliminé en lavant les produits à l'eau. L'eau hydrolyse en outre le zirconate pour former un hydroxyde hydraté complexe. Ce dernier sera calciné pour donner un oxyde impur.

La solution obtenue (composée de 5 zirconiums pour 2 sulfates) est diluée, et de l'ammoniaque est ajoutée pour obtenir un pH de 1,4.

On obtient finalement des précipités de sulfates de zirconium basiques ($\text{Zr}_5\text{O}_8 (\text{SO}_4)_2 \times \text{H}_2\text{O}$) que l'on peut calciner directement pour obtenir des cristaux de zircone (poudre) ayant un aspect de framboise.

* La **fusion à la chaux** fait intervenir cette réaction :



Le silicate de calcium est éliminé directement par l'acide chlorhydrique, et la zircone restante est simplement lavée et séchée.

3.3.1.2 Production par purification plasma (41)

Un autre moyen d'obtenir de la zircone à partir du zircon est d'introduire des particules de zircon dans un plasma.

Le zircon se dissocie en silice et zircons fondus. Au refroidissement, la zircone se solidifie la première sous forme de dendrites, puis la silice se solidifie en formant un verre autour des dendrites.

La silice est dissoute dans la soude bouillante.

3.3.2 Cristallographie de la zircone : le polymorphisme (41)

La zircone peut exister principalement sous trois structures différentes : la phase **monoclinique** (« m ») est stable de la température ambiante jusqu'à 1170 °C, puis se transforme en phase **quadratique** (« q ») stable jusqu'à 2370 °C, température à laquelle la phase **cubique** (« c ») apparaît. Elle reste sous forme cubique jusqu'à la température de fusion qui est d'environ 2680 °C.

Notons que sous des conditions de haute pression, on peut trouver de la zircon orthorhombique. Il existe également une autre forme de zircon quadratique, appelée phase tétragonale (« t »), très proche d'une phase cubique.

Les paramètres de maille approchés des différentes zircons sont donnés dans le tableau suivant :

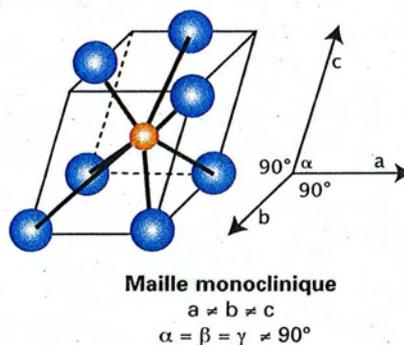
	Orthorhombique	Monoclinique	Quadratique	Cubique
Paramètres	a = 5,042 Å b = 5,092 Å c = 5,257 Å	a = 5,156 Å b = 5,191 Å c = 5,304 Å B = 98,9°	a = 3,602 Å c = 5,177 Å	a = 5,124 Å
Densité	6 064 kg m ³	5 830 kg m ³	6 100 kg m ³	6 090 kg m ³

Tableau 6 - Paramètres de maille des différentes zircons, d'après CHEVALIER (19)

3.3.2.1 La phase monoclinique (41)-(58)

C'est sous cette forme que l'on trouve la zircon « naturelle » (la baddeleyite) et ce jusqu'à 1170 °C.

Dans cette structure, les ions Zr^{4+} sont coordonnés par 7 ions O^{2-} , avec une organisation presque tétraédrique à côtés parallélépipédiques (un seul des angles est notablement différent des valeurs des angles dans un tétraèdre).



- : Ion Oxygène O^{2-}
- : Ion Zirconium Zr^{4+}

Figure 43 - Schéma de structure cristallographique monoclinique, d'après LEBRAS (58)

Du fait de cet arrangement des atomes d'oxygène, la structure des ions oxygène n'est pas tout à fait plane.

Ceci explique en partie la tendance de la baddeleyite à former des macles (association de plusieurs cristaux d'une même espèce minérale, mais orientés différemment, avec interpénétration partielle).

3.3.2.2 La phase quadratique

Avec l'augmentation de température, de 1170 °C à 2370 °C, la zirconite s'organise en structure métastable avec des cristaux tétraonaux à angles droits : c'est la phase quadratique.

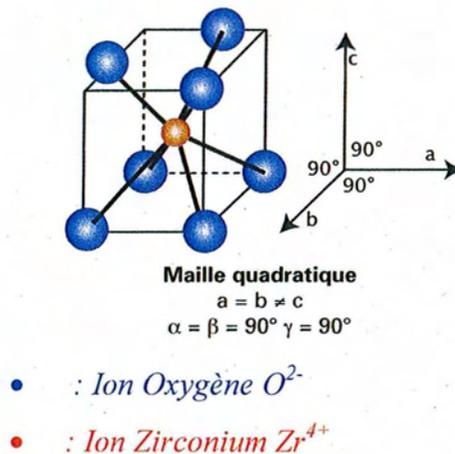


Figure 44 - Schéma de structure cristallographique quadratique, d'après LEBRAS (58)

Dans cet arrangement, les ions zirconium ont une coordination de huit : quatre des ions oxygène forment un tétraèdre aplati et sont situés à 2,065 Å du Zr^{4+} ; quatre des ions oxygène forment un tétraèdre allongé tourné de 90° par rapport au premier et situés à 2,455 Å du zirconium.

La structure quadratique de la zirconite est parfois décrite comme ayant une symétrie quadratique face centrée (le paramètre de maille « a » du tableau aurait alors pour valeur 5,094 Å) plutôt que de quadratique centrée, pour faciliter la relation de la structure avec de la fluorine.

On définit alors la tétragonalité de la phase quadratique par le rapport c/a dans la structure quadratique face centrée.

3.3.2.3 La phase cubique

A partir de 2370 °C, apparaissent les cristaux cubiques : c'est la phase cubique qui se maintient jusqu'au point de fusion à 2680 °C.

La zirconne cubique a une structure de type fluorine (CaF_2 , cubique face centrée) ; et chaque ion Zr^{4+} est entouré de 8 ions O^{2-} formant deux tétraèdres réguliers.

3.3.3 Conditionnement de la zirconne (58)

Les propriétés mécaniques de la zirconne dépendent de la phase sous laquelle elle se présente : assez modestes pour les phases monoclinique et cubique, elles deviennent très importantes pour la phase quadratique.

Par l'addition de faibles quantités (3 à 5%) d'oxydes tels que MgO , CaO ou Y_2O_3 (l'oxyde d'Yttrium est le plus utilisé pour les zircons dentaires), on peut partiellement stabiliser la phase quadratique métastable jusqu'à la température ambiante : on parle de zirconne partiellement stabilisée.

La zirconne stabilisée présente une propriété physique particulièrement intéressante appelée « renforcement par transformation de phase » ou « renforcement par microfissuration » qui est liée à une différence de volume qui existe entre la phase monoclinique (plus volumineuse de 3 à 5%) et la phase quadratique. Lors d'un apport d'énergie, à la pointe d'une fissuration par exemple, la phase quadratique se transforme instantanément en phase monoclinique stable et plus volumineuse. L'énergie de propagation de fissure est absorbée et la fissuration est stoppée, « coincée » par l'augmentation du volume de la zirconne monoclinique. (111)

Ce procédé de renforcement par microfissuration donne à la zirconne une ténacité de $15 \text{ MPa.m}^{1/2}$ contre environ $1 \text{ MPa.m}^{1/2}$ pour une vitrocéramique. (61)

Cela permet d'obtenir des matériaux extrêmement stables, mais nécessite de recourir à de l'oxyde de zirconium très pur et d'adjoindre de l'oxyde d'Yttrium, l'ensemble étant d'une granulométrie très fine, inférieure au micron et d'une distribution très serrée.

Il est ainsi possible d'envisager des produits dont la résistance en flexion dépasse couramment 1000 MPa, ce qui est impossible avec les matériaux conventionnels pour prothèses.

3.3.3.1 Stabilisation dans la phase quadratique

La **transformation quadratique → monoclinique** s'accompagne d'une augmentation de volume importante (environ 4,5%) et rapide car elle est de type martensitique (simple réarrangement de la structure atomique sans modification de la composition chimique du matériau). (73)

Ceci conduit les pièces en zircone à se fissurer voire à éclater, lors du refroidissement après frittage.

La **zircone non stabilisée** est soumise, au cours de son refroidissement, depuis sa température d'élaboration, à la transition de phase destructrice : quadratique → monoclinique. Ainsi ses performances mécaniques sont quasi nulles.

La zircone pure est donc inutilisable pour les pièces massives ; elle est seulement utilisée sous forme de poudres, comme abrasifs ou comme renforts.

Pour contrer cet inconvénient, on ajoute à la zircone des **oxydes** qui stabilisent le matériau dans les phases quadratique ou cubique, empêchant la transformation $q \rightarrow m$ lors du refroidissement.

La plupart des applications de la zircone se font donc avec des zircones stabilisées, partiellement ou totalement.

Les principaux oxydes stabilisants sont **Y_2O_3 , CeO_3 , MgO , CaO et TiO_2** . Les stabilisants doivent rentrer en solution solide dans la zircone, sous forme d'interstitiels pour les petits ions (Ca^{2+} ou Mg^{2+}) ou substitutionnels pour les gros ions (Ce^{4+} ou Y^{3+}).

La distribution des stabilisants dans la matrice dépend en grande partie du mode de préparation des matériaux. Une distribution très homogène peut être réalisée par une co-précipitation d'hydroxydes. Dans d'autres procédés, les stabilisants seront ajoutés sous forme de couche autour des grains de zircones, et diffusent dans la zircone grâce à un traitement thermique.

Par exemple, on peut réaliser un mélange de zircone et de nitrate d'Yttrium, et le porter à 1200 °C. Le nitrate d'Yttrium se décompose, laissant une couche d'oxyde d'Yttrium autour des grains de zircone. La couche d'oxyde diffusera dans la zircone grâce à un traitement thermique de plusieurs heures à 1600 °C.

Une méthode de préparation de la zircone yttrée souvent employée est décrite dans la figure suivante :

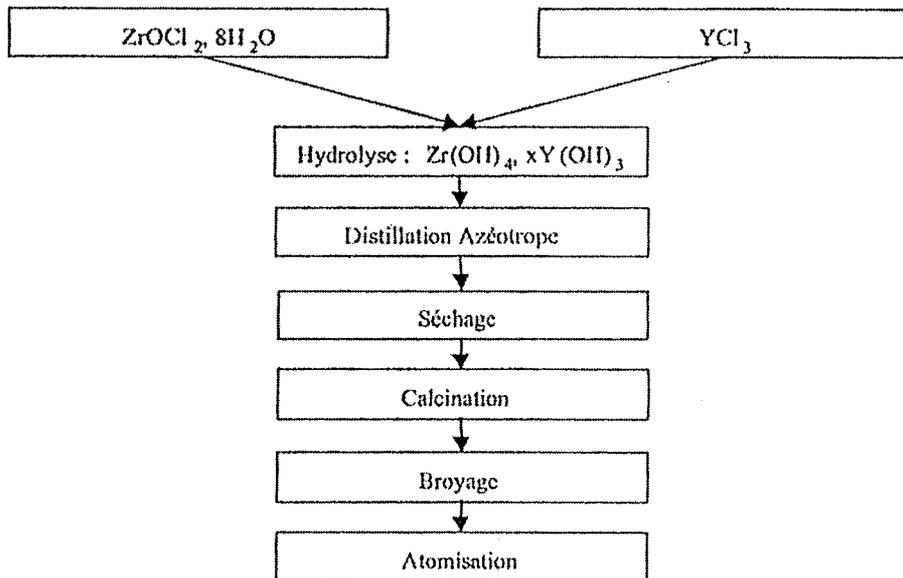


Figure 45 - Préparation de la zircone yttrée, d'après STEVENS (102)

La classification des zircons stabilisés est faite en fonction des phases obtenues.

Une zircone contenant uniquement de la phase cubique est dite FSZ (fully stabilized zirconia). Si elle contient un mélange de phase cubique et de phase quadratique, elle est appelée PSZ (Partially Stabilized Zirconia). Une zircone stabilisée principalement en phase quadratique est une TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystal).

Un nombre et une lettre précédant ces acronymes peuvent indiquer la quantité et la nature du stabilisant. Par exemple, une Mg-PSZ, est une zircone stabilisée au magnésium.

Les zircons qui nous intéressent plus particulièrement en odontologie prothétique sont stabilisés à l'Yttrium, notamment les **3Y-TZP**, c'est-à-dire stabilisés en phase quadratique pour trois moles pour cent d'oxyde d'Yttrium (Y_2O_3), soit 5,27% en masse d'oxyde d'Yttrium.

Le diagramme de phase de système ZrO_2 - Y_2O_3 est donné par la figure suivante.

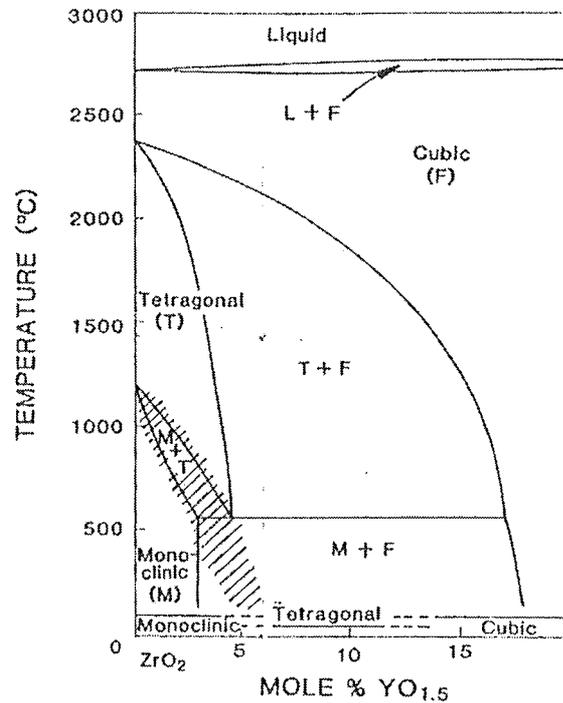


Figure 46 - Diagramme de phase du système ZrO_2 - Y_2O_3 , d'après SCOTT (97)

A la température à laquelle la zircone est frittée ($\approx 1500^\circ\text{C}$), les phases quadratique et cubique coexistent. Si l'on maintient la phase quadratique à basse température, on obtient un matériau composé majoritairement de phase quadratique mais contenant aussi de la phase cubique (de l'ordre de 15% pour une 3Y-TZP).

La zircone obtenue est alors **métastable** : tout apport d'énergie pourra la faire évoluer vers l'état stable, c'est-à-dire la phase monoclinique.

3.3.3.2 Renforcement par transformation de phase : mécanismes TT

Renforcement par transformation de phase est une des traductions possibles de « transformation toughening » (TT), où toughening désigne l'accroissement de ténacité (toughness) aussi bien que l'accroissement de résistance mécanique (strength).

La mise en œuvre des mécanismes TT pour réaliser des TTC (Transformation toughened ceramics) exige toujours que l'on puisse retenir une fraction de ZrO₂-quadratique métastable, à même de se transformer en ZrO₂-monoclinique à la température d'emploi (proche de la température ambiante), sous l'effet de contraintes appliquées. Ces contraintes impliquent des composantes d'élongation, de cisaillement et de variation de volume.

Comme dans les aciers, la transformation martensitique $q \rightarrow m$ est une transformation **instantanée**, qui se développe quand la température décroît.

Dans les mécanismes TT, la transformation d'une particule métastable « q » en particule stable « m », dans le champ de contraintes associé à la propagation d'une fissure potentiellement dangereuse, est source de ténacité accrue, car d'une part, l'accroissement du volume dû à la transformation met le front de fissure en compression, et d'autre part, l'énergie de déformation associée aux composantes de cisaillement participe à un accroissement de l'énergie de rupture.

Enfin, l'expansion de la particule transformée peut conduire à une microfissuration locale, d'où les effets bénéfiques de bifurcation de fissure. (45)

Ces effets conduisent à des phénomènes de **micro-plasticité**, d'où un comportement contrainte / déformation non linéaire dans les zones proches de la transformation.

On ne peut pas cumuler accroissement maximal de ténacité et accroissement maximal de résistance mécanique et il faut choisir entre accroître plutôt l'une ou plutôt l'autre.

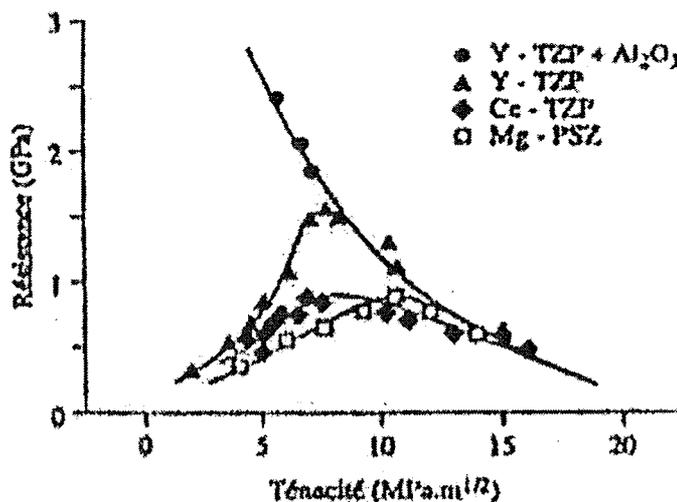


Figure 47 - Relation résistance mécanique / ténacité pour différents matériaux renforcés par ZrO_2 , d'après GREMILLARD (41)

En particulier, la zircone Y-TZP offre un compromis intéressant entre la ténacité et la contrainte à la rupture, comme le montre ce schéma :

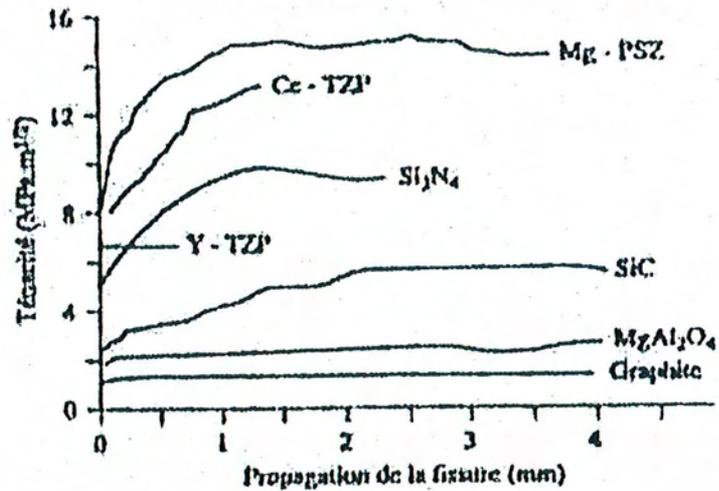


Figure 48 - Renforcement de ténacité fonction de la propagation de la fissure, d'après GREMILLARD (41)

Ce phénomène de renforcement par transformation de phase est à la base des bonnes propriétés mécaniques de la zircone ; il a été découvert par GARME et al.

Le principe en est expliqué sur la figure suivante :

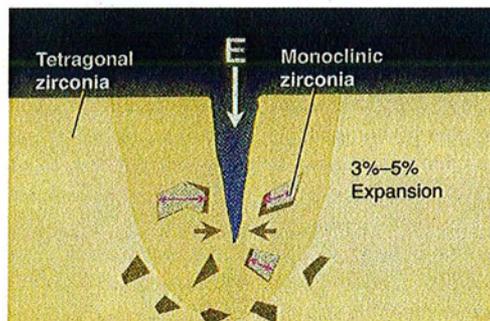


Figure 49 - Diagramme de transformation de phase, d'après SORENSEN (100)

Sous l'action des contraintes appliquées, une fissure se propage dans la zircone. Il existe en fond de fissure une concentration de contrainte qui va provoquer la transformation du matériau sous forme quadratique vers la phase monoclinique.

Cette transformation s'accompagnant d'une augmentation de volume, le matériau en fond de fissure gonfle et superpose des contraintes de compression à l'état de contrainte en fond de fissure. La **propagation est donc ralentie**.

Grâce à ce renforcement par transformation de phase, les zircons présentent de très bonnes propriétés mécaniques, comparées aux autres céramiques, comme le montre le tableau suivant :

Matériau	Zircone cubique	Mullite	Alumine	Y-TZP	Ce-TZP
Ténacité	1,5 MPa.m ^{1/2}	2MPa.m ^{1/2}	4 Mpa.m ^{1/2}	6-8 MPa.m ^{1/2}	10 MPa.m ^{1/2}

Tableau 7 - Ténacités de quelques céramiques « courantes », d'après GREMILLARD (41)

3.4 Propriétés physiques des zircons et critères de durabilité (41)-(58)

On distingue les propriétés mécaniques et les propriétés optiques, sachant que dans les deux domaines la zircone HIP (Hot Isostatic Pressing) est particulièrement remarquable. Sa résistance mécanique est la plus élevée et s'accompagne d'une fiabilité « industrielle » incomparable. On est en présence d'une céramique sans défaut.

Mais compte tenu des impératifs liés à l'usinage de la céramique HIP (puissance des machines, temps d'usinage, outillage), ce matériau ne bénéficie pas actuellement d'une grande diffusion en matière d'infrastructure usinée de prothèse céramo-céramique.

3.4.1 Propriétés mécaniques

3.4.1.1 La résistance initiale

Pour les zircons, comme pour beaucoup de matériaux, la résistance mécanique ne peut pas seulement être traitée que par la notion de résistance à la flexion d'autant qu'on sait que les matériaux céramiques ont des valeurs de résistance 5 à 10 fois supérieures en compression qu'en flexion ou en tension.

Les tests utilisés, flexion en trois points, ainsi que la géométrie des formes testées, modifient totalement les résultats obtenus. A ces éléments, s'ajoute la présence des micro-défauts de structure de 1 à 10 microns dans la céramique infiltrée ou même dans les céramiques TZP .

On peut cependant évoquer la résistance globale du matériau, qui s'exprime en MPa, et qui est de l'ordre de **700** pour l'In-Céram[®] Zirconia, et supérieure à **1000** pour les zircons TZP.

3.4.1.2 La résistance à la propagation des fissures

Pour évaluer la résistance mécanique des zircons, il est intéressant de prendre en compte le coefficient K_{Ic} , qui mesure la ténacité du matériau.

Ce coefficient matérialise, pour chaque matériau, sa capacité à s'opposer à la propagation d'une fissure, qu'on désigne sous le vocable de **résistance à la fracture**, et qui s'exprime en $\text{MPa.m}^{1/2}$:

$$K_{Ic} = \sigma_b (Y \sqrt{a}) \quad \text{où} \quad \begin{array}{l} K_{Ic} = \text{Résistance à la fracture.} \\ \sigma_b = \text{Tension de fracture} \\ Y = \text{Facteur géométrique} \\ A = \text{Dimension du défaut} \end{array}$$

On voit que plus un défaut est petit, plus la résistance à la fracture est grande, et plus la propagation des fissures est lente.

La **propagation lente** des fissures peut se définir comme une propagation pour des facteurs d'intensité de contraintes inférieurs à la ténacité apparente du matériau. Elle se déroule pour des vitesses comprises entre $10^{-12} \text{ m.s}^{-1}$ et 10^{-2} m.s^{-1} ; au-dessus on ne peut plus parler de propagation lente. La propagation lente, parfois appelée propagation sous critique, a été observée dans le verre depuis le début du XXe siècle, grâce notamment aux travaux de GRENET (42) .

Les travaux d'OROWAN (74) ont mis en évidence le rôle joué par l'eau dans la propagation. Ayant observé que la contrainte à la rupture d'un verre est trois fois moindre dans l'air que dans le vide, il a proposé que des molécules corrosives (molécules d'eau, par exemple) s'adsorbent en fond de fissure et provoquent une chute de l'énergie de surface du matériau, et donc une ouverture plus aisée de la fissure.

La vitesse d'arrivée des molécules d'eau en fond de fissure n'étant pas infinie, il a été également proposé qu'elle puisse limiter la vitesse de propagation des fissures. (72)-(74)

Les travaux ultérieurs ont montré que pour un matériau et un environnement donnés, il existe une relation unique entre la vitesse des fissures et le facteur d'intensité de contraintes en fond de fissure (117). Grâce à ses liaisons fortement ioniques, la zircone se prête bien à une analyse de sa fissuration par un mécanisme de corrosion sous contraintes. Ce procédé est fondé sur la participation de deux phénomènes en série : d'abord le transport de molécules corrosives

jusqu'au fond de fissure, puis la réaction chimique entre l'eau et la céramique. Cette réaction se traduit par la rupture des liaisons fortes de la céramique, et donc la propagation d'une fissure.

Mais, l'analyse est compliquée par l'existence du renforcement par transformation de phase qui offre à la zirconite une **bonne résistance à la propagation des fissures**, comparée aux autres céramiques.

L'existence d'un **seuil** en dessous duquel aucune propagation ne peut avoir lieu a été démontré.

La figure suivante montre le comportement de la zirconite comparée à d'autres céramiques.

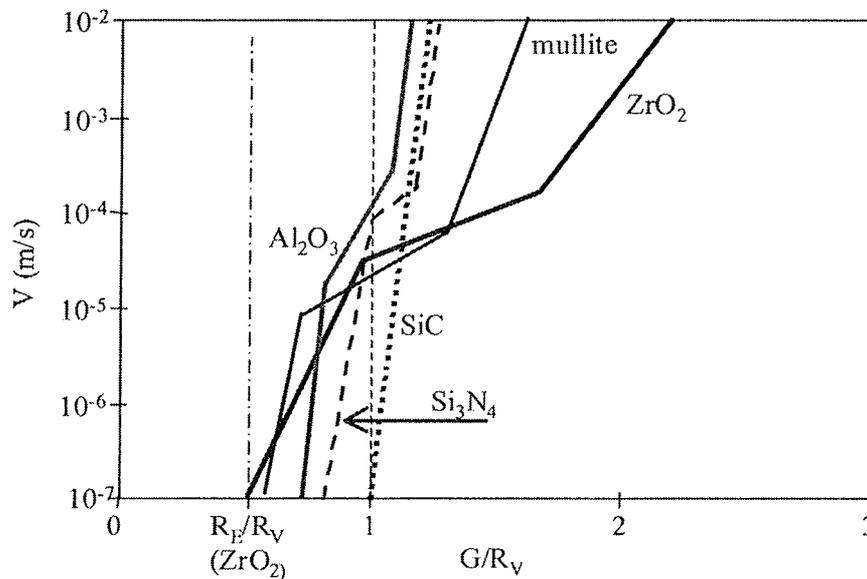


Figure 50 - Résistance à la propagation des fissures : comportement de la zirconite par rapport à d'autres céramiques, d'après GREMILLARD (41)

La zirconite comme les autres céramiques à caractère fortement ionique, présente une grande **sensibilité à l'eau**, matérialisée par le grand décalage du seuil de propagation dans l'eau (RE) avec le seuil de propagation dans le vide (RV).

Pour TAKAGI et Coll (104) qui ont étudié la zirconite **TZP avec 3,5% de Y_2O_3** et des grains de taille moyenne de 0,8 micron, ce matériau présenterait une résistance à la fracture K_{ic} de **8,4 MPa x m^{1/2}**, un module d'élasticité moyen de 200 GPa et une résistance en flexion de plus de 1000 MPa. Cette dernière valeur diminue si on augmente la proportion d'oxyde d'yttrium jusqu'à 5%.

Pour SUTTOR (101), pour une zirconite TZP dopée à l'yttrium, la résistance à la fracture est comprise entre 5 et 10 MPa x m^{1/2}.

Pour CHRISTEL et Coll. (21), avec une céramique zircon HIP, on obtient des valeurs supérieures : K_{ic} de 9 – 10 MPa x m^{1/2} et une résistance en flexion de 1200 MPa.

Une autre étude (101) fait état d'une résistance de 913 ± 50,2 MPa en flexion quatre points pour la zircon TZP.

Par ailleurs, les rectifications de surface, soit au laboratoire, soit en clinique, peuvent réduire la résistance des pièces prothétiques en zircon, chaque rayure constituant une amorce potentielle de fissure. Il est important en particulier de ne pas rectifier les faces inférieures des connexions qui supportent le plus de charges en tension.

KOSMAC et Coll. (54) ont montré que la résistance en flexion de différentes zircons stabilisées par 3% d'yttrium peut être significativement réduite par une finition de surface à sec ou sous spray, faisant appel à des instruments diamantés de 50 à 150 microns.

En résumé, le caractère fortement ionique des liaisons de la zircon la rend très sensible à la corrosion sous contraintes par les molécules d'eau.

En revanche, et par chance, le renforcement par transformation de phase lui permet de présenter de bonnes propriétés mécaniques, même en propagation lente des fissures et le seuil de fissuration reste supérieur à celui de l'alumine. C'est elle qui présente l'une des valeurs les plus élevées de la ténacité à la rupture.

3.4.1.3 La stabilité et la résistance à long terme

Pour évaluer cet aspect, il est nécessaire de considérer la **fatigue des matériaux** liée aux charges statiques et dynamiques en bouche et l'action chimique du milieu buccal sur le matériau.

Une étude de SORENSEN (101) montre sur des échantillons de céramique stockés une semaine dans l'eau, que la propagation des fissures peut réduire la solidité des céramiques.

On parle de **fissuration par contraintes de corrosion** qui conduit à une décomposition de la phase vitreuse. Dans cette étude, toutes les céramiques à l'exception de la zircon TZP ont montré une diminution de 20 à 30% de leur résistance.

JUNG et Coll. ont évalué la diminution de résistance de la céramique feldspathique d'une vitro-céramique, d'une alumine et d'une zircon tétragonale stabilisée par 3% d'yttrium (Y-TZP).

Pour déterminer la longévité des matériaux céramiques, les échantillons (3 x 4 x 25mm) sont mis en tension moins de 40 ms jusqu'à la fracture, par un test de flexion 4 points. La zircone Y-TZP montre les meilleurs résultats : **aucune diminution de résistance** en dessous de 1300 MPa.

La résistance statique, en flexion et en fatigue de la zircone TZP et d'une In Céram (VITA) alumina infiltrée sont déterminées en flexion 3 points sur des échantillons de 30 x 5 x 3mm avec des angles arrondis. Un micro défaut est pratiqué au bas de chaque échantillon. La profondeur des entailles pour la zircone et l'In-Céram est respectivement de $62 \pm 0,6$ micron et $75 \pm 1,6$ micron. Les valeurs pour la résistance en flexion statique sont de 1016 MPa pour la zircone et de 426 MPa pour la céramique infiltrée. Après 10^6 cycles, la résistance à la fatigue est de 480 MPa pour la zircone et de 130 MPa pour l'In-Céram.

On remarque une diminution de la résistance pour les deux matériaux à plus ou moins long terme. La proportion est moins importante pour la zircone, ce qui montre une stabilité relative importante.

3.4.1.4 Etude du vieillissement de la zircone

Le vieillissement de la zircone est une **transformation isotherme en surface**, par laquelle des grains quadratiques se transforment en grains monocliniques.

Cette transformation s'accompagne d'une augmentation de volume des grains concernés et donc d'une augmentation de la rugosité et l'apparition d'une microfissure de la surface. La transformation s'étend ensuite en volume.

Ce phénomène a été largement étudié dans la zircone stabilisée à l'yttrium depuis sa découverte par KOBAYASHI au début des années 1980.

Les rôles de la **température et de l'environnement** ont été mis en évidence mais sans que le mécanisme exact de la transformation ne soit parfaitement connu.

La figure suivante montre les principales étapes du vieillissement reconnues par les principaux auteurs.

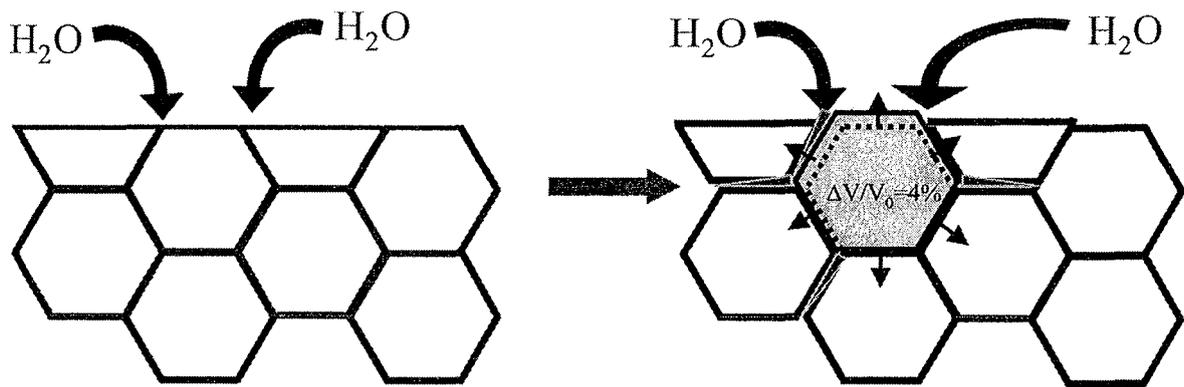


Figure 51 - Mécanismes du vieillissement, d'après GREMILLARD (41)

Le mécanisme de vieillissement peut être résumé comme suit :

1. Sous l'action de l'eau (environnement), transformation de grains quadratiques vers la phase monoclinique en surface.
2. Augmentation de volume et microfissuration.
3. Accès de l'eau en volume et extension en volume de la transformation.

De plus, tous les auteurs qui l'ont étudiée reconnaissent les faits suivants :

1. La dégradation est la plus rapide entre 200°C et 300°C sous atmosphère humide.
2. Elle est causée par la transformation de la phase quadratique en phase monoclinique accompagnée de micro et macro fissuration.
3. Elle progresse de la surface vers l'intérieur du matériau.
4. Elle est accélérée par l'eau ou la vapeur d'eau.
5. Elle est accélérée par une augmentation de la taille des grains ou une diminution du taux de stabilisant (yttrium en l'occurrence).

3.4.1.4.1 Rôle du milieu de vieillissement

Différents milieux ont été étudiés : le vide, l'air, l'eau et divers solvants organiques.

Il apparaît que la présence d'eau ou de **certains solvants organiques** dans le milieu de vieillissement accélère grandement la vitesse de transformation.

La présence d'eau favorise la croissance des cristallites de zirconie. Ainsi, comme les cristallites (quadratiques au départ) croissent plus vite, ils se transforment plus rapidement vers la phase monoclinique. (Ceci n'est cependant pas vérifié pour la zirconie massive : aucune croissance des

grains n'est observée lors du vieillissement en présence d'eau). On peut alors dès maintenant rapprocher le rôle de l'eau dans la propagation sous critique de celui qu'elle joue dans le vieillissement.

Notons que l'eau n'est pas la seule à favoriser le vieillissement. Tous les **solvants polaires** dont la molécule polaire contient une paire d'électrons face à un site donneur de protons jouent le même rôle que l'eau.

Le vieillissement a lieu aussi dans l'**air**, mais pour des vitesses beaucoup plus faibles. Il est alors probablement dû à la présence de l'humidité dans l'air, car aucune transformation de la surface n'est mesurée dans le vide.

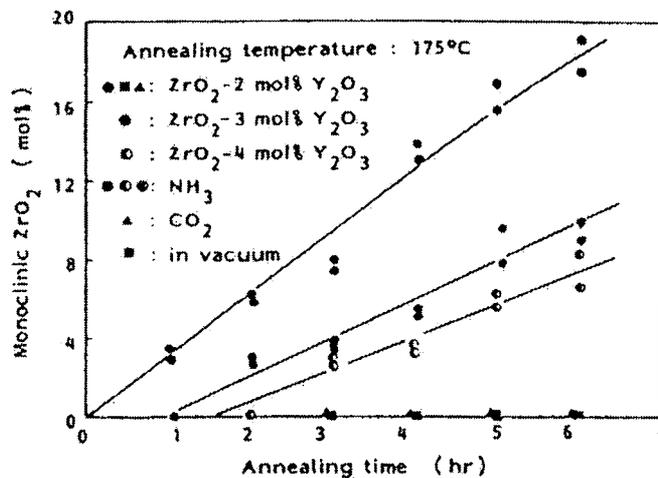


Figure 52 - Vieillissement de la zircone dans différents milieux, d'après GREMILLARD (41)

3.4.1.4.2 Rôle de la température

De nombreuses études montrent que la vitesse de vieillissement est maximale à **250°C** et diminue de part et d'autre de cette température. Cette solution est visible sur les courbes établies par TSUBAKIO. (112)

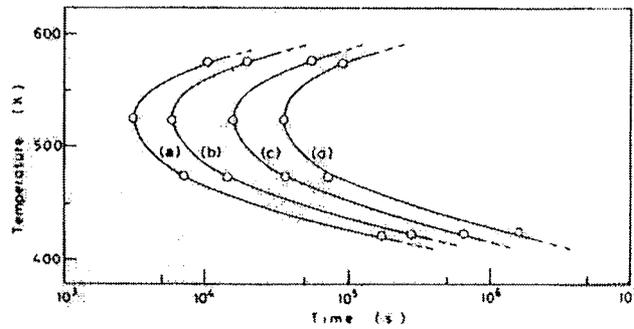


Figure 53 - Courbes TT pour la transformation $q \rightarrow m$ dans la zircone 3Y-TZP, d'après TSUBAKIO (112)

On observe un nez de transformation (quadratique \rightarrow monoclinique) aux alentours de 250°C. Quand la température augmente, la transformation est accélérée par l'agitation thermique, et concomitamment, la phase quadratique devient de plus en plus stable. Quand la stabilité de la phase quadratique l'emporte sur l'énergie thermique, le vieillissement commence à ralentir.

3.4.1.4.3 Rôle des contraintes

Des études de l'influence des contraintes appliquées sur la vitesse de vieillissement ont été menées **dans l'eau** à 100°C, sous une charge de 100 MPa.

Elles montrent que les contraintes, sur la face en tension des éprouvettes accélèrent le vieillissement (la vitesse est doublée par rapport à une éprouvette vieillie sans charge) alors que les contraintes de compression ont plutôt un effet de stabilisation de la zircone.

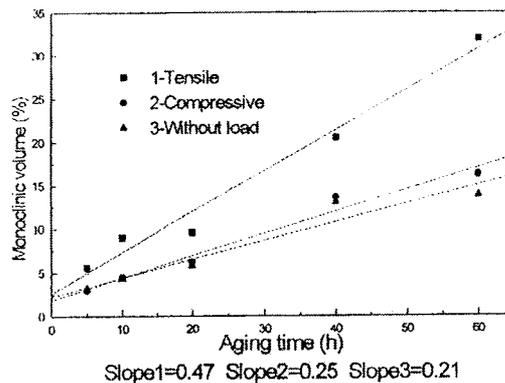


Figure 54 - Mise en évidence de l'accélération de la transformation $q \rightarrow m$ par les contraintes de tractions (carrés), d'après GREMILLARD (41)

De plus, le même test a été conduit **dans l'air** (même température, même temps) n'aboutissant à la formation d'aucune phase monoclinique.

La présence de contrainte est donc de second ordre par rapport à la présence d'eau.
La transformation débute aux joints de grains, elle est assistée par les contraintes et diminue dans le cas de grains de formes régulières, pour l'éliminer dans le cas de grains non contraints.
La diminution de contraintes internes par l'introduction d'une phase vitreuse dans la zirconite pourrait expliquer sa meilleure résistance au vieillissement.

3.4.1.5 Modifications de la microstructure et conséquences sur le vieillissement

3.4.1.5.1 Effets de la taille de grains

Les effets d'un changement de la taille des grains sur les propriétés mécaniques et en vieillissement de la zirconite yttrée ont été largement étudiés.

On pourrait résumer comme suit :

Une augmentation de la taille des grains améliore la ténacité de la zirconite, et en général sa résistance à la propagation des fissures, mais dégrade sa résistance au vieillissement.

3.4.1.5.1.1 Effets de la taille des grains sur les propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques de la zirconite sont directement liées au renforcement par transformation de phase : plus la transformation $q \rightarrow m$ est aisée, meilleures sont les propriétés (sauf si la transformation est très aisée : le matériau se microfissure totalement et perd ses propriétés mécaniques).

Or, augmenter la taille des grains revient à déstabiliser le matériau.

Ainsi, observe-t-on un ralentissement des fissures dans les zirconites à gros grains.

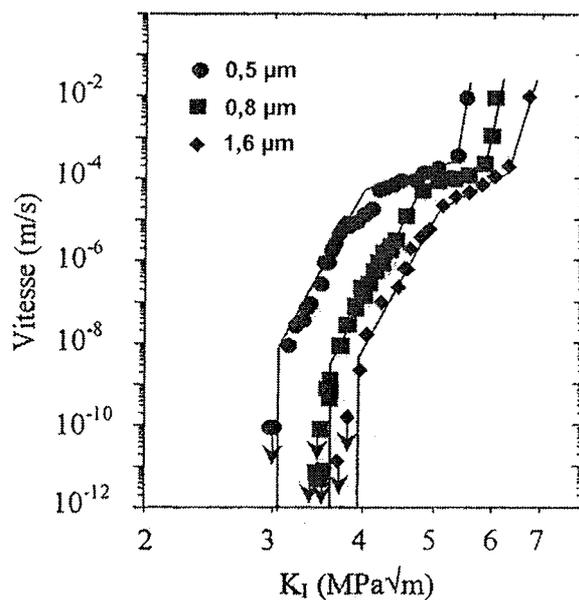


Figure 55 - Propagation lente des fissures dans les zircons 3Y-TZP avec différentes tailles de grains, d'après GREMILLARD (41)

Plus la taille des grains est élevée, plus le seuil de propagation et la ténacité sont décalés vers les forts coefficients d'intensité des contraintes.

3.4.1.5.1.2 Effets de la taille des grains sur le vieillissement

De nombreux auteurs ont fait vieillir des zircons yttriés avec différentes tailles de grains.

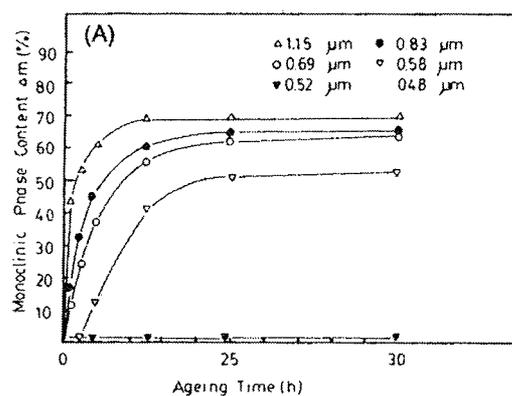


Figure 56 - Evolution de la vitesse de vieillissement avec la taille de grains dans une 3Y-TZP, d'après GREMILLARD (41)

A noter qu'il existe **deux tailles de grains critiques**, la première (**S min**) est la taille de grains en dessous de laquelle aucune transformation ne peut avoir lieu, et la deuxième (**S max**), celle au-dessus de laquelle la transformation $q \rightarrow m$ a lieu spontanément.

LI et WATANABE (60) observent une certaine dépendance : quand la taille de grains augmente, la vitesse de vieillissement commence par diminuer puis reste constante et augmente quand la taille dépasse une certaine limite.

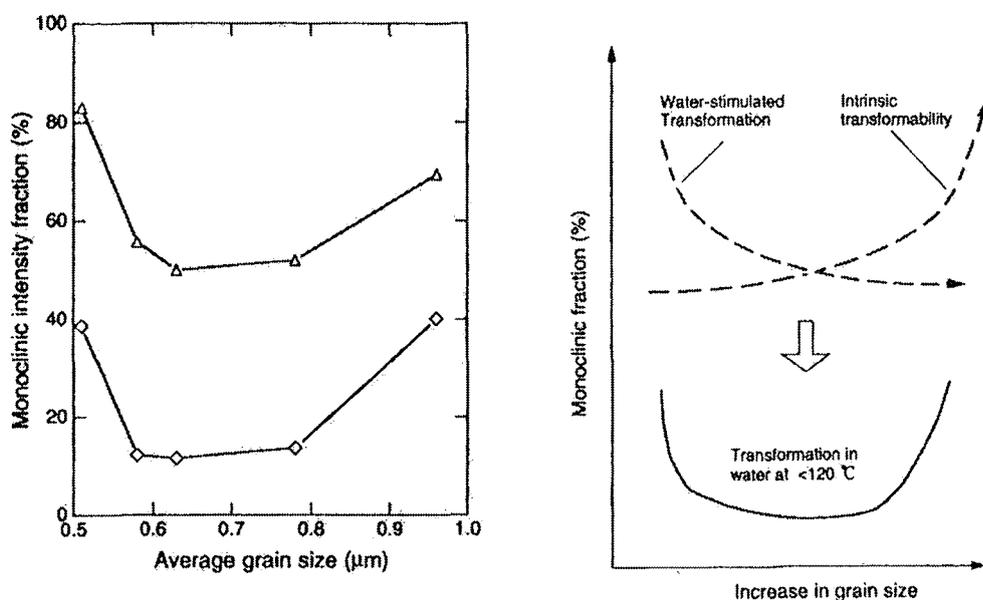


Figure 57 - Evolution de la fraction de phase m dans une 2Y-TZP pour un vieillissement de 100 heures à 80 °C (triangles) ou de 20 heures à 120°C (losanges), d'après LI et WATANABE (63)

Ils expliquent ceci par une compétition entre d'une part, la transformation stimulée par la présence d'eau (qui décroît quand la taille de grains augmente) et d'autre part, la transformation intrinsèque (qui augmente avec la taille des grains).

La diminution de la transformabilité due à l'eau s'explique par une diminution de l'aire des joints de grains quand la taille de grains augmente.

On retiendra donc que le vieillissement est plus rapide quand la taille des grains augmente car la stabilité de la phase quadratique se réduit, et qu'il existe une taille critique en dessous de laquelle aucune transformation n'a lieu (un peu inférieure à 0,3 micron pour la 3Y – TZP).

L'augmentation de la vitesse de vieillissement avec la taille de grains est due à la moindre stabilité du matériau causée par les contraintes internes plus importantes quand les grains sont plus gros.

Un moyen pour lutter contre le vieillissement tout en conservant de bonnes propriétés mécaniques est alors d'obtenir de **petits grains en surface** (pas de vieillissement) et de **gros grains en volume** (renforcement par transformation de phase importante). Ceci a été réalisé par WHALEN et Al. en 1989 (118). Cette équipe a usiné des pièces frittées, puis a recuit les pièces usinées entre 900°C et 1500°C. Ils observent l'apparition d'une couche de grains très fins en surface, les grains intérieurs ne subissant aucune modification.

3.4.1.5.2 Rôle du stabilisant

Les stabilisants servent à maintenir la zircone dans la phase quadratique. Ils jouent donc à la fois sur le vieillissement et sur les propriétés mécaniques en réduisant la transformabilité du matériau.

On observe qu'accroître la quantité de stabilisant provoque à la fois une meilleure résistance au vieillissement, mais une moins bonne résistance à la fissuration.

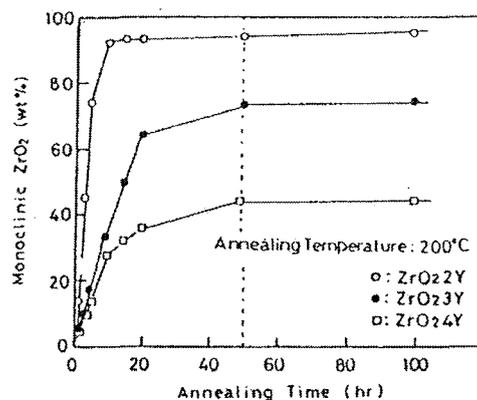


Figure 58 - Comportement en vieillissement de zircons avec différents taux de stabilisant, d'après GREMILLARD (41)

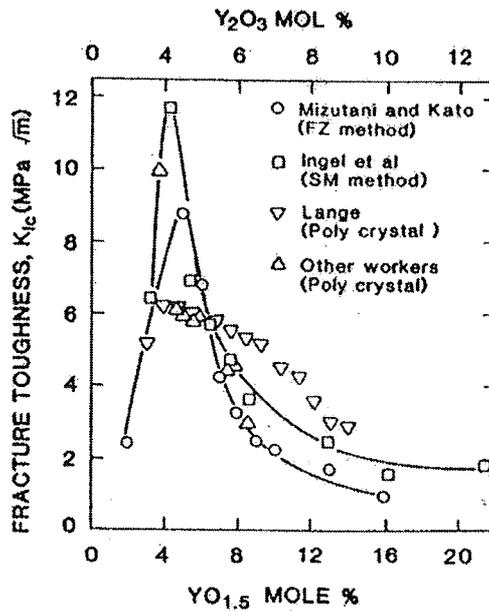


Figure 59 - Ténacités de zircons Y-TZP avec différents taux de stabilisant, d'après GREMILLARD (41)

La meilleure résistance au vieillissement peut se traduire par deux phénomènes : d'une part, le vieillissement est moins rapide et, d'autre part, il provoque la formation d'une moins grande quantité de phase monoclinique. En effet, augmenter le taux de stabilisant revient à augmenter la quantité de phase cubique, qui ne se transforme pas. On passe ainsi de environ 5% de phase cubique dans une 2Y – TZP à 60% dans une 4Y – TZP.

La diminution de la transformabilité est appliquée par le fait que l'augmentation du taux d'yttrium provoque une diminution de l'anisotropie du coefficient de dilatation, donc une diminution des contraintes internes, et une nucléation de la transformation moins aisée.

Le matériau est alors moins sensible au vieillissement mais le renforcement par transformation de phase est moins efficace, d'où les moins bonnes propriétés mécaniques.

Le moindre renforcement est dû aussi à la présence de phase cubique (non transformable) en quantité d'autant plus importante que le taux de stabilisant est élevé.

3.4.1.5.3 Effets des dopants

Par dopants, on comprend des éléments présents en petites quantités dans la zircone : moins de quelques parties pour cent.

Ces dopants peuvent se retrouver sous forme de phase distincte de la zircone, ou bien en solution solide dans la zircone. Dans les deux cas, les dopants présents dans la zircone Y – TZP peuvent

être soit introduits délibérément, soit provenir d'impuretés (phases vitreuses à base de silice, ou alumine) dues au processus d'élaboration. Les éléments introduits volontairement couvrent une gamme beaucoup plus large : on retrouve bien sûr l'alumine et la silice, mais aussi d'autres oxydes (oxyde de titane, de cérium, de vanadium....) et des carbures.

L'ajout des dopants (silice ou titane) retarde le vieillissement : le titane parce qu'il surstabilise la zircone mais conduit à de moins bonnes propriétés mécaniques donc à une moins bonne résistance à la fissuration, la silice en réduisant les contraintes internes.

3.4.2 Propriétés optiques (58)

Du point de vue optique, on remarque qu'une zircone est **blanche, opaque**, mais devient d'autant plus **translucide** que la densité augmente (notamment avec la zircone HIP).

Compte tenu des impératifs liés à l'usinage de la céramique H.I.P. (puissance des machines, temps d'usinage, outillage), ce matériau ne bénéficie pas actuellement d'une grande diffusion en matière d'infrastructure usinée de prothèse céramo-céramique.

Cette translucidité peut être un handicap en matière de prothèse réalisée sur piliers dyscolorés ou métalliques, mais constitue un atout majeur quand on veut restaurer l'esthétique en jouant sur la translucidité entre la dent sous-jacente et la prothèse de recouvrement.

L'opacité d'une zircone moins dense peut être utile pour masquer l'effet sombre d'un inlay-core métallique sous-jacent, mais peut entraver le résultat esthétique d'une restauration antérieure. Pour contourner ce problème, la plupart des laboratoires proposent de colorer la zircone dans la masse ou avec un colorant avant le frittage.

3.5 Propriétés biologiques (58)

Les zircons sont des matériaux particulièrement **biocompatibles**, à l'image de toutes les céramiques inertes. Elles présentent des propriétés mécaniques et physico-chimiques relativement proches de celles de l'organe dont elles constituent un substitut.

Différentes études ont été menées pour évaluer les paramètres qui caractérisent les principales qualités de biocompatibilité de la zircone :

- haute résistance à toutes formes de corrosion (notamment faible solubilité à l'eau)
- inertie chimique,
- absence d'artefact au scanner et à l'IRM,
- forte radio-opacité,
- absence de toxicité (parfaite bio-intégration), de radioactivité et de réactions allergiques,
- excellente tolérance tissulaire,
- absence de bimétallisme,
- absence de conductivité thermique et électrique,
- meilleures propriétés anti-plaque dentaire, très faible coefficient d'effritement.

3.6 Les applications de la zircone

La zircone est largement utilisée dans le domaine de l'**industrie** pour :

- les sources à oxygène,
- les billes de broyage,
- les lames de couteaux,
- les pièces de moteur,
- les composantes pour connecteurs de fibres optiques,
- la métallurgie.

Elle est également employée dans le domaine **biomédical** pour :

- les billes de prothèse de hanche (depuis 1985),
- les éléments de prothèse de genou, d'épaule et de la main,
- les brackets d'orthodontie,
- les implants dentaires (depuis les années 1990),
- les tenons radiculaires,
- les piliers implantaires et armatures de coiffe ou de bridge dans les procédés céramo-céramiques.

Après avoir été introduite en chirurgie orthopédique pour les prothèses de hanche, la zircone a été utilisée pour la fabrication de brackets, de tenons, d'implants et de piliers implantaires avant d'être exploitée pour la réalisation de chapes et d'armatures de bridge.

3.7 Zircon et prothèse dentaire : les différentes formes de la zircon en odontologie (58)

De par ses propriétés optiques esthétiques et mécaniques importantes, la zircon semble pouvoir prétendre à une place dans la course au matériau idéal pour la prothèse céramo-céramique.

Ce matériau est utilisé sous différentes formes en odontologie :

3.7.1 La zircon comme additif

Elle est utilisée pour renforcer l'alumine. C'est un procédé utilisé par VITA , des blocs d'In-Ceram Zirconia[®] (Al_2O_3 70% et ZrO_2 30%) sont infiltrés de verre après usinage.

La zircon améliore la ténacité mais peut contribuer à une chute de résistance mécanique. C'est aujourd'hui la forme de zircon la plus utilisée en prothèse et celle qui bénéficie du plus grand recul en bouche (15 ans).

Un tel système n'a pas d'équivalent dans les techniques céramiques de l'industrie.

3.7.2 La zircon pure

La poudre de zircon est purifiée par des opérations de dissolutions – précipitations. Les impuretés doivent être éliminées avec en général un solde d'environ 0,5% d' Al_2O_3 , le taux de ZrO_2 devant être d'au moins 93,6%.

Pour que la zircon soit la plus résistante possible, il faut s'approcher au plus près de sa densité maximale théorique de 6,1 ; situation dans laquelle les grains sont les plus proches les uns des autres (absence de porosités). Pour ce faire, la zircon doit être réduite en poudre homogène de granulométrie submicronique. Cette poudre est alors compactée, à chaud, dans un moule en matériau déformable, sous une pression isostatique de 1000 bars transmise par un fluide. On parle de technique **HIP, Hot Isostatic Pressing**.

Pendant le frittage, le matériau est réarrangé en général par contraction linéaire, de 15 à 25% (dépendant de la méthode de fabrication) avec augmentation correspondante de la densité. Ceci aboutit à un volume de contraction supérieur à 40%.

La zircone obtenue après frittage, compris entre 1400 et 1500 °C, est **extrêmement résistante**. Son usinage nécessite des machines puissantes et fait appel à des outils diamantés adaptés, mais la pièce obtenue est prête à être céramisée.

C'est avec ce matériau HIP que sont réalisées les prothèses de hanche, car étant produit industriellement, il présente des caractéristiques stables et contrôlables. Certains systèmes utilisent cette forme pour la fabrication de prothèses dentaires, notamment des implants en zircone.

3.7.3 La zircone préfrittée

Afin d'obtenir une **zircone plus tendre à usiner**, on a mis au point des blocs de zircone pressés isostatiquement mais à une température inférieure à celle qui permet d'obtenir la densification totale du matériau.

On parle alors de zircone préfrittée ou microporeuse ou crue. Il s'agit en fait de zircone polycristalline tétragonale (TZP) partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium : **Y – TZP**.

Après usinage, ce matériau de consistance crayeuse est fritté une seconde fois à une température de 1300°C à 1500°C pendant 6 à 7 heures pour lui donner ses qualités mécaniques optimales. Lors de ce second frittage, la densification des grains peut conduire à une réduction de volume par **rétraction de 20 à 30%** (qui doit être prise en compte par les logiciels de CAO/FAO).

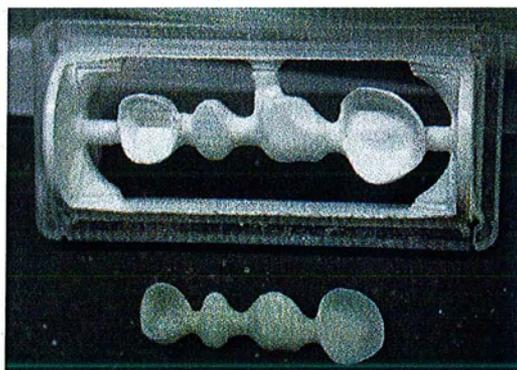


Figure 60 - Réduction de 30% du volume de l'armature entre la phase usinée en pré-frittée et la phase post-frittée, d'après LEBRAS (58)

3.7.4 La zircone multiphasique dérivée de polymères

Elle constitue une nouveauté obtenue par décomposition thermo-oxydative des silicones. Dans ce procédé, des silicones par addition, par exemple, sont mélangés à des poudres de céramique et transformés par pression à chaud en un bloc plastique. Ce bloc est facilement usiné et passé dans un four. Des acides siliciques amorphes (SiO_2) sont alors produits par le polymère de silicone chauffé.

Des acides peuvent être transformés en **céramique multiphasique ($\text{ZrO}_2 / \text{SiO}_2$)** avec d'autres composants qui parfois s'oxydent eux-mêmes. Et, bien que la céramique multiphasique contienne presque toujours une phase vitreuse, l'avantage de ce système est que la concentration de frittage peut parfois être compensée par des réactions d'oxydations responsables d'une augmentation de volume.

LEBRAS répertorie les différentes formes de zircone :

	Chimie	Procédé	Nom usuel	Exemple de produit	Type
Chimie	Zr		Zirconium	Construction de réacteurs	Métal
Minéralogie	ZrO_2		Terre de zircon (Baddeleyite)	Abrasif	Minerai
	ZrSiO_4		Sable de zircon	Matière première pour ZrO_2	Minerai
Bijouterie	$\text{ZrO}_2/\text{Y}_2\text{O}_3$		Zirconia	Pierre précieuse	Synthétique
	ZrSiO_4		Zircon	Pierre précieuse	Naturel
Dentaire (tout céramique)	$\text{ZrO}_2/\text{Y}_2\text{O}_3$ Stabilisé	Fritté compact	Dioxyde de zircon Oxyde de zircon Zircon	DC-Zirkon®	HIP sans rétrécissement
		Préfritté		Cercon AllZirkon	Non HIP-rétréci
	$\text{ZrO}_2/\text{SiO}_2$	Préfritté	Silicate de zircon	Everest®	Sans rétrécissement
	$\text{Al}_2\text{O}_3/\text{ZrO}_2/$ Verre		Oxyde d'aluminium	In-Ceram® Zirconia	Infiltré de verre

Tableau 8 – Les différentes formes de zircone, d'après LEGRAS (58)

Le phénomène de transformation de phase par stabilisation en phase monoclinique potentialise significativement les propriétés physiques et biologiques de la zircone.
Ceci lui permet d'avoir des applications multiples tant dans le domaine industriel que médical, et notamment en odontologie.

La suite de ce travail étudie la mise en œuvre de la zircone en prothèse fixée conventionnelle et implantaire.

4^{ème} Partie :
Zircone et prothèse fixée

4 Zircon et prothèses fixée sur dents naturelles ou sur implants

Les très bonnes propriétés mécaniques de la zircon imposent aux différents systèmes d'exploitation une machine-outil pour l'usinage de ce matériau selon le principe de la CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur).

4.1 Historique de la CFAO dentaire (28)

C'est en France que la CFAO prend forme entre 1971 et 1973 grâce à l'équipe de François DURET. En 1985, apparaissent deux nouvelles équipes qui développent les systèmes aujourd'hui les plus importants du marché :

- Le Cerec (MOERMAN et BRANDESTINI)
- Le Procera (ANDERSON)

La phase de commercialisation des premiers appareils de CFAO débute dans les années 1990 avec le Cerec 2 et le système Procera. Les années suivantes sont marquées par l'arrivée de nouvelles équipes performantes.

A la fin de cette décennie apparaissent les systèmes manuels tels que le Wol-Céram, le Cercon de Dégussa, le Cerec 3 et le Cerec In-Lab. Parallèlement, le système DSC Precident, spécifiquement orienté, évolue et opte vers une machine de conception universelle pour un large panel de matériaux et capable de réaliser des pièces pour l'implantologie.

Une troisième catégorie d'appareils est divisée en deux parties : au laboratoire (traitement des empreintes et modélisation) et un centre d'usinage. C'est le cas du système Pro 50 de Cynovad et Procera de Nobel Biocare.

4.2 Les procédés de CFAO utilisés avec la zircon (113)

4.2.1 Procédés soustractifs

Ils permettent d'usiner des blocs de matériaux par enlèvement de matière avec des machines à commandes numériques. Le système Cerec® InLab permet de scanner des modèles des dents préparées, de construire des maquettes numériques de prothèses, puis d'usiner ces prothèses,

toutes les étapes étant faites au laboratoire à partir de matériaux standardisés par la firme VITA : In-Céram[®] Zirconia. Beaucoup d'autres systèmes fonctionnent sur ce principe : Everest[®]...

4.2.2 Procédé additif sur une réplique de moignon

Dans ce système, type Procera[®], le laboratoire de prothèse utilise un scanner spécifique (par palpeur) et transfère son travail de conception d'armature vers un centre d'usinage extérieur qui réalise la commande en zircone sur une réplique en métal du MPU en plâtre et la retourne au laboratoire. A réception de la chape, le laboratoire termine le travail en montant la céramique cosmétique.

Dans le système Wol-Ceram[®], l'addition se fait par électrophorèse, directement sur les MPU en plâtre.

Actuellement, les développements majeurs de la CFAO dentaire se font vers les procédés soustractifs pour l'obtention d'armatures pour couronnes unitaires ou bridges en céramique.

4.3 Pourquoi la zircone en CFAO ?

4.3.1 Grâce aux propriétés mécaniques (50)

Tous ces systèmes usinent désormais la zircone et la plupart des nouvelles générations de céramiques CAD-CAM sont à base de zircone yttrée Y-TZP (Ytria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal) en raison de ses propriétés mécaniques les plus élevées (**Résistance à la flexion : ≥ 800 MPa**). Ces excellentes propriétés mécaniques s'expliquent par le fait que la zircone passe par les deux changements de phases cristallines de monoclinique à tétragonale à environ 1100°C, puis de tétragonale à cubique à 2000 °C.

L'**adjonction d'yttrium** s'opère lors de refroidissement pour stabiliser la zircone dans sa phase tétragonale. En cas de contraintes mécaniques à température ambiante, la transformation vers la phase monoclinique va s'effectuer. Lors de l'apparition d'une fissure sous une contrainte donnée, la zircone stabilisée en phase tétragonale se transformera en zircone monoclinique.

Ceci signifie une augmentation de volume de 5% et donc un effet de compression sur la fissure empêchant sa propagation, d'où une amélioration de la ténacité et de la résistance à la rupture.

La céramique zircone peut être utilisée soit en stade précuit, facilement usinable, soit en stade cuit, plus difficile à fraiser.

4.3.2 Grâce aux propriétés esthétiques (29)

Selon DURET, la C.F.A.O permet de respecter les critères esthétiques requis pour concevoir une prothèse dentaire en harmonie avec les dents adjacentes, le parodonte et le visage.

Les outils dont disposent aujourd'hui les appareils de conception informatique sont suffisamment spectaculaires et perfectionnés pour s'imposer dans le monde de la reconstitution esthétique des prothèses.

Ses propriétés optiques de translucidité étant intéressantes, la zircone a un atout majeur pour la réalisation des prothèses esthétiques. Dans le même temps, elle présente une certaine opacité qui s'avère intéressante pour une reconstitution sur un pilier dentaire dyschromié ou un inlay-core métallique.

Matériau usiné avec des machines-outils très précises et avec des propriétés esthétiques et mécaniques intéressantes, la zircone est travaillée par de nombreuses firmes que nous allons respectivement présenter après avoir développé les principes généraux des systèmes CAD-CAM.

4.4 Composition d'un système CFAO

Chacun des fabricants possède tous les éléments d'un système de CFAO, mais leur autonomie varie :

- Système entièrement centralisé : toutes les étapes sont faites au même endroit et restent indissociables.
- Système mixte : le prothésiste peut choisir d'investir pour assurer la configuration complète, ou simplement l'étape de scannage, ou encore l'étape de scannage et de conception. Les étapes non choisies sont sous-traitées dans un autre laboratoire ou dans un centre d'usinage.
- Système décentralisé : un ou plusieurs des modules ne sont pas intégrés et doivent être sous-traités ; le laboratoire procède au scannage et éventuellement à la conception (du modèle virtuel). L'usinage, voire l'usinage et la conception sont réalisés à l'extérieur.

- Système totalement externe : un centre gère tout et réalise le travail à partir d'un modèle ou d'une maquette envoyés par le laboratoire.

Chaque système se divise en plusieurs modules qui permettent chacun d'assurer les étapes de conception et fabrication assistées par ordinateur successivement :

4.4.1 La prise d'empreintes pour la CFAO (30)

4.4.1.1 Méthode par contact surfacique (ou méthode chimico-manuelle)

C'est le mode d'empreinte utilisé traditionnellement. Elle est utilisée en CFAO comme l'empreinte directe en bouche est impossible.

L'empreinte est faite à l'aide d'une pâte qui mesure « la bouche du patient » par sa déformation. Cette mesure est transmise sur un modèle en plâtre qui sert de support d'information et qui est lu par des systèmes de CFAO (ou utilisé dans une procédure classique de réalisation de prothèse). Le modèle en plâtre peut être assimilé au disque de stockage informatique car c'est sur lui qu'est transférée l'information de cette mesure. Sa dégradation ou sa destruction conduisent irrémédiablement à la perte des données.

4.4.1.2 Méthode par contact ponctuel (ou méthode mécanique)

Egalement appelée méthode par **micropalpage**, la mesure se fait à l'aide d'un micropalpeur qui vient toucher et balayer la surface de l'empreinte en envoyant sa position x, y, z par un flot régulier d'informations à l'ordinateur de pilotage et d'enregistrement.

Cette méthode se divise en deux :

- La lecture dite universelle :
Elle est appliquée dans le système **Procera**[®]. Le balayage est automatique sans intervention directe de l'opérateur sauf pour positionner le modèle en respectant l'axe de balayage du palpeur.

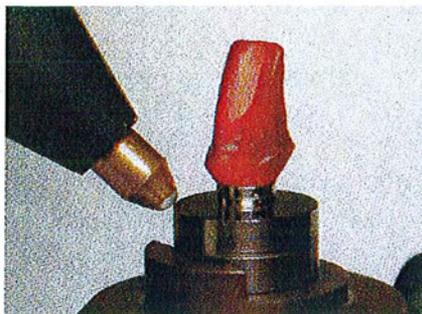


Figure 61 - *Palpeur Procera pour prise d'empreinte par contact ponctuel, d'après documentation Nobel Biocare (70)*

- La lecture à la volée :

Elle consiste à manipuler manuellement un bras articulé qui vient toucher l'objet à mesurer. Cette méthode a l'avantage de permettre des mesures précises et variées (contre dépouille, surface irrégulière) mais a l'inconvénient d'obliger une manipulation souvent fastidieuse.

Quel que soit le mode de lecture utilisé, les informations sont digitales, c'est-à-dire la connaissance des points de la surface de l'empreinte est directement amenée à l'ordinateur en valeur numérique correspondant à la position en x, y, z de la pointe du palpeur.

Le seul traitement qu'exige cette information est lié à l'imprécision électrique du système de mesure dans la pointe et le rayon du bout du palpeur car le point pris en compte est le centre de cette sphère.

4.4.1.3 Méthode par empreinte optique (ou méthode ondulatoire)

Elle peut être très rapide et précise. Des essais de micropalpage ont été testés en bouche mais ont tous conduit à des échecs. Seule cette méthode permet d'envisager une empreinte en bouche directement.

Le principe est de projeter sur l'objet un rayonnement et de mesurer ce que nous renvoie l'objet, c'est-à-dire la déformation imposée au rayonnement de référence.

En dentisterie, la C.F.A.O utilise deux types d'empreintes optiques.

4.4.1.3.1 Méthode par triangulation

Elle est directement dérivée de la vision oculaire. En dentisterie, il est possible de travailler avec la projection d'une onde et une caméra servant à garder la déformation de l'onde projetée. On peut aussi multiplier le nombre de caméras et de projections lumineuses pour augmenter la précision du système. Le principe des calculs permettant de connaître les points constituant la surface du modèle est identique quelle que soit la méthode de triangulation utilisée :

* **La méthode par projection d'un point lumineux et lecture par une caméra :**

Un point lumineux projeté sur la préparation balaie l'empreinte comme un micro-palpeur. Quand le point lumineux rencontre le modèle, il se reflète sur le pourtour (se déforme), comme le fait la position du micro-palpeur, et c'est ce décalage par rapport au rayon initial qui permet de connaître la position de chaque point de la surface du modèle.

Ce principe est appliqué pour le système **Diadem™**.

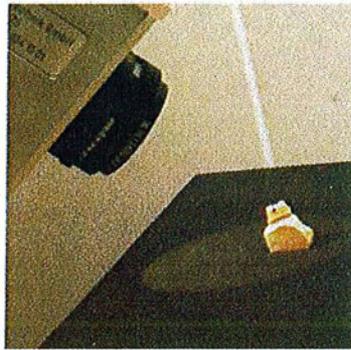


Figure 62 - *Prise d'empreinte par projection d'un point lumineux pour le système DIADEM, d'après documentation Diatomic (71)*

* **La méthode de projection d'une ligne lumineuse :**

Un ensemble de points lumineux alignés est projeté sur l'empreinte. Cette méthode est plus rapide car l'ensemble des points est lu en une fois, mais le capteur est plus complexe et le traitement d'images plus sophistiqué donc plus cher.

On retrouve ce système dans l'appareil **DSC®** et le **Cercon®**.

* **Projection d'un masque :**

Un ensemble de lignes parallèles noires et blanches de largeurs variables est projeté sur l'empreinte. Cette méthode est encore plus rapide puisqu'il suffit en général d'une projection

entre trois et cinq masques (ou lignes parallèles) pour trouver l'ensemble des points constituant la surface de l'objet dans l'espace.

C'est la seule méthode qui est transposable en bouche aujourd'hui.

Elle se retrouve dans les systèmes les plus perfectionnés que sont le **Digident[®]**, l'**Everest[®]** ou le **Lava system[®]**.



Figure 63 - Scannage du modèle : balayage de bandes blanches et noires de différentes tailles sur le modèle, d'après GOUPIL et GRYNFAS (39)

* **Système jouant sur la modulation de l'onde :**

C'est une variante de la méthode précédente. Elle est extrêmement précise et rapide et la plus connue est le moiré électronique.

Certains systèmes utilisent la modulation de l'onde lumineuse ou les niveaux de gris entre le niveau blanc et le niveau noir pour augmenter la vitesse et la précision de l'analyse. Le principe est de créer des interférences entre la lumière émise et la lumière réfléchie. La mesure de cette interférence permet de retrouver les trois dimensions et principalement la dimension Z.

Elle est utilisée dans le système **Cerec[®]**.

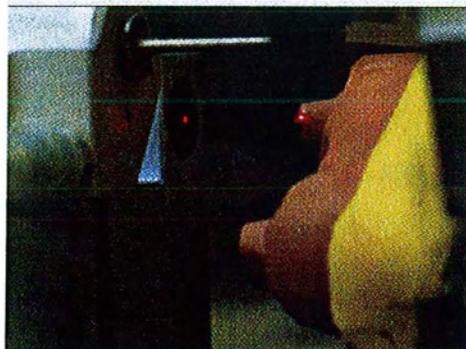


Figure 64 - Prise d'empreinte du système Cerec, d'après documentation Vita (116)

Une petite variante est utilisée par le système **Pro 50[®]** : les interférences ondulatoires mesurées sont réparties dans un faisceau chromatique permettant une reconnaissance des plans successifs dans l'espace en fonction des couleurs observées.

4.4.1.3.2. Méthode par temps de vol

Le principe est de mesurer le temps que met le rayon pour partir et revenir au niveau du récepteur. Plus le point est éloigné, plus le temps de vol est élevé.

L'intérêt de cette méthode est de permettre d'aligner le rayon incident et le rayon réfléchi alors que par la méthode par triangulation, un angle minimum de 8° est obligatoire pour obtenir une précision correcte. Cet avantage permet de résoudre les problèmes de projections d'ombres pénalisantes dans l'analyse des détails et des contre dépouilles.

Cette méthode est encore peu utilisée en dentisterie mais il existe des prototypes fonctionnels.

Plus la méthode est complexe, plus le traitement de l'image est sophistiquée ; la précision de la méthode n'est pas liée à la grosseur du point ou de la ligne lumineuse. La précision d'une méthode d'empreinte classique est autour de 20 à 50 microns comme une méthode par micro-palpation alors qu'une méthode d'empreinte optique peut descendre en dessous de 5 microns.

En revanche, le fait d'être obligé de corréler plusieurs vues pour avoir un seul objet sous toutes ses faces ramène la précision d'une empreinte optique autour de 20 microns.

C'est pour cette raison qu'il est encore nécessaire de fixer les modèles sur des supports et de les déplacer mécaniquement d'un angle à valeur connue.

Si la méthode optique prend indiscutablement le pas sur les autres méthodes, et occupera sans doute une place de choix dans les cabinets dentaires dans un proche avenir, la modélisation et l'usinage se développeront dans les laboratoires de prothèse.

4.4.2 L'étape de scannage

Il permet de relever les dimensions du support de la prothèse ou de la maquette prothétique elle-même.

Pour les procédés de CFAO les plus courants, les systèmes de scannage sont exclusivement optiques mais peuvent faire appel à différentes techniques :

- Scannage point par point (1 à 3mn par MPU)
- Scannage ligne par ligne (10s à 1mn par MPU)
- Scannage matriciel (1 à 5s par MPU)

Cependant, les évolutions logicielles ont permis à la plupart des systèmes de faire appel au **scannage matriciel**, ce qui assure un gain de temps.

En général, pour la plupart des systèmes (**Everest[®]**...), ce sont les MPU qui sont scannés, ce qui suppose qu'un modèle de travail en plâtre a été réalisé à partir d'une empreinte conventionnelle. Le scannage des MPU conduit à l'obtention d'un modèle de travail virtuel à l'écran de l'ordinateur sur lequel les maquettes virtuelles seront élaborées.

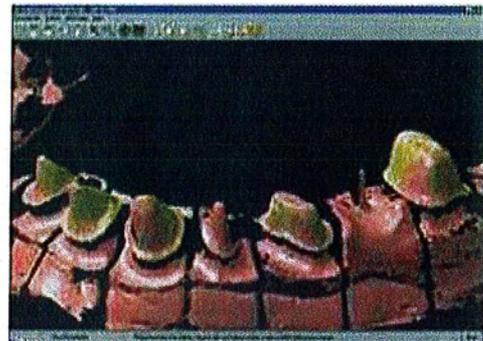
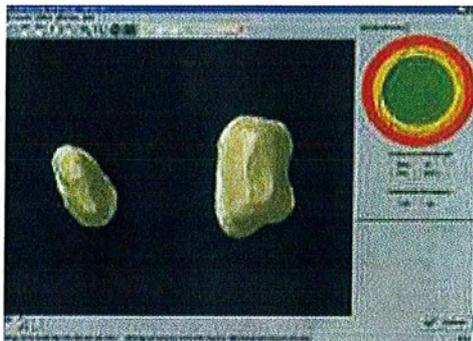


Figure 65 - *Scannage des MPU (image DCS) Modèle de travail virtuel (image DCS)*
d'après UNGER (113)

Pour d'autres systèmes (dont le **Cercon[®]** ou **Procera[®]**), le laboratoire élabore un modèle de travail par les méthodes traditionnelles, mais conserve la fabrication des maquettes en cire selon les techniques habituelles. Ce sont alors ces maquettes qui sont scannées.

Avec cette stratégie, le prothésiste reste le concepteur du travail réalisé mais ceci limite le gain global de la chaîne technologique de la C.F.A.O.

4.4.3 La modélisation des prothèses

Elle fait appel à la C.A.O : **Conception Assistée par Ordinateur** (pour les systèmes qui scannent directement le modèle en plâtre).

Après scannage, apparaît à l'écran d'ordinateur un modèle de travail numérique où sont positionnés très précisément les volumes des dents préparées (matérialisés par des MPU numériques), les limites cervicales et les zones édentées.

A l'écran, le modèle virtuel peut tourner dans tous les sens, pour être vu sous tous les angles et analysé en fonction de la prothèse à élaborer.

Un « info-prothésiste » se charge de concevoir l'armature sur l'ordinateur à partir d'une sorte de bibliothèque où sont répertoriées des préformes numériques aussi bien pour des chapes que pour des pontics de bridge et les connexions nécessaires.

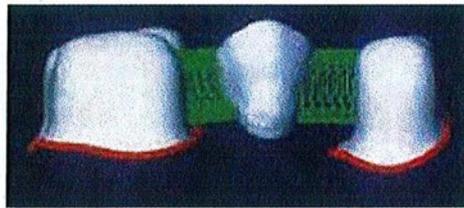


Figure 66 - *Modelage de chapes et inter de bridge et connexions, d'après UNGER (113)*

Ces préformes sont positionnées tour à tour sur les MPU, puis déformées par la souris pour être parfaitement adaptées aux limites cervicales, à l'épaisseur et à l'espacement choisis. L'opération est très rapide. En fin d'étape C.A.O, la maquette de la future prothèse apparaît à l'écran, ses dimensions étant parfaitement contrôlées et calculées par le logiciel. Le prothésiste de laboratoire peut, s'il le souhaite, lisser les bords de la maquette et réaliser quelques corrections.



Figure 67 - *Maquette numérique à l'écran (CEREC), d'après UNGER (113)*

La modélisation des faces occlusales est particulière car la morphologie dépend de l'antagoniste : elle ne peut donc pas se contenter des modèles présentés au sein de la bibliothèque.

Actuellement, certains systèmes permettent de scanner les faces occlusales de l'antagoniste et de rapprocher les deux modèles virtuels en occlusion. Une fois la maquette virtuelle validée (après correction éventuelle), le processus de fabrication peut être lancé.

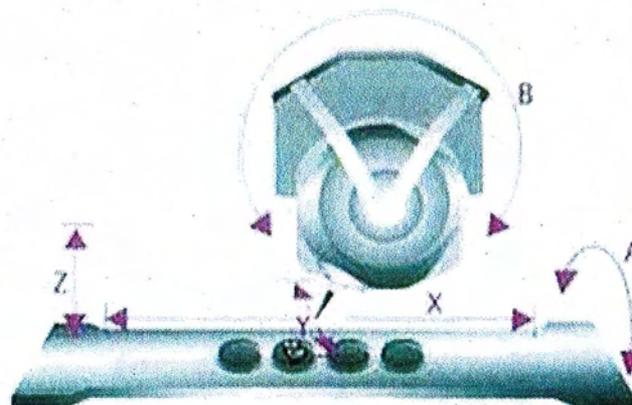
4.4.4 Usinage des prothèses par machine-outil

Ces machines pilotées par ordinateur sont constituées par un moteur qui entraîne une fraise qui découpe et sculpte la prothèse telle qu'elle apparaît à l'écran de CAO dans un bloc de zircone. Le déplacement de la fraise et du bloc est géré par un logiciel spécifique qui transforme les valeurs numériques de la maquette CAO en mouvement analogique.

Selon le degré de sophistication de la machine-outil, les prothèses obtenues sont plus ou moins complexes et surtout plus ou moins finies. En effet, il existe des machines trois axes pour des déplacements en trois plans :

- axe Z : déplacement vertical haut/bas,
- axe X : déplacement latéral droite/gauche,
- axe Y : déplacement d'avancement avant/arrière,

ainsi que des machines à cinq ou six axes.



Les 5 axes et leurs mouvements respectifs :

-  Les axes X, Y et Z correspondent aux déplacements horizontaux et verticaux dans l'espace
-  L'axe A correspond au mouvement de pivotement du plateau support et donc au mouvement de rotation des pièces.
-  L'axe B correspond au mouvement de rotation de la broche porte-outil

Figure 68 - Schéma de fonctionnement selon cinq axes de la fraiseuse-rectifieuse Everest®, d'après BODENMILLER (12)

Aux trois axes de translation classique (X, Y, Z), s'ajoutent deux axes de rotation :

- axe A : rotation du plateau portant les pièces en cours d'usinage, ce qui permet de les faire pivoter de 420°,
- axe B : rotation de la broche porte-fraises (pivotement de 240°).

Du fait que la fraise, avec une machine à cinq axes, est toujours placée de façon optimale par rapport à la pièce à usiner, la vitesse de coupe est mieux respectée. Ainsi, ceci se traduit-t-il par une meilleure qualité de surface de la pièce, une moindre usure des outils de coupe et des temps d'usinage plus courts.

Un autre aspect caractérise les machines à usiner ; il s'agit du nombre de fraises différentes disponibles (au moins une de dégrossissage et une de finitions) et de leurs dimensions, mais également de la capacité ou non à usiner simultanément plusieurs blocs de matériaux.

4.4.5 Les formes d'usinage de la zircone

4.4.5.1 La zircone frittée

Blocs de zircone HIP frittés denses : DCS Precident[®], Digident[®]

Ils permettent la réalisation d'armatures de bridge de 14 éléments.

Ce procédé exige plus de savoir-faire technique, mais produit un objet prêt à être recouvert de cosmétique, sans rétraction car fritté avant usinage. Ceci tolère une performance légèrement moindre de la part des logiciels de C.A.O.

Le matériau est qualitativement meilleur car soumis industriellement à un procédé de pressage isostatique à chaud (HIP) qui augmente la résistance mécanique et la translucidité, et surtout réduit fortement la plage de variation des caractéristiques mécaniques.

Extrêmement dur, il impose un usinage avec des machines-outils très performantes. Quant aux outils de meulage, ils doivent être très performants aussi, donc à turn-over rapide.

Ce matériau reste malgré tout très difficile à usiner.

4.4.5.2 La zircone préfrittée

Les coûts d'usinage (durée, usure des outils...) ont contraint les industriels à développer de nouvelles générations de matériaux sous forme de blocs préfrittés, pressés isostatiquement mais à une température inférieure à celle qui permet d'obtenir la densification totale du matériau.

On parle de zircone microporeuse ou crue plus tendre à usiner : zircone poly cristalline tétragonale partiellement stabilisée à l'Yttrium (Y-TZP).

* **Petits blocs de céramique secondairement infiltrés sous frittage supplémentaire :**

In-Céram Zirconia[®] (VITA) :

Leurs dimensions ne permettent pas d'envisager l'usinage de bridges de plus de trois éléments.

* **Grands blocs de céramique préfrittée à infiltrer :**

In-Céram Zirconia[®] (VITA) :

Leurs dimensions au format d'une carte de crédit permettent des bridges de plus de trois éléments.

* **Blocs de zircone (Y-TZP ou TZP.A) préfrittée et frittée après usinage :**

Cercon[®] (DENTSPLY) et LAVA[®] (3M ESPE) :

Ils autorisent des bridges de quatre ou cinq éléments.

4.4.6 Cuisson de frittage

Cette étape n'est pas nécessaire pour les pièces usinées en zircone HIP qui est déjà frittée, mais est indispensable pour les pièces en zircone Y-TZP.

Après usinage, l'Y-TZP, de consistance crayeuse est frittée une seconde fois à une température de 1300° / 1500°C pendant 6 à 7 heures pour lui donner ses qualités mécaniques optimales.

Lors de ce second frittage, la densification des grains conduit à une réduction de volume par **rétraction de 20 à 30%**, ce qui doit être pris en compte au préalable par les logiciels de CAO/FAO. (61)

Au terme du frittage, le prothésiste de laboratoire contrôle le travail de la machine-outil et affine au besoin l'ajustage cervical. Pour ces corrections délicates, il est préférable d'utiliser des **instruments diamantés**. Il est également primordial pour écarter les risques de microfissures et de surchauffe, de toujours meuler la pièce en la **refroidissant par un spray** et de ne pas trop appuyer sur la pièce avec l'instrument.

De même, afin de ne pas induire de tensions dans la céramique de recouvrement, il est recommandé de bien **arrondir les coins et les angles** de l'infrastructure. (18)

4.4.7 Les outils rotatifs adaptés au travail de la zircone (60)

4.4.7.1 Pour l'usinage

En général, les fraises sont spécialement conçues en fonction du matériau à usiner. Elles présentent des géométries spécifiques et un revêtement de haute résistance. La queue des outils est souvent renforcée. Les instruments peuvent être classés selon leur destination.

Pour les matériaux contenant de la zircone en adjonction, secondairement infiltrés de verre (In-Céram Zirconia), les zircons TZP préfrittés (Cercon, Lava,...) qui se comportent comme des matériaux crayeux, on fait appel à des fraises au **carbure de tungstène** de formes adaptées. Des fraises diamantées peuvent également être utilisées.



Figure 69 - Fraises Diamantées et Carbure de Tungstène pour le travail de la zircone pour le système Everest® (60)

La précision d'usinage est telle qu'elle doit tenir compte de l'usure des fraises. Dans un certain nombre de systèmes d'usinage, l'état d'usure est contrôlé par laser et les fraises sont automatiquement exclues du travail quand elles ne répondent plus aux données initiales.

Pour les zircons HIP, les outils **diamantés** sont seuls capables d'effectuer les fraisages programmés.

4.4.7.2 Pour les rectifications au laboratoire ou au cabinet

Les outils rotatifs peuvent être placés sur turbines ou pièces à main.

* La rectification des armatures au laboratoire :

Pour la séparation des pièces usinées des blocs de matériaux, les rectifications des bords cervicaux, l'amélioration éventuelle de l'homothétie des armatures, avant infiltration (pour l'In-Ceram) ou avant le frittage final des zircons TZP, on peut faire appel à des fraises au **carbure de tungstène** ou à des **disques meulettes diamantés**.

Les instruments diamantés dans la masse ne sont pas adaptés au travail de la zirconne. Il faut donc se tourner vers des outils ayant une nature de liant différente.

Pour les rectifications des armatures In-Ceram infiltrées, les armatures de zirconne TZP ou HIP, on fait appel à des **instruments diamantés pour turbine**, impérativement sous spray.

La Société Komet recommande d'utiliser des instruments à grains moyens (sans bague colorée) ou gros (bague verte).

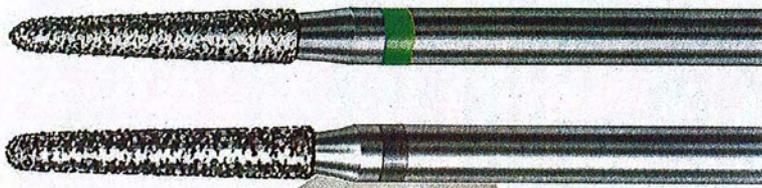


Figure 70- *Fraises Diamantées pour le travail de la zirconne, (60)*

L'idéal est de travailler sous une pression de 2 à 3 Newtons. En cas de pression trop faible, on observe une usure du diamant qui provoque un effet de polissage de la zirconne au lieu d'une abrasion.

On sait qu'il est extrêmement important de ne pas créer de micro-fissures en effectuant des fraisages inappropriés, en particulier dans la zone des connexions.

* Les rectifications au cabinet :

Elles sont autant que possible à proscrire sur les armatures usinées.

Il reste qu'en cas d'échec, le meulage de la zirconne ne peut se faire qu'avec des instruments diamantés sur turbine, avec les réserves déjà signalées.

4.4.8 La céramisation

La céramique cosmétique est montée sur les éléments usinés et frittés après que la précision d'adaptation sur le modèle de travail eut été contrôlée. Les pièces seront ensuite cuites dans un four traditionnel de laboratoire.

La céramique requise pour revêtir les chapes en zircone est réservée à la zircone et doit avoir des propriétés particulières compte tenu de ses spécificités en terme de dilatation de liaison, de réfraction, de réflexion interne. Plusieurs céramiques répondent à ces critères : **Cercon[®] Ceram Kiss** de Dentsply, **IPS e.max[®]** d'Ivoclar-Vivadent, **GC Initial Zr** de GC, **OPC 36** de Symphyse S.A., **Rondo** de Procera.

Selon les techniciens Dentsply, à la sortie du four de frittage, il n'est pas nécessaire de retoucher l'infrastructure en zircone avec un instrument rotatif.

Le fraisage lui a donné la rugosité requise pour une accroche optimale de la céramique de recouvrement. (18)

Pour BOURRELLY G. de Symphyse S.A., l'extrados de la chape en zircone doit être sablé à l'oxyde d'alumine à 50 / 75 microns avec une pression de cinq à six kilos, la buse tenue perpendiculairement à la surface ; ces conditions étant nécessaires pour obtenir une énergie cinétique capable de dépolir et d'augmenter la surface de liaison.

Au niveau biomécanique, afin d'éviter l'accumulation des contraintes dans les cycles de cuisson, le point de transition vitreuse est obtenu à une température basse.

4.4.9 Le scellement des restaurations céramiques à base de zircone (34)

4.4.9.1 Les produits de scellement/collage permanents

Ils sont en évolution constante ; on y rencontre des produits centenaires et des produits très innovants.

* **Les oxyphosphates de zinc (Crown and Bridge[®])** sont très anciens et encore très utilisés en prothèse métallo-céramique.

Ces ciments ne sont pas adhésifs, ni translucides, et présentent une acidité qui rend le scellement parfois douloureux sur dents vivantes. Ils sont relativement solubles en bouche.

- * **Les polycarboxylates (Durelon®)** à base d'oxyde de zinc, adhèrent chimiquement et n'entraînent pas de sensibilité sur les dents vivantes. Ils souffrent d'une faible résistance à la compression et de déformation plastique.
- * **Les ciments aux verres ionomères (Fuji I®)** présentent une adhésion chimique à la fois à la dent et aux métaux. Ils présenteraient également une tendance faible à la dissolution en bouche et une faible déformation plastique.
- * **Les ciments aux verres ionomères renforcés à la résine (Fuji plus®, Ketac Cem®)** ont une capacité d'adhésion chimique élevée, une bonne étanchéité et une faible solubilité en bouche pour un film de très faible épaisseur.
- * **Les ciments résines composites (Panavia®, Variolink®)** sont considérés par certains (26) comme le matériau de référence par le collage adhésif des restaurations esthétiques en céramique. Ces résines offrent les forces d'adhésion les plus fortes, sont pratiquement insolubles et présentent des teintes variées.
Elles ont l'inconvénient de nécessiter une manipulation complexe, faisant appel à des composants multiples et doivent être utilisées en contrôlant parfaitement l'humidité.
De plus, le film de ciment peut être relativement épais.
- * **Les ciments de scellement auto-adhésifs auto-mordancants (Rely X Unicem®)** présentent une forte adhésion y compris sur la zircone, de bonnes qualités mécaniques, la possibilité de faire appel à plusieurs teintes, et la possibilité de travailler en milieu humide.

4.4.9.2 Les traitements de surface des céramiques haute résistance

Ils peuvent être de plusieurs ordres

- Création de micro-rétentions pour abrasion à la fraise diamantée à l'intrados des armatures,
- Sablage à l'alumine sous 2,5 bars de pression,
- Attaque chimique à l'acide fluorhydrique,
- Traitement par silanisation,
- Traitement à la silice (Rocatec®).

4.4.9.3 Les recommandations

Pour les zircons, les traitements de surface semblent sans effet.

Il est proposé, par certains auteurs, de recourir au ciment résine Superbond[®] alors que d'autres envisagent un sablage/abrasion avec de l'alumine Al₂O₃ à 110 microns à 2,5 bars avant d'utiliser le ciment résine Panavia[®].

Divers travaux mettent en évidence les qualités du Rely X Unicem[®] auto-adhésif auto-mordançant pour les zircons TZP.

Outre ces maigres conclusions, la littérature appelle à plus de travaux validés sur des périodes cliniques plus longues.

Les fabricants de céramiques à haute résistance ou de moyens de scellement, quant à eux sont plus explicites et proposent souvent des indications et mises en garde.

Pour **VITA**, trois moyens de scellement sont recommandés pour les armatures In-Ceram[®] : l'oxyphosphate de zinc, les verres ionomères classiques ou le ciment résine Panavia[®]. En revanche, une mise en garde est faite à l'encontre des verres ionomères modifiés à la résine ou compomères.

Pour **DENTSPLY**, il est recommandé de pratiquer une micro-abrasion par sablage à l'alumine 110 microns à 3 ou 4 bars, avant d'utiliser soit un ciment oxyphosphate, soit un ciment résine Panavia[®]. Il est conseillé d'exclure les colles bi-composants conventionnelles.

Pour **3M ESPE**, il n'est pas nécessaire de pratiquer une micro-abrasion de l'intrados. Il faut éviter les ciments aux verres ionomères photopolymérisables, de même que les ciments oxyphosphates qui ne permettent pas d'obtenir le résultat esthétique optimal. Le meilleur scellement serait obtenu avec le Rely X Unicem[®] ou du ciment au verre ionomère renforcé à la résine (Kétac Cem[®]), pour les zircons TZP.

Bien qu'il ne soit pas utile de chercher un scellement par collage adhésif pour la zircone TZP, 3M ESPE conseille un traitement de surface par le système Rocatec[®] avant silanisation au cabinet.

Pour **GC**, comme pour **NOBEL BIOCARE** et la société **DIATOMIC**, le ciment au verre ionomère modifié à la résine Fuji Plus[®] est le seul conseillé.

A l'évidence, en terme de pérennité, le ciment traditionnel à l'oxyphosphate peut convenir même en l'absence de référence bibliographique validée. Pour compenser ses insuffisances esthétiques, divers choix alternatifs peuvent être envisagés, soit vers les ciments aux verres ionomères renforcés à la résine (Fuji Plus[®]), soit vers les ciments résine (Panavia[®]), soit vers un ciment auto-adhésif auto-mordant comme le Rely X Unicem[®].

La bibliographie ne fait nullement référence à des échecs de solidarisation qui seraient plus fréquents avec les armatures en céramiques de haute résistance.

Il faudra même, sans doute, s'interroger sur les difficultés ou les impossibilités de démontages des nouvelles prothèses scellés selon les procédures précédemment décrites.

4.5 Particularité des différents systèmes actuels pour la prothèse fixée conventionnelle unitaire ou plurale

La zircone est utilisée pour la réalisation de tous éléments prothétiques : du tenon à l'implant en passant par les chapes de couronnes, les piliers implantaires et les infrastructures de bridge de plus ou moins grande étendue.

Le caractère foncé et opaque des tenons métalliques nuit à la propagation de la lumière et confère aux tissus durs et mous environnants un aspect sombre et grisâtre en particulier lorsque le parodonte est fin. Une première possibilité est de céramiser un inlay-core métallique. Cela améliore profondément l'esthétique, mais ne supprime pas d'éventuels problèmes de corrosion et de biocompatibilité inhérents au métal. Pour pallier à ce problème, on utilise (depuis 1993) un **tenon en zircone (COSMOPOST[®])** sur lequel est pressée une céramique contenant de l'oxyde de zirconium (lingotin IPS Empress Cosmo[®] de chez IVOCLAR).



Figure 71 – L' inlay-core zircone, d'après Jacques SCHOUVER

L'utilisation de ce matériau pour la réalisation de faux moignons est discutable : le gain esthétique ne se justifie que lorsqu'une céramique très translucide doit les recouvrir et la réalisation au laboratoire est complexe et coûteuse.

Certes ce système assure la meilleure transmission de la lumière, donc assure le meilleur rendu esthétique également en comparaison à d'autres systèmes de faux-moignons à tenons radiculaires. Bien que leurs propriétés mécaniques soient excellentes, ils sont rigides et ces tenons en matériaux céramiques doivent être utilisés avec de grandes précautions. Il est recommandé d'utiliser ces tenons en zircone uniquement dans les cas de couronnes unitaires dans le secteur esthétique avec une épaisseur de structure dentinaire coronaire suffisante (collier d'au moins 2 mm de hauteur enserré par la couronne). Il est contre-indiqué chez le bruxomane pour éviter au maximum le risque de fracture radiculaire. (114)

D'après la littérature, ce système n'est encore pas assez fiable pour être considéré comme la norme. Nous nous attardons donc plus longuement sur les autres pièces prothétiques réalisées par CFAO à l'aide de la zircone.

4.5.1 Système totalement externe : Service *DIADEM*[®] de chez *DIATOMIC* (71)-(68)

Ce système est développé par la Société DIATOMIC, basée à Tarbes dans les Hautes-Pyrénées, qui met en forme et usine la zircone depuis plusieurs années pour diverses applications (horlogerie, micromécaniques, fibres optiques). Elle a créé depuis quelques années le service Diadem pour son département dentaire.

4.5.1.1 Particularités du système

- Nécessité d'aucun investissement : pas de consommables, pas de frais de maintenance, pas de personnel à former...
- Préservation de l'indépendance,
- Rapidité d'exécution (trois jours),
- Traçabilité des commandes qui conserve les données du processus de fabrication pendant 10 ans.
- Certification européenne.

4.5.1.2 Propriétés de la zircone utilisée

Il s'agit de la zircone **DIAZIR[®]**, zircone préfritée partiellement stabilisée avec des oxydes d'Yttrium (5.15% en poids (Y-TZP)).

La taille moyenne des particules de cette zircone varie de 0,3 à 0,5 µm.

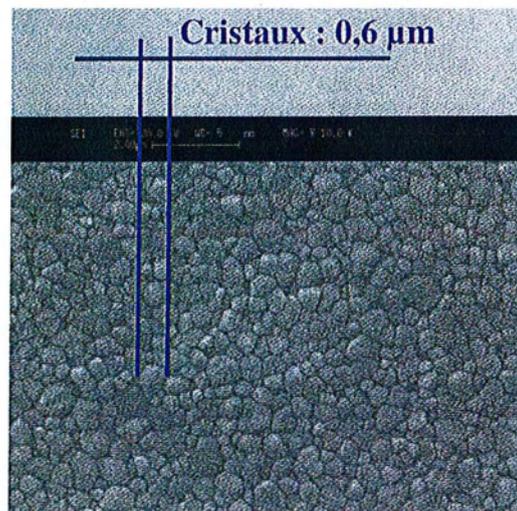


Figure 72 - Microstructure DIAZIR[®], d'après documentation DIATOMIC (71)

La zircone DIAZIR[®] est disponible en huit teintes qui correspondent au teintier VITAPAN[®] Classical en plus de la couleur blanche de la zircone naturelle, ce qui permet de se rapprocher le plus possible de la teinte de la dent d'origine.

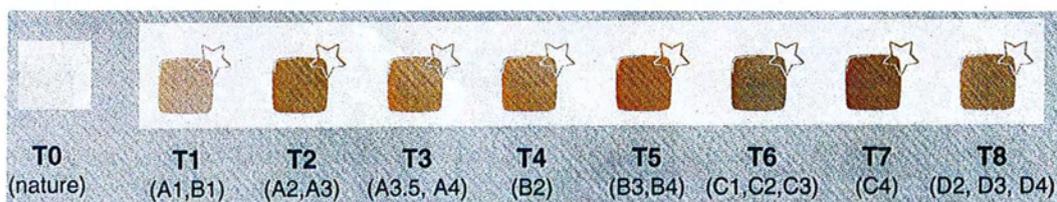


Figure 73 - Les 9 teintes différentes de DIAZIR[®], d'après documentation DIATOMIC (71)

Les propriétés physiques de la zircone DIAZIR® :

- Densité : 6 g/cm³,
- Résistance à la flexion : 1050 (pour la teinte TO) à 1200 MPa (de T1 à T8),
- Résistance à la compression : 3400 MPa,
- Dureté Vickers : 1150 HV,
- Module d'élasticité : 220 GPa,
- Ténacité : 8 à 10 MPa.m^{1/2},
- CDT : 10,2.

La composition chimique de la zircone DIAZIR® :

- ZrO₂ + HfO₂ + Y₂O₃ : > 99 %,
- Al₂O₃ : < 0,5 %,
- Autres oxydes : < 0,5 %.

4.5.1.3 Indications

Comme tous les systèmes suivants les indications concernent les couronnes unitaires et les bridges de 3 éléments.

4.5.1.4 Précautions à respecter

- **Préparation du moignon :**

Elle est sensiblement identique pour tous les systèmes.

- Aucune contre dépouille ; l'angle de dépouille est optimal de 3 à 6 degrés.
- Aucune arête vive et tout doit être arrondi.
- Epaisseur des parois du moignon : ≥ 1mm,
- Congé large ou épaulement à angle interne arrondi : 1 à 1,5 mm (0,4 pour la chape et 0,6 pour le revêtement),
- Réduction occlusale : 1,5 à 2 mm
- Réduction proximale et linguale : 0,8 à 1,2 mm. (Pour les dents postérieures, la préparation occlusale ne respecte pas la règle de réduction homothétique stricte des cuspidés mais requiert l'ouverture de l'angle formé par les pans cuspidiens internes pour permettre une lecture parfaite lors de scannage).

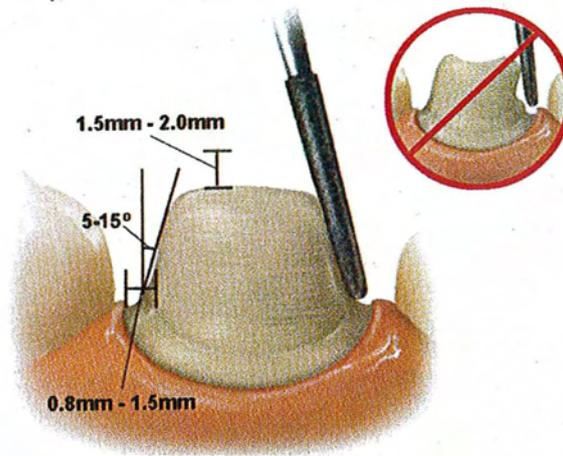


Figure 74 - Préparation du pilier, d'après documentation Nobel Biocare (70)

• **Traitement du modèle au laboratoire :**

Le modèle est réalisé à l'aide de plâtres extra durs, clairs, non brillants, exempts de restes d'huile de silicone.

La préparation du modèle est restreinte :

- Réalisation de dies unitaires à scanner.
- La gorge périphérique sous la limite de préparation, le vernis espaceur, le vernis durcisseur ne sont pas nécessaires.

Pour la réalisation de chapes par coping, l'épaisseur minimale sans vernis espaceur est :

- de 0,3mm pour une dent antérieure,
- de 0,4mm pour une dent postérieure.

Pour la réalisation de chapes homothétiques, ce qui est préférable pour une épaisseur de reconstruction importante, le prothésiste de laboratoire réalise au préalable une maquette en cire. Cette maquette comprend l'épaississement de la chape en zircone plus le jeu de scellement de 70 microns.

- Pour un élément unitaire, l'épaisseur minimale de cire est de 0,4mm pour une dent antérieure et de 0,5 mm pour une dent postérieure.
- Pour un bridge, l'épaisseur minimale de cire est de 0,5 à 0,6 mm. Les connexions antérieures en losange font 6mm^2 ($2 \times 3\text{mm}$) au minimum ; en postérieur, de forme triangulaire, elles font au moins 9mm^2 ($3 \times 3\text{mm}$).

Le système DIADEM étant totalement externe, les informations sur la conception au sein de la Société DIATOMIC sont confidentielles et non communiquées.

4.5.2 Systèmes décentralisés

4.5.2.1 Le système PROCERA® de NOBEL BIOCARE™ (55)- (110)- (93)

Conçu et commercialisé par M. ANDERSSON et A. ODEN en 1993, le concept Procera® a été inspiré par l'utilisation, avec P.I. BRÄNEMARK, du titane en implantologie.

En effet, pour les initiateurs de cette technique, il s'agissait de réaliser des constructions en titane hautement biocompatibles. Les connaissances issues de ces techniques, combinées à la maîtrise du maniement sous pression des poudres de céramique, ont abouti à la réalisation de cupules en alumine puis en zircone plus récemment pour la réalisation de couronnes entièrement céramique. Depuis 1994, plus de cinq millions de restaurations Procera® ont été produites et posées dans 50 pays qui font partie du réseau Procera®.

4.5.2.1.1 Particularités du système

Avec PROCERA®, la confection du maître modèle et du scannage se font au laboratoire, la CAO et la FAO se font au centre d'usinage en Suède ; la pièce prothétique est réexpédiée au laboratoire pour le montage du cosmétique.

4.5.2.1.2 Propriétés de la zircone utilisée

Il s'agit de la PROCERA® Zirconia Y-TZP. Elle est brute et ne peut pas se teinter actuellement, mais le principe de coloration est à l'étude à ce jour (Blocs de zircone aux teintes VITA).

Les propriétés physiques de la Procera® Zirconia Y-TZP :

- Densité : < 6,05 g/cm³
- Taille du grain : > 0,5 µm
- Dureté VICKERS : 1200 HV
- Température de fusion : 2700 °C
- Résistance à la flexion : 1121 MPa
- Module de Young : 210 GPa
- Résistance à la fracture : 10 MPa.√m
- CDT : 10,4 (10⁻⁶/°C)

La lecture débute au sommet de la préparation. Une donnée est enregistrée à chaque degré de rotation autour des 360° de la circonférence du MPU. Pendant chaque rotation, la sonde descend de 200µm de façon continue et automatique. L'opération est arrêtée lorsque la sonde est passée sous la limite cervicale.

On obtient ainsi un mouvement hélicoïdal enregistrant, selon la surface de la dent préparée, entre 10 000 et 30 000 valeurs.

Une jauge de contrôle permet de tester régulièrement la fiabilité du scanner dont l'extrême précision a été établie par PERSSON et Coll. (79)

Cette procédure, qui dure entre trois et cinq minutes selon les cas, s'arrête automatiquement lorsque l'intégralité des données a été enregistrée.

Celles-ci sont alors transférées vers un PC et constituent le dossier informatique qui sera expédié par Internet en Suède chez NOBEL BIOCARE après l'élaboration de la chape virtuelle par le prothésiste sur l'écran d'ordinateur.

Cette chape est réalisée selon deux méthodes :

- soit par l'utilisation du logiciel PROCERA® Cadd (Computer aided dental desing),
- soit par l'intermédiaire d'une maquette en cire de la chape élaborée au laboratoire et dont la forme de contour externe est également numérisée.

Cette technique, appelée « double scannage » est utilisée lorsqu'il semble nécessaire de compenser des porte-à-faux trop importants (notamment dans certains cas de restaurations antérieures), ou pour soutenir les crêtes marginales dans les secteurs postérieurs.

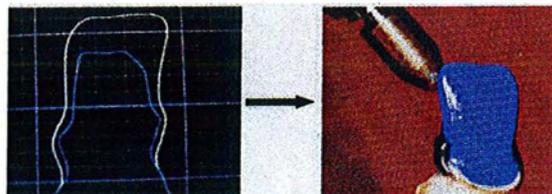


Figure 76 - Réalisation d'une infrastructure par la technique du « double-scannage »,
d'après TREVELO (110)

Grâce au logiciel permettant d'agrandir fortement la zone cervicale de la préparation et aidé d'une mire permettant de visualiser la ligne de plus grand contour, le prothésiste peut tracer la limite de préparation qui matérialise très précisément le bord de la coiffe.

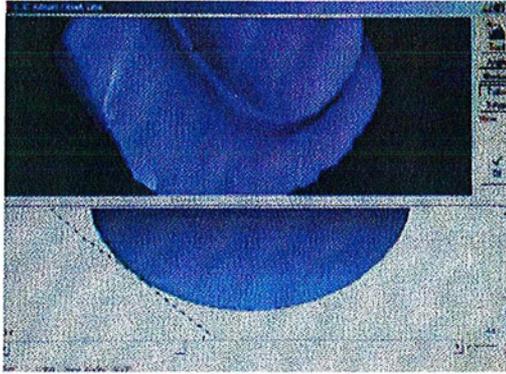


Figure 77 - Tracé de la limite cervicale, d'après TREVELO (110)

Lorsqu'il utilise le logiciel Cadd, le prothésiste détermine l'épaisseur de la chape (0,4mm pour une exigence esthétique particulière ou 0,6mm pour une couronne) ainsi que l'angle d'émergence cervical (on peut le faire varier de 1 à 25 degrés).

Quelle que soit la méthode employée (logiciel Cadd ou « waxing ») il est possible de visualiser le dessin définitif de la chape en 3D à l'écran et de « zoomer » sur une région marginale pour en vérifier la bonne adaptation. Le fichier est alors enregistré dans l'ordinateur et prêt pour la transmission via modem à la station de production en Suède (Stockholm) pour l'Europe ou aux USA (New-Jersey).Après transmission des informations, le délai de fabrication et de transport est généralement de 48 heures.

A l'unité de production, la première étape de réalisation de la chape est l'élaboration d'un nouveau modèle de travail agrandi dont la composition est tenue secrète par Nobel Biocare® pour compenser la rétraction volumique de la zircone durant sa phase ultérieure de cuisson (25%). La chape est alors usinée dans des blocs de Procera® Zirconia Y-TZP à partir des données envoyées par le prothésiste, puis frittée. Elle est alors adaptée de façon adéquate sur le modèle de travail du laboratoire.

Avant le montage de la céramique cosmétique type NOBEL RONDO™ Zirconia, il est conseillé de réaliser un essai clinique de la chape (surtout s'il s'agit d'un bridge) pour valider le travail.

4.5.2.2 Le système PRO 50 de chez CYNOVAD (16)-(80)-(99)

La Société CYNOVAD, depuis 2001, offre une formule de CFAO dentaire en Europe (depuis 1998 aux Etats-Unis). Ce système fonctionne comme le système Procera[®] : les centres d'usinage sont délocalisés au CANADA (Montréal) pour les travaux des USA et en FRANCE (Dijon) pour l'Europe. Depuis sa création, plus de 40 systèmes sont déjà en fonction dans le monde, dont une vingtaine en France.

4.5.2.2.1 Propriétés de la zircone utilisée

L' **In-Céram Zirconia[®]** est utilisé pour l'unitaire jusqu'au bridge 3 éléments en antérieur comme en postérieur. Ses particularités seront décrites avec le système Cerec[®] In-Lab

Le **Zirkon^{HIP}** est fait à partir de dioxyde de Zirconium stabilisé à l'Yttrium sous haute pression isostatique. Il ne requiert donc pas de frittage après l'usinage à l'état dur. Ce matériau est garanti six ans contre la fracture. Il est utilisé pour l'unitaire jusqu'au bridge 4 éléments.

Le **Zirkon^S** est fait de dioxyde de Zirconium stabilisé à l'Yttrium, préfritté. Ce matériau est garanti cinq ans contre la fracture. Il est utilisé pour l'unitaire et jusqu'au bridge 3 éléments.

Les propriétés physiques :

- Taille des grains : < 0,5 μm
- Ténacité à la rupture : 9-10 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
- Résistance à la flexion : 1000 – 1300 MPa
- CET : $10,6 - 10^{-6} / \text{K}$
- Densité : 6,08 g/cm^3
- Module d'élasticité : 200 GPa
- Dureté : 1000 – 1300 Vickers.

Leur composition chimique :

- $\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3 > 99 \%$ (dont $\text{HfO}_2 < 5\%$ et $\text{Y}_2\text{O}_3 = 5,15 \pm 0,2 \%$)
- $\text{Al}_2\text{O}_3 < 0,05 \%$
- $\text{SiO}_2 \geq 0,1 \%$
- $\text{Fe}_2\text{O}_3 \geq 0,1 \%$
- $\text{Na}_2\text{O}_2 \geq 0,1 \%$

4.5.2.2 Etapes de réalisation d'une pièce prothétique avec le système PRO 50

A la façon du système PROCERA, le système PRO 50 comprend un **capteur optique 3D Pro 50^{MC}**. Celui-ci est capable de numériser (par la technique du codage chromatique) simultanément jusqu'à 24 préparations par session, les antagonistes, une arcade complète avec des modèles en plâtre traditionnel. La numérisation d'une préparation dure moins de 30 secondes.

Il comprend également un ordinateur PC et une suite logicielle **Neo Design** (pilotage du capteur, conception des prothèses dentaires, traitement de plusieurs chapes en une seule session, gestion du Pro 50...).

Le logiciel Pro 50 proprement dit permet la conception de la prothèse comme les logiciels décrits précédemment, avec un articulateur et du papier à occlusion virtuels pour gérer l'occlusion statique et dynamique.

Une fois la chape validée, le dossier informatique est transmis au **Centre de production CYNOVAD** via Internet. Grâce à cette connexion, chaque étape de fabrication peut être suivie en temps réel.

Le délai de livraison est de 48h maximum pour les couronnes unitaires (produites en France) et de 96h maximum pour les bridges (produits au Canada).

4.5.3 Systèmes mixtes

4.5.3.1 Le système DigiDENT[®] de la Société GIRRBACH (39)-(85)-(86)

La technologie DigiDENT n'est pas délocalisée. L'équipement complet est au même endroit et se compose d'un scanner Digiscan[®] de type optique à bandes de lumière blanche, du logiciel de capture optique Hintel Optique, du logiciel de modelage Hintel Modelling, de l'unité d'usinage 4 axes DigiCut[®] et évidemment d'un ordinateur dont les caractéristiques sont très particulières.

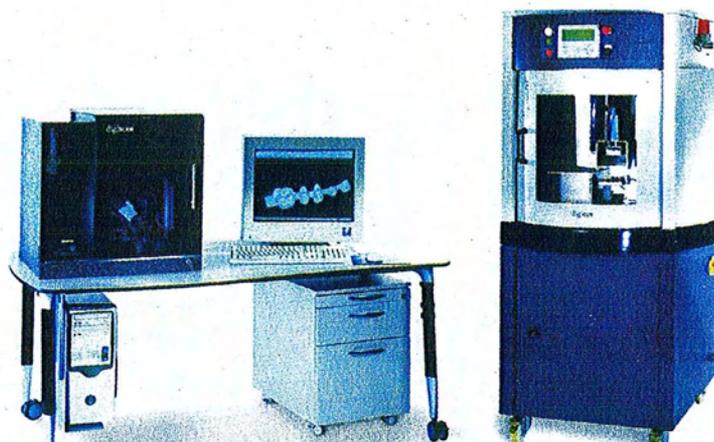


Figure 78 - Système DigiDENT[®] complet, avec scanner, unité de C.A.O. et unité d'usinage, d'après GOUPIL et GRYNFAS (39)

Avec ce système, plusieurs matériaux sont usinables : composite, titane, In-Ceram Alumina[®] et Zirconia[®] et la zircone.

4.5.3.1.1 Propriétés des zircons utilisées

L'In-Ceram Zirconia[®] sera décrite plus tard avec le système Cerec In-Lab.

4.5.3.1.2 Indications

L'**In-Ceram zirconia** permet la réalisation de petits bridges surtout postérieurs (avec des connexions d'au moins 16 mm² (4x4 mm)).

La **zircone** est indiquée pour des restaurations unitaires antérieures et postérieures, mais également pour des bridges de longue portée.

4.5.3.1.3 Déroulement du travail

L'empreinte est coulée dans un plâtre clair pour optimiser le scannage.

Le scanner **Digiscan[®]** fait appel à un logiciel spécifique Hintel Optique[®]. Le modèle est placé à l'endroit qui lui est réservé (cercle bleu) incliné à 45° sur une base elle-même articulée (en rotation horizontale sur 360°). Le porte-modèle a une rotation inclinée également de 360°.

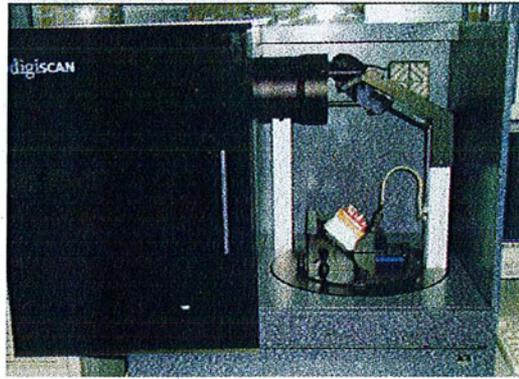


Figure 79 - *Modèle installé dans le scanner DigiSCAN, d'après GOUPIL et GRYNFAS (39)*

Un stéréoscope à bandes de lumière blanche (cercle jaune) éclaire le modèle. Une caméra haute résolution (cercle rouge) enregistre toutes les coordonnées des déformations obtenues par les différences entre les bandes de lumière blanche et les bandes d'ombres noires.



Figure 80 - *Scannage du modèle : balayage de bandes blanches et noires de différentes tailles sur le modèle, d'après GOUPIL et GRYNFAS (39)*

La caméra se déplace en translation horizontale dans un angle de 90° . Tous ces mouvements combinés permettent à la caméra CCD de filmer, sous tous les angles, le modèle pour en avoir une image en 3D. La précision de ce scanner est de deux millions de points au cm^2 , espacés de moins de 8 microns.

Un complément au logiciel permettant une simulation virtuelle de l'articulateur ARTEX est disponible pour scanner et utiliser l'antagoniste pour la réalisation des travaux prothétiques.

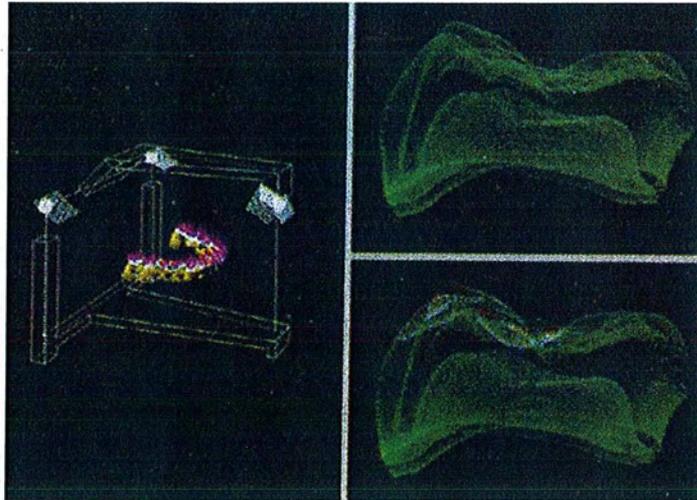


Figure 81 - *Articulateur virtuel de l'unité du DigiSCAN[®], d'après GOUPIL et GRYNFAS (39)*

L'unité de CAO utilise le logiciel Hintel Modelling[®] qui offre les paramétrages et réglages habituels (épaisseur minimale de la prothèse, épaisseur de la laque d'épaisseur virtuelle, distance entre la laque et la limite cervicale, épaisseur du bord cervical ainsi que son angulation, type et forme du moignon) grâce à une bibliothèque.

Une fois la pièce virtuelle choisie, elle peut pivoter dans tous les sens pour visualiser et contrôler l'extrados et également l'intrados des armatures.

Pour les bridges, les connexions sont placées à ce moment-là et l'usinage est paramétré.

Le bloc de zircone est mis en place dans l'unité d'usinage Digicut[®], semi-automatique à 4 axes pouvant faire appel à 16 outils. Les données informatiques sont sitôt transmises à cette machine-outil.



Figure 82 - *L'unité d'usinage DigiCUT[®], d'après GOUPIL et GRYNFAS (39)*

La lubrification commence ; le porte-outil va chercher la première fraise et commence l'usinage automatique de l'armature...

A la fin, les tiges de liaison sont coupées, l'adaptation de la pièce usinée sur le modèle de travail est vérifiée, puis la céramique adaptée est montée.

4.5.3.2 Le système DCS PreciDENT® de la Société DCS-Dental A.G. (40)-(56)

Ce système complet et autonome, sur le marché depuis 1989, est adapté à un laboratoire de taille moyenne voulant assurer sa propre production et/ou servir de centre d'usinage par sous-traitance. Depuis sa création, il a constamment évolué et est conçu dans une optique de constant développement avec une très grande polyvalence. Il permet le scannage, la CAO et l'usinage de tous les types de prothèses fixées et l'utilisation de tous les matériaux exploités en prothèse dentaire selon des procédures très automatisées.

Le DCS Precident® est présent dans le monde entier et distribué en France par la Société Schreuder & Co depuis 2000. C'est un système mixte qui équipe plus de 300 laboratoires dans le monde dont une petite dizaine en France.

4.5.3.2.1 Propriétés des zircons utilisées

Depuis 1995, VITA fournit à DCS Dental AG des blocs préformés VITA In-Ceram® Zirconia préfrittés pour le système PRECIDENT® : **VITA In-Ceram® Zirconia-Blanks for DCS**. Les propriétés de ce matériau et sa mise en œuvre sont décrites par la suite.

Le **DC Zirkon®** est une céramique de dioxyde de zirconium stabilisée à l'yttrium, produite par la Société Métoxit en Suisse qui fabrique depuis plus de 10 ans des prothèses de hanche en zircone. La céramique est soumise industriellement à un procédé de compaction isostatique à chaud (HIP). On parle d'oxyde de zircone polycristallin tétragonal stabilisé « hipé » : ZrO₂ TZP BIO-HIP.

Les propriétés mécaniques sont :

- Porosité : 0 %
- Densité : $\geq 6,08 \text{ g/cm}^3$
- Taille moyenne des grains : $< 0,5 \mu\text{m}$ (d'après Metoxit)
- Résistance en flexion : 900 MPa
- Module de Young : 210 GPa
- Résistance à la compression : 2 GPa

- Résistance à la fracture : 7,10 MPa.m⁻¹
- Dureté Vickers : 1200 HV
- CET : 11.10⁻⁶/K

Sa composition chimique est :

- ZrO₂ + HfO₂ : > 94,65 %
- HfO : < 2 %
- Y₂O₃ : 5,30 %
- Al₂O₃ : < 0,005 %
- Autres : < 0,003 %

4.5.3.2.2 Indications

L'**In-Ceram Zirconia** conserve les indications déjà décrites.

Le **DC-Zirkon** est utilisé pour couronnes unitaires et petits bridges antérieurs et postérieurs, mais surtout pour les bridges de grandes envergures (depuis 1998, jusqu'à 14 éléments).

4.5.3.2.3 Déroulement du travail

Le maître modèle est toujours coulé en plâtre clair, sans Die Spacer ni vernis, pour absorber la lumière et non la diffuser. Chaque moignon qui doit recevoir une couronne est détourné sous la limite de la préparation (groupe de 0,5 à 1mm).

Le **DCS Preciscan**[®] est un scanner optique sans contact, indépendant qui permet de scanner en une seule opération plusieurs bridges et couronnes (jusqu'à 14 éléments). Il peut être relié au logiciel de C.A.O. ou être indépendant de celui-ci. Dans ce cas, les informations sont transmises par modem à un autre laboratoire qui réalise la conception et la fabrication des pièces prothétiques.

Son principe repose sur la projection d'une ligne laser sur l'objet à scanner associée à la prise de vue dans un certain angle par une caméra CCD. Le faisceau d'une diode laser est focalisé puis transformé en une ligne par un ensemble de lentilles qui est projetée sur l'objet à scanner.

Une caméra CCD munie d'un objectif télécentrique (qui ne déforme pas l'image) enregistre le profil que cette ligne dessine sur l'objet grâce à l'angle formé par le faisceau laser et l'axe de vue de la caméra.

Les MPU destinés à recevoir les armatures sont disjoints du modèle et placés sur des supports fixes qui facilitent le repérage des pièces pendant le scannage.

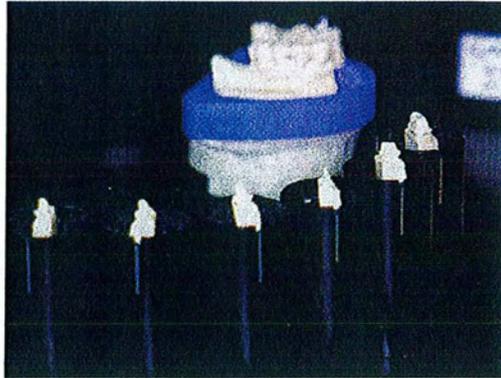


Figure 83 - *Modèle de travail placé selon des repères précis dans le PRECISCAN[®], d'après GOURRIER et Coll. (40)*

Après chaque prise de vue, l'objet est déplacé linéairement, tous les côtés de l'objet sont ainsi scannés et les différentes vues sont assemblées mathématiquement. On obtient en moyenne 250 000 à 1,5 millions de points qui permettent de reconstruire mathématiquement l'objet scanné en 3D.

L'angle entre la caméra et le faisceau laser forme des « zones d'ombre » empêchant de mesurer certaines parties du modèle, surtout si les moignons sont réservés. Pour pallier à ce problème, après le scannage du modèle de l'arcade, chaque die qui doit recevoir une couronne va être scanné séparément. Pour enregistrer chaque angle et chaque partie du moignon, le réceptacle dans lequel est déposé le moignon tourne sur lui-même.

Le scannage successif des différents moignons se fait en une seule opération. Les données individuelles de chaque moignon, enregistrées sont ensuite repositionnées mathématiquement au sein de l'arcade par un procédé de « matching ».

(Il y a la possibilité de réaliser le scannage de wax-up et de mordure pour la prise en compte de l'occlusion lors de la conception et de la réalisation des dents anatomiques).

Le temps de scannage est de 5 à 10 minutes pour trois éléments.

La modélisation se fait par le biais du logiciel de **CFAO DCS DENTFORM[®]** qui gère l'ensemble du système et traite les informations reçues du scanner.

Ce logiciel permet d'élaborer à l'écran de l'ordinateur une maquette numérique qui reproduit en images 3D toutes les caractéristiques d'une maquette en cire classique (adaptation aux limites de

préparation, détermination de l'axe d'insertion, adaptation à la morphologie antagoniste...). Il permet aussi de modéliser les chapes, les renforts, les intermédiaires, les connexions après avoir paramétré son logiciel (épaisseur de chape, espace ciment).

L'élaboration d'une chape dure 3 à 4 minutes au terme desquelles on peut contrôler à l'écran l'adaptation des prothèses numériques sur le modèle numérique et faire de petites corrections.

La CAO est indépendante des autres unités et peut fonctionner pendant que le scanner et la fraiseuse sont occupés à d'autres tâches.

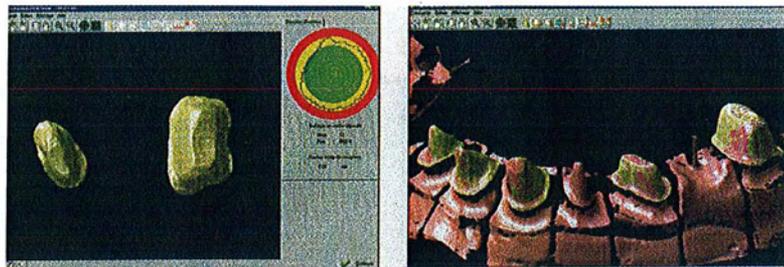
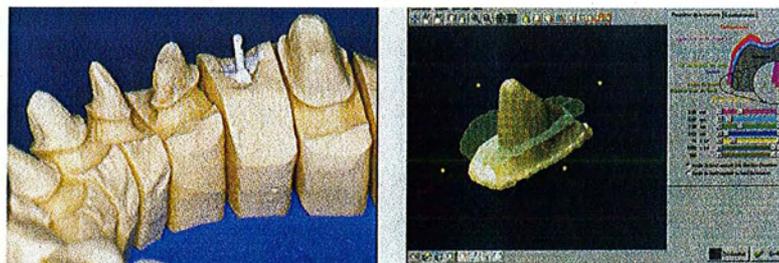


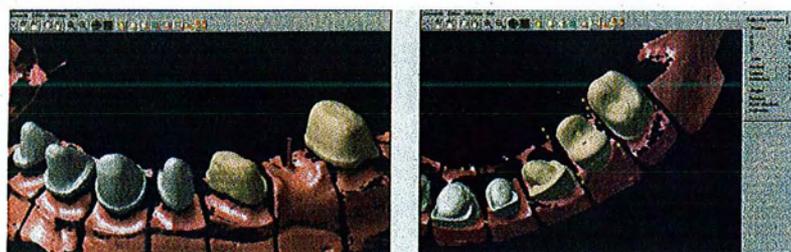
Figure 84 - Images brutes de scannage sur l'écran de C.A.O.

Modèle de travail reconstitué à l'écran de C.A.O.



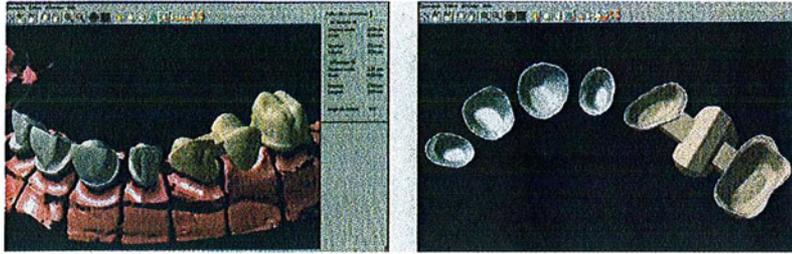
Détourage et fractionnement, forme de crête édentée

Analyse du profil de la préparation pour l'élaboration de la chape



Proposition de chapes standards sur les moignons

Choix de la pontique de bridge



*Mise en place des
connexions du bridge*

*Vue des chapes par l'intrados
pour contrôler l'adaptation*

d'après GOURRIER et Coll. (40)

Un programme complémentaire permet de voir le travail scanné tel qu'il sera usiné (Dent simulator).

Quand tout est validé, le processus d'usinage peut débuter avec le DCS PRECIMILL[®], unité de fraisage autonome.

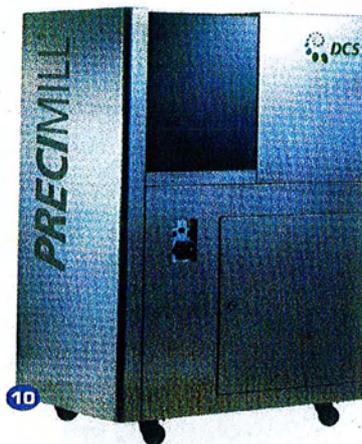


Figure 85 - Machine PRECIMILL[®], d'après GOURRIER et Coll. (40)

Cette machine à commande numérique travaille selon trois axes (mais bientôt cinq) à traction linéaire de haute précision.

Les vitesses de rotation peuvent atteindre 60 000 tours à la minute et les puissances disponibles jusqu'à 1,5 kW : ceci permet de travailler les matériaux les plus durs tout en conservant ses caractéristiques de précision exceptionnelle (5 microns).

Ce centre d'usinage à commande numérique intégrée est presque totalement automatique. Dès lors que les blocs de matériaux correspondant aux prothèses souhaitées ont été installés,

l'utilisateur n'a plus à se préoccuper du choix des outils, des vitesses et conditions d'usinage. Tout est géré par le logiciel lui-même.

La machine peut recevoir simultanément deux blocs de matériaux différents pour bridges complets (14 éléments). Chaque bloc est identifié pour la traçabilité et est réutilisable tant que son volume résiduel permet d'y trouver la place pour de nouvelles prothèses.

Les outils de fraisage peuvent être de 12 types différents, adaptés aux formes de travail et matériau programmés, la machine se chargeant elle-même de leur gestion et leur changement (fraisage, meulage, fraises carbures, outils diamants...), et de compenser leur usure.

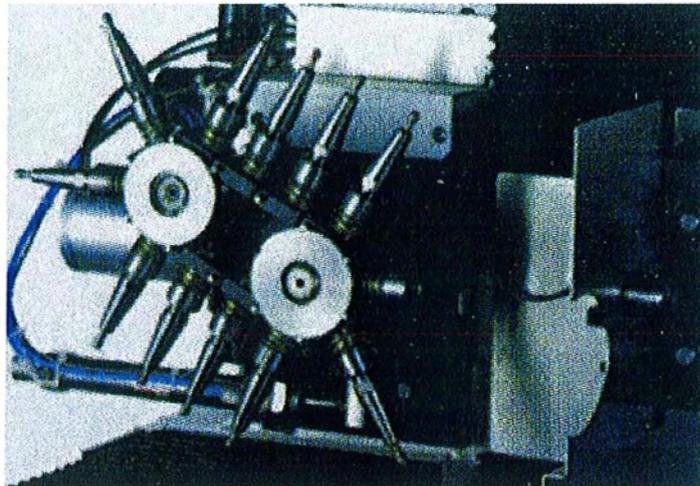


Figure 86 - Porte-instruments automatique du PRECIMILL[®], d'après GOURRIER et Coll. (40)

Les préformes sont montées sur un support à retournement automatique : les deux côtés de deux préformes sont usinés simultanément ; Precimill[®] peut donc usiner jusqu'à 25 à 30 unités en une seule opération, de façon autonome et sans intervention humaine. Le temps d'usinage est très variable :

40 minutes pour un élément In-Céram[®]

105 minutes pour un élément en DC-Zirkon (HIP).

Le DCS Precimill[®] usine des chapes avec une excellente adaptation marginale (33 microns \pm 20) en comparaison avec la limite cliniquement acceptable qui est de 100 microns.

La durée de finition manuelle est de 15 minutes par élément pour le DC-Zirkon. La zircone HIP du DC-Zirkon est à l'issue de l'usinage, à la dimension finale de la prothèse et ne nécessite aucun frittage final. La résistance exceptionnelle de la zircone HIP réserve son usinage à des machines très puissantes mais permet d'obtenir des armatures de très grands bridges, jusqu'à des bridges complets monoblocs.

La DC-Liner® disponible en quatre couleurs est un produit qui donne un aspect naturel et fluorescent aux infrastructures en DC-Zirkon® pour des restaurations hautement esthétiques (Z1 -> Z4 suivant la teinte de base voulue).

Pour parfaire le travail, le prothésiste peut être amené à utiliser un correcteur de marges thermoplastique, le DC Cor®, dont la couleur et la translucidité correspondent à l'infrastructure. Il sert à de petites corrections et non à la construction de toute une marge.

La cuisson du DC Cor® peut être combinée avec celle du DC Liner®.

4.5.3.3 Le système EVEREST® de KAVO (27)-(32)-(51)

C'est un système CAD-CAM tout intégré, global où les quatre composantes indépendantes qui le constituent sont centralisées au laboratoire.

Le déroulement des étapes de CFAO du système est identique aux autres systèmes décrits. L'**Everest® Scan** commence par scanner la géométrie du modèle en plâtre spécial placé sur le support et fixé sur le plateau pivotant (verticalement et horizontalement) du scanner. La scannérisation par masques de la préparation ou de la maquette en cire se fait en quatre minutes pendant lesquelles une caméra CCD enregistre en 3D tous les contours de l'original à l'échelle 1 et les convertit en données numériques.

Avec une précision de 20 microns, le scan obtenu est une copie conforme à l'original (de l'élément unitaire à l'arcade complète).

L'étape de CAO est réalisée grâce au module « CAD » pour une construction virtuelle facile en 3D.

Puis le **module «CAM»** permet la fabrication de la pièce adaptée à l'indication.

Il calcule automatiquement les données de fraisage pour l'indication prévue et tient compte des caractéristiques du matériau choisi en réglant la vitesse de rotation et la vitesse de l'outil de coupe. Il indique la taille du plot convenant le mieux.

L'unité de fraisage **Everest Engine** insonorisée et anti-vibrations a cinq axes :

Axe X	:	250 mm
Axe Y	:	100 mm
Axe Z	:	70 mm
Rotation du porte-pièces	:	420°
Rotation de la broche porte-outil	:	240°



Figure 87 - *Le système Everest®*

Le porte-pièces accueille quatre pièces pour des restaurations unitaires ou deux pièces pour petits bridges.

Pour une parfaite fixation du plot à l'intérieur de l'insert, il est bloqué avec une résine spéciale. L'insert est ensuite monté sur la plaque porte-pièces. L'Engine commence alors à réaliser l'intrados.

Le porte-outil est une double électro-broche qui peut recevoir un outil de dégrossissage et un outil de finition : le changement se fait automatiquement lors de l'usinage.

La pièce usinée est alors frittée dans l'Everest® Therm à 1450 °C.

4.5.3.3.1 *Caractéristiques de la zircone*

Les lingotins Everest **ZS-Bank 900** sont faits à partir de zircone stabilisée à l'Yttrium partiellement frittée. Ils sont maquillables dans cinq teintes avec les colorants Vita Coloring Liquid.

Les lingotins Everest **ZH-Blank 1200** sont faits à partir de zircone stabilisée à l'Yttrium, frittée sous haute pression isostatique (HIP).

Les ZS sont utilisés pour des chapes unitaires (30 à 35 minutes d'usinage) jusqu'au bridge de quatre éléments (90 à 110 minutes d'usinage).

Les ZH sont utilisés pour les chapes unitaires (2,5 à 3 heures d'usinage) au bridge (6 à 7 heures d'usinage).

4.5.3.3.2 Propriétés mécaniques du ZS

- Densité : 6,05 g /cm³
- Résistance à la flexion : 1077 MPa (1035 MPa si coloré)

4.5.3.4 Le système LAVA™ de 3M-ESPE® (120)-(100)-(82)-(104)-(22)-(105)-(81)

Ce système est proposé par la société 3M-ESPE depuis 2001.

Actuellement, le système LAVA™ se présente comme un centre d'usinage régional et peut faire envisager les regroupements de laboratoires dans une structure commune d'usinage.

Une unité de production peut fournir 9000 éléments par an et sa rentabilité est concevable à partir de 2500 éléments annuels.

En 2004, plus d'une dizaine de systèmes sont déjà installés dans le monde (Allemagne, Italie, Autriche, Etats-Unis).

4.5.3.4.1 Particularités du système

Le système LAVA™ est fondé sur des choix stratégiques originaux :

- Centres d'usinage à l'échelle régionale ou pour gros laboratoires.
- Intégration totale de la C.A.O et de l'usinage (système CFAO complet).
- Matériau unique : la zircone TZP.
- Traçabilité.
- Disponibilité de LAVA™ Ceram, céramique cosmétique adaptée à l'infrastructure en zircone.

4.5.3.4.2 Propriétés de la zircone utilisée

L'usinage se fait dans des blocs de matériau spécifique, la zircone oxyde TZP préfritée LAVA™ **Frame** dopée à l'Yttrium 3%, dont la Société 3M est à l'origine.

Après cuisson de frittage, il se produit une rétraction de 25 à 30% liée à la composition du bloc usiné. Une traçabilité très précise par code-barres permet de gérer les modalités de cuisson de la pièce usinée.

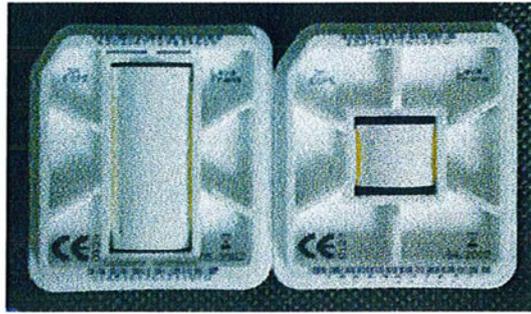


Figure 88 - Blocs de zircone LAVA™, d'après ZEBOULON et Coll. (120)

Depuis sa création, le système LAVA™ propose une **coloration de la pièce en zircone** pour éviter la couleur trop blanche de la zircone oxyde difficile à masquer dans les zones où la céramique cosmétique est de faible épaisseur (collets, connexions). Le système propose sept teintes selon les nuanciers VITA Classic® qui permettent de donner à l'infrastructure la couleur la plus compatible avec les caractérisations finales recherchées avec la céramique cosmétique. Ce principe a été repris depuis par la plupart des firmes qui réalisent des infrastructures en zircone.

Les propriétés mécaniques de ce matériau, en accord avec la norme ISO 6872 sur les céramiques dentaires sont les suivantes :

- Densité : 6,08 g / cm³
- Résistance à la flexion : > 1200 MPa
- Résistance à la fracture : 10 MPa.m^{1/2}
- Module d'élasticité : 210 GPa
- CTE : 10 ppm
- Point de fusion : 2700 °C
- Taille des grains : 0,5 µm
- Dureté Vickers : 1250 HV

Ce système permet de produire des armatures dont l'épaisseur des parois axiales ne dépasse pas 0,5 mm ce qui autorise des préparations peu mutilantes.

Le matériau est très **radio opaque** ce qui facilite le contrôle radiographique en terme d'évaluation de l'adaptation marginale de la restauration. Cela permet également de vérifier qu'il n'y a pas d'excès de ciment.

4.5.3.4.3 Indications

Armatures de prothèse fixée pour :

- Couronne unitaire antérieure et postérieure,
- Couronnes solidarisées antérieure et postérieure,
- Bridge jusqu'à quatre éléments antérieur et postérieur.

4.5.3.4.4 Déroulement du travail

Un **scanner optique** (LAVA™ Scan) permet l'acquisition des formes des MPU et de leurs antagonistes, élément par élément en 3D grâce à la projection de masques, lignes claires et sombres d'espacement variable, sans toucher les MPU.

Le temps de scannage est de 6 minutes pour une couronne et de 8 minutes pour un bridge.

L'unité de CAO fait appel à un logiciel qui, comme pour les autres systèmes, élabore les chapes et leurs limites cervicales adaptées aux limites des MPU.

Cependant, ce logiciel comporte un complément très important, le Wax Knife, qui peut modifier les formes pour obtenir une certaine homothétie entre la chape et la morphologie finale de la prothèse afin d'éviter les volumes de céramique cosmétique non soutenue.

Le temps de travail à l'ordinateur est d'environ une minute par élément.

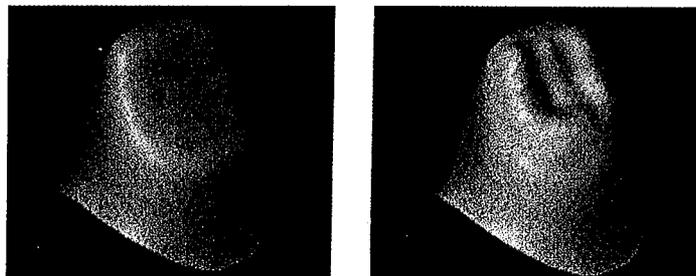


Figure 89 - Effet du Wax-Knife, d'après ZEBoulON et Coll. (120)

L'usinage dure environ 28 minutes pour une chape unitaire et 60 minutes pour un bridge trois éléments. L'unité de fraisage a une autonomie de 27 heures ; ainsi une vingtaine de blocs de zircone (placés dans un magasin) peuvent être usinés sans avoir à intervenir sur la machine.

L'état de surface obtenu est remarquable et réduit pratiquement à rien les retouches manuelles.

Ensuite, la **coloration** de la pièce à la teinte voulue est obtenue avant cuisson, en plongeant l'armature usinée dans un bain pendant deux minutes.

4.5.4 Systèmes centralisés

4.5.4.1 Le système tout céramique C.A.M CERCON Smart Ceramics® de DENTSPLY (14)-(84)-(107)

Le système Cercon® est produit par la Société DeguDent division française pour les laboratoires de Dentsply International. Il est opérationnel depuis 1998 avec plus de 500 machines en fonction dans le monde, dont 10 en France.

C'est un système FAO (CAM) qui se compose donc d'une unité de scannage et d'une unité de fraisage. Comparativement à une conception de bridge sur écran, l'avantage est de pouvoir contrôler la maquette en articulateur, comme à l'accoutumée.

4.5.4.1.1 Particularités

Les deux options fondamentales de DeguDent à travers le système Cercon sont :

- La production de machines accessibles à un laboratoire de taille moyenne ne faisant pas appel aux techniques de CAO, ce qui permet de maintenir les étapes habituelles de maquettes en cire. C'est donc la maquette qui est scannée et non le die.
- La réalisation de bridges céramo-céramiques jusqu'à 6 éléments, à armatures en zircone DeguDent propose des blocs de 47mm pour la réalisation de grands bridges ou l'usinage de multiples pièces simultanément.



Figure 92 - Bloc de zircone de 47 mm permettant d'usiner simultanément plusieurs pièces prothétiques, d'après THIRY (107)

4.5.4.1.2 Propriétés de la zircone utilisée

Il s'agit de la zircone **Y-TZP préfrittée**, stabilisée à l'oxyde d'yttrium (5 %), à l'oxyde d'hafnium (< 2 %) et aux oxydes d'aluminium et de silicium (< 1 %).

Les caractéristiques mécaniques des blocs de zircone Cercon[®] sont les suivantes :

- Résistance en flexion trois points : > 900 MPa.
- Module d'élasticité : 210 GPa.
- CDT : 10,5 ppm (25°C – 500°C).
- Dureté Vickers : 1250 HV.

Elle n'existe qu'en une seule teinte. Mais un liner disponible dans toutes les teintes permet d'optimiser la colorimétrie de l'armature avant de recourir à l'émaillage.

La céramique cosmétique adaptée à la zircone est fournie par la Société DeguDent : Cercon Ceram S[®].

4.5.4.1.3 Indications

Pour les dents antérieures et postérieures :

- Couronnes unitaires,
- Bridges à trois piliers,
- Bridges à quatre piliers,
- Bridges de longueur anatomique jusqu'à 38mm (la limite étant imposée par la dimension du bloc usiné).

4.5.4.1.4 Contre-indications

- Inlays,
- Pivots radiculaires,
- Bridges adhésifs et d'extension (techniquement possibles, mais pas encore suffisamment éprouvés cliniquement).

4.5.4.1.5 Précautions à respecter

- **Préparation du moignon**

Les recommandations concernant la préparation sont identiques à celles décrites pour le système DIADEM.

- **Description de la réalisation d'une infrastructure de bridge avec le système Cercon® :**

Le système comprend les éléments suivants :

- **Cercon Brain®** : unité de scannage et de fraisage. Le bras mobile porte, d'un côté la maquette dans son berceau pour la lecture par laser, et de l'autre côté le bloc de zircone qui sera fraisé.



Figure 93 - Le Cercon Brain®, d'après THIRY (107)

- **Cercon Base®** : Lingotins de zircone, disponible en quatre dimensions :
 - 12 mm (couronnes unitaires),
 - 30 mm (bridges de 3 éléments),
 - 38 mm (bridges de 4 éléments),
 - 47 mm (bridges jusqu'à 6 éléments).
- **Cercon Heat®** : four qui réalise le frittage (6 heures).



Figure 94 - Le Cercon Heat®, d'après THIRY (107)

Avant de réaliser son armature de bridge en cire, le prothésiste doit **contrôler** les préparations du chirurgien-dentiste et éventuellement réaliser quelques corrections : mise de dépouille du die en comblant les contre-dépouilles avec de la cire, parallélisation des axes d'insertion des différents piliers, arrondissement des angles vifs. Enfin, il applique un vernis espaceur pour créer un joint de scellement.

Tous ces préparatifs sont très importants et permettent d'assurer un fraisage irréprochable.

Le **modelage en cire** de l'infrastructure du bridge se fait selon les règles énumérées auparavant (épaisseur des chapes et des connexions...).

Une fois l'armature classique terminée, elle est centrée dans le châssis de scannage puis fixée dessus avec trois tiges de cire.

Le châssis est retiré et la maquette se détache automatiquement du modèle.

Un **gabarit transparent** (qui est la réplique réduite à 70 % d'un lingotin) est posé sur la maquette se trouvant dans le châssis de scannage pour choisir la bonne taille de lingotin.

Ensuite, un lingotin aux bonnes dimensions est fixé sur l'unité de fraisage. Puis le châssis de scannage avec la maquette est installé d'une part, et le châssis de fraisage avec Cercon Base est installé dans le dispositif tournant d'autre part.

Le fait d'appuyer sur la touche **Start** lance la séquence : scannage, fraisage grossier et fraisage fin selon trois axes (en 25 à 60 minutes selon la taille du lingotin).

Après le fraisage, l'armature brute est détachée du châssis de fraisage par sablage à l'oxyde d'aluminium sous deux bars de pression, ou par tronçonnage (mais ceci crée des tensions).

A ce stade, de petites **retouches** peuvent être réalisées à l'aide de fraises en carbure de tungstène ; puis l'armature est surfacée avec une pointe en caoutchouc pour affiner les bords.

Le **frittage** dans le Cercon Heat peut commencer ; l'armature préfrittée va cuire six heures à 1350 °C ; au terme desquelles l'armature est rétractée de 30% des façon isotrope (à l'identique dans toutes les directions).

L'ajustage de l'infrastructure de bridge en oxyde de zirconium frittée nécessite l'emploi d'une turbine refroidie à l'eau et d'un instrument rotatif diamanté approprié pour éviter la surcharge et la formation de micro-fêlures.

Avant de passer au montage de la cosmétique, on sable l'infrastructure à l'oxyde d'aluminium sous trois bars de pression pour la nettoyer et y aménager des micro-rétentions. Le montage **cosmétique** débute par l'application en couche fine du liner destiné à donner une teinte dentaire

à l'infrastructure blanche. Le montage cosmétique avec la Cercon Ceram S peut alors commencer selon les données adressées par le praticien au prothésiste.

Le choix du Cercon de ne pas proposer de CAO se justifie par le souhait d'exploiter au mieux les compétences habituelles du laboratoire pour la réalisation des maquettes.

Cependant, dans un souci d'évolution, le système Cercon[®] vient de présenter une adaptation d'une unité de CAO sur le système (ADF 2005).

4.5.4.2 Le système WOLCERAM[®] distribué par ROTEC (23)-(35)-(36)-(37)-(38)

Le système Wolceram[®], mis au point par le prothésiste allemand Stephan WOLZ, a pour but l'automatisation des étapes manuelles de la technique In Ceram[®] de la Société VITA avec l'intégration d'un système de fraisage et d'électrophorèse.

Ce système de CFAO partielle (entre une machine-outil et un système CAD-CAM) est plus « artisanal » que les systèmes plus lourds et plus généralistes. Il permet malgré tout de répondre à une forte production puisque le laboratoire américain GLIDEWELL produit, sur plusieurs machines, 2100 éléments Wolceram par semaine.

4.5.4.2.1 Particularités

- L'originalité de ce système consiste dans le dépôt d'In-Ceram[®] Zirconia de Vita sous forme de barbotine par électrophorèse directement sur le MPU original en plâtre ou époxy. On parle d'électro-déposition de céramique.
- L'électrophorèse est une des nombreuses techniques de séparation. Elle est basée sur la technique de la mise en mouvement différentiel. Des particules chargées sont placées dans un champ électrique créé par une tension continue et se déplacent vers le pôle de signe opposé à leur charge à une vitesse proportionnelle à cette charge. (Véronique Ferréol, docteur ENSMP). L'électrophorèse compacte presque parfaitement les éléments : après frittage, la rétraction est très faible.
- Outre le gain de temps par rapport au procédé In-Ceram à la main, la texture et la résistance du matériau sont ainsi considérablement améliorées.
- Les intrados des reconstructions ne sont pas fraisés mais électrodéposés, ce qui entraîne une précision de 10 à 25 microns de l'intrados et des bords.

- Les coûts de production du système sont les plus bas du marché grâce à la rapidité d'exécution, à l'utilisation du modèle de travail sans duplication.

4.5.4.2.2 Propriétés de la zircone utilisée

Il s'agit de la zircone de chez **VITA In-Ceram Zirconia utilisée en barbotine** (mais aussi et surtout l'In-Ceram Alumina à laquelle l'électrophorèse confère des propriétés mécaniques comparables à la Zirconia).

L'électrophorèse, pour le dépôt en barbotine, permet d'augmenter la densité de la céramique, ce qui conduit à une moindre proportion de verre lors de l'infiltration.

La **résistance finale** est augmentée de 30 % par rapport au matériau obtenu à partir d'une barbotine déposée manuellement.

L'In-Ceram Zirconia est composée de **67 % d'oxyde d'aluminium (corindon)**
33 % d'oxyde de zirconium.

La phase vitreuse constitue environ 20 à 25 % de la structure globale.

Les particules de taille moyenne de **3 microns** sont réparties de façon bimodale. A une température de 1120 °C, bien en deçà du point de fusion de corindon, il se produit un frittage qui lie les particules d'Al₂O₃ par diffusion superficielle au niveau de leur point de contact. La structure ainsi obtenue est de consistance **crayeuse** et **se travaille encore facilement**. L'infiltration de verre remplit les pores présents entre les particules d'Al₂O₃ et de ZrO₂.

4.5.4.2.3 Indications

- Chape simple,
- Chape homothétique,
- Armature de bridge trois éléments maximum,
- Piliers esthétiques implantaires multimarques.

4.5.4.2.4 Précautions à prendre

Les conditions cliniques d'exploitation de la zircone In-Ceram Zirconia en barbotine sont particulièrement **économiques en tissu dentaire** puisque le fabricant conseille de réaliser des chapes de 0,5 mm d'épaisseur (minimum) sur toutes les faces des dents antérieures et postérieures, à l'exception des faces occlusales postérieures qui doivent permettre de réaliser des chapes de 0,7 mm.

Par ailleurs, il propose également la **suppression de la cire d'espacement** au niveau occlusal et des deux derniers millimètres sur les moignons du modèle. Ceci permet d'établir une chape anti-rotationnelle et une butée d'enfoncement évitant les contraintes marginales lors du scellement.

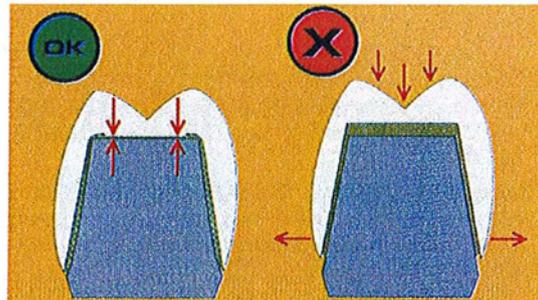


Figure 95 - Schéma de la butée d'enfoncement pour éviter les contraintes cervicales lors du scellement, d'après GOBERT (38)

4.5.4.2.5 Description de la machine

Il s'agit de la **WDT 1020**, petite machine unitaire pilotable depuis un ordinateur.

Elle permet de paramétrer un certain nombre de données : l'épaisseur voulue, le flux électrique, le type de construction prothétique à l'exception du fraisage des piliers implantaires et de la production en chaîne.

L'aire de travail de cette machine est composée de sept zones :

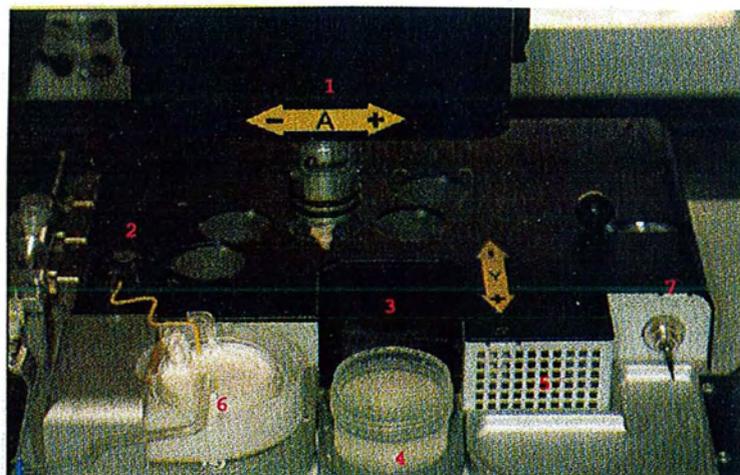


Figure 96 - Aire de travail principale de la machine outil, d'après GOBERT (38)

- Zone 1 : bâti mobile dans la partie supérieure de la machine-outil qui se déplace selon deux axes linéaires tout en faisant une rotation de 360°. C'est le pôle positif du système électrophorétique.
- Zone 2 : cinq magasins numérotés qui maintiennent les cylindres de travail sur lesquels les MPU ont été stabilisés avec de la cire.
- Zone 3 : enceinte de scannage, rectangle noir au centre du plateau, qui est un laser à une bande pour déterminer ou enregistrer une longueur de die ou un volume.
- Zone 4 : récipient contenant l'électrolyte liquide qui permet, après séchage complet, une meilleure conductibilité électrique.
- Zone 5 : sortie d'air chaud pour sécher, fixer l'électrolyte et déshydrater la barbotine.
- Zone 6 : réceptacle contenant la barbotine dans lequel vient se greffer l'anode (pôle négatif) de l'électrophorèse ainsi qu'un mélangeur en verre.
- Zone 7 : unité de fraisage à trois axes qui permet de reproduire les volumes préalablement enregistrés par le scanner en sculptant le bloc de barbotine électro-déposé à l'extérieur pour les chapes implantaires.

4.5.4.2.6 Déroulement du travail

- **Pour la conception d'une chape unitaire :**

Les MPU des dents piliers sont installés sur des supports cylindriques à baïonnette spécifiques aux unitaires, garnis de cire, pour les maintenir selon un axe propice au déroulement des opérations automatisées.

Une cire conductrice servant de spacer est appliquée au moyen d'une sonde électrique sur le die sauf au niveau du congé et de la face occlusale pour obtenir le bite-stop.

Chaque MPU, grâce à son support à baïonnette est fixé tour à tour sur le bâti mobile et est donc déplacé de façon séquentielle pour effectuer automatiquement toutes les manipulations qui conduisent à l'obtention de la chape céramique avant son frittage et son infiltration lors de la première étape, le MPU est placé dans une enceinte où il est lu par un scanner optique qui détermine sa forme et sa longueur en 30 secondes. Ceci gère la profondeur de trempage dans l'électrolyte et la barbotine.



Figure 97 - Récipient de céramique en barbotine au premier plan à gauche, d'après GOBERT (38)

Le MPU est ensuite recouvert d'un film électrolytique par immersion et séchage, puis amené dans la barbotine pour le dépôt de céramique par électrophorèse. Pour obtenir une chape de 0,5mm d'épaisseur, le trempage dure 25 secondes. Le dépôt de barbotine est ensuite séché à l'air pulsé ; et le cylindre est déposé dans son magasin d'origine.

C'est maintenant au prothésiste de peaufiner. Au moyen d'un cône en silicone doux, la barbotine est dégagée afin de visualiser le bord.

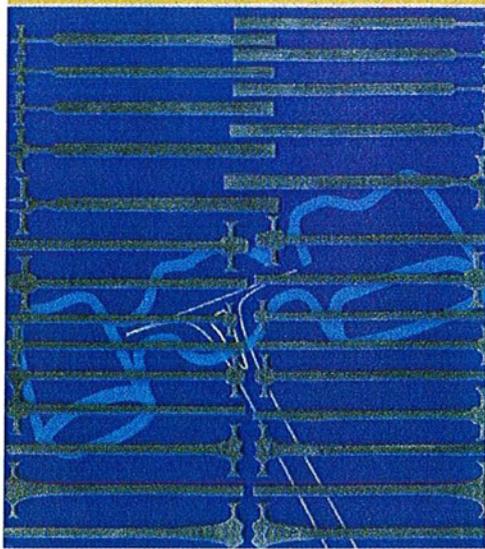
Ensuite, de l'air chaud est pulsé afin que la cire en sous-couche fonde et que la chape puisse être récupérée.

Le frittage est alors effectué à 1140 °C pendant une heure, puis l'infiltration de verre à 1120 °C pendant une heure également.

La réalisation prothétique est terminée par le montage d'une céramique cosmétique ayant un CDT proche de celui de l'In-Ceram[®] Zirconia (Ex. la céramique VM7 de Vita).

- **Conception d'une armature de bridge trois éléments :**

De la cire est mise en place au niveau de la zone édentée, entre les MPU des piliers fixés sur le support à baïonnette spécial bridge. Une électrode particulière en métal basse fusion (alliage de zinc pur à 99,8 %, d'une épaisseur de 7 microns), le chip, est installée sur cette cire pour soutenir le volume de céramique en barbotine qui préfigurera l'intermédiaire de bridge.



*Plaquette des différentes formes
de chips*



Figure 98

*Le chip est fixé sur la cire et préfigure
l'emplacement du volume de barbotine
voulue pour réaliser l'intermédiaire
d'après GOBERT (38)*

Le support à baïonnette, portant les piliers du bridge suit les mêmes séquences automatiques que pour les chapes unitaires.

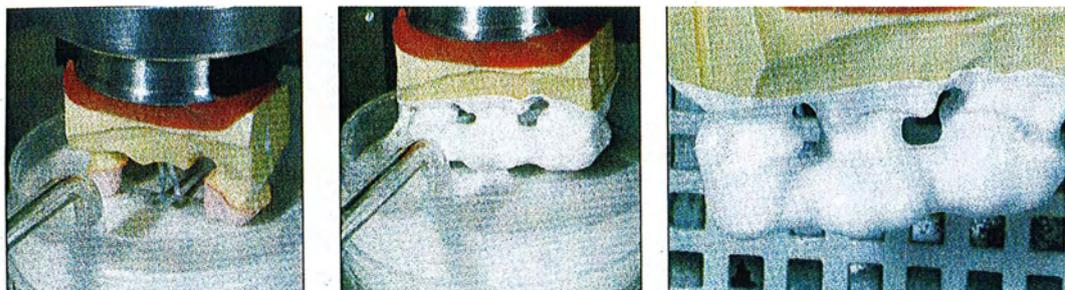


Figure 99 - Trempage dans la barbotine, d'après GOBERT (38)

Après séchage et dégagement des limites cervicales au moyen d'un cône en silicone, la tige du chip est sectionnée au disque. L'armature est facilement désinsérée du support après séchage à l'air pulsé chaud. La structure crayeuse, mais dense, obtenue par électrophorèse permet une manipulation aisée.

Cette armature est ensuite frittée pendant 2h30 à 1140 °C ; le métal basse fusion du chip s'évapore pendant cette opération.

L'infiltration de verre est ensuite réalisée pendant 1 heure à 1120 °C.

L'armature infiltrée est alors repositionnée sur le modèle pour en contrôler la précision puis le montage de la céramique cosmétique est réalisé après une étape de contrôle clinique.

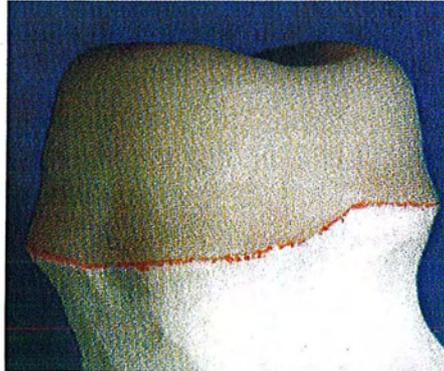


Figure 100 - Contrôle de la précision d'adaptation d'une chape sur son modèle, d'après GOBERT (38)

4.5.4.3 Le CEREC In-Lab de SIRONA (8)-(23)

Le système CEREC est connu depuis 1980 comme un système CAD/CAM de fabrication de prothèse tout céramique orienté vers la réalisation au cabinet de restaurations esthétiques. Le système n'a cessé de s'améliorer pour évoluer du CEREC au CEREC 2 puis 3 pour arriver au CEREC IN LAB en 2001.

Le CEREC IN LAB est conçu exclusivement pour l'utilisation au laboratoire de prothèses et la fabrication de chapes de couronnes et de bridges céramo-céramiques. L'évolution du système a permis de proposer un scanner géré par un logiciel (sous Windows) pour permettre des empreintes optiques sur modèles en plâtre (du moignon unitaire à l'hémiarcade) pour la conception d'infrastructures sur ordinateur. Ce système comporte un scanner (indépendant ou intégré à l'unité d'usinage à lecture optique, par balayage rotatif), un ordinateur, un module d'usinage. Il usine exclusivement des matériaux de chez VITA, pour la zircone il s'agit de VITA In-Ceram Zirconia et Yz-Cubes.

4.5.4.3.1 Particularités du système

- Méthode rapide car peu de manipulation (car tout est mécanique).
- Maîtrise du dessin de l'armature.
- Maîtrise de l'usinage : commande par effleurement, céramique préfabriquée industriellement, régulation numérique de l'avance des moteurs.
- Faible encombrement de l'unité d'usinage.
- Extrême précision grâce au balayage automatique par pas de 5mm du modèle lors du scannage.
- Fonction « Soft – Touch – Control » qui détecte et corrige d'éventuelles inexactitudes dues à l'usure des fraises avant le démarrage.
- Système modulaire dont le prix de base est relativement peu élevé, donc accessible aussi aux petits laboratoires.
- Outre l'achat de la version complète du logiciel donnant droit à son utilisation illimitée, Sirona propose une tarification modulée en fonction du nombre de restaurations effectivement réalisées.

4.5.4.3.2 Déroulement du travail

La numérisation de la préparation du MPU se fait à l'aide d'un scanner par balayage rotatif à partir d'un plâtre possédant des caractéristiques spécifiques pour faciliter la réflexion du faisceau laser.

Le scanner est soit intégré à l'unité d'usinage (5 à 6 minutes pour une couronne unitaire, 10 à 12 minutes pour un bridge trois éléments) ou externe et nommé inEos (20 secondes pour obtenir huit images pour une couronne unitaire, 10 secondes pour un petit bridge et moins d'une minute pour une arcade entière).

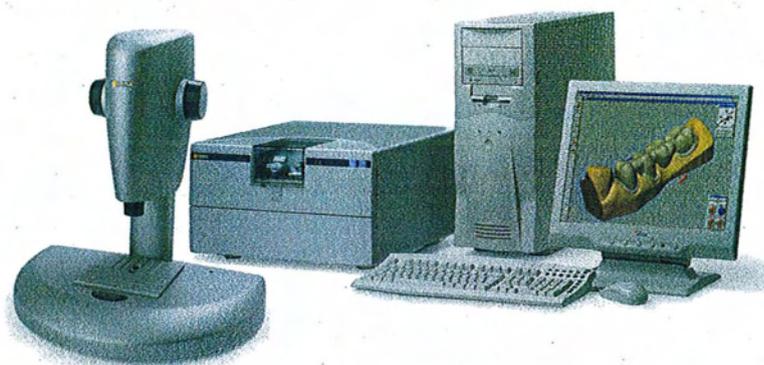


Figure 101 - Système CEREC In-Lab avec scanner inEos en premier plan

Les informations collectées lors du scannage sont transmises à l'ordinateur et la représentation du MPU apparaît à l'écran. A ce stade, la conception de l'armature commence.

La première étape consiste à déterminer la limite de préparation au moyen de la souris. Ensuite, différents paramètres (épaisseur de la chape, forme d'un intermédiaire de bridge...) enregistrés et standards sont utilisés par l'ordinateur successivement et permettent la réalisation de la chape virtuelle. Ces paramètres peuvent être modifiés au cas par cas pour plus de précision.

Les données numériques issues de la conception à l'écran de l'armature prothétique virtuelle sont transmises à l'unité d'usinage après finition du modelage numérique.

Cette unité d'usinage, compacte, dispose de trois axes coplanaires perpendiculaires, chaque axe permettant des mouvements de translation – rotation commandés par des moteurs numériques pas à pas. Le MPU est porté par un axe et les deux autres axes sont munis de micromoteurs pour le fraisage. Les micromoteurs assurent l'usinage des blocs de zircone de manière simultanée par deux fraises, une conique, l'autre cylindrique, ce qui permet un réel gain de temps.

Avant le démarrage de l'usinage, le CEREC In-Lab® propose automatiquement la dimension optimale du bloc de zircone puis vérifie la taille du bloc effectivement positionné ainsi que les fraises (pour la forme et le niveau d'usure). Pendant l'usinage, les instruments sont refroidis constamment par un circuit pour augmenter leur longévité.

La chape est usinée avec un petit rebord dépassant la limite de préparation pour éviter une éventuelle fracture lors de l'usinage des bords très fins. Les armatures finies sont essayées sur le modèle, les bords cervicaux sont ensuite réduits et équilibrés. Après le modelage individuel, l'armature est prête pour l'infiltration (avec In Ceram Zirconia) ou le frittage (avec

In-Ceram Yz), puis la cuisson de la céramique cosmétique (dont le CDT se situe autour de celui de la zircone utilisée).

4.5.4.3.3 Propriétés des zircones utilisées

La zircone usinable sur le Cerec In-Lab[®] se présente sous la forme de blocs préfabriqués industriellement par la Société VITA, frittés et de structure homogène.

Le laboratoire de prothèse s'affranchit ainsi des aléas de la mise en œuvre des matériaux qui nécessite compétence et rigueur.

Les blocs existent en plusieurs tailles en rapport avec les indications cliniques envisagées.

4.5.4.3.3.1 VITA In-Ceram Classic ZIRCONIA (61)

Ces blocs sont faits d'oxyde d'alumine (Al_2O_3) auquel ont été rajoutés de l'oxyde de zirconium (ZrO_2) et un verre d'infiltration spécial qui permettent d'augmenter la ténacité à la rupture (ou résistance à la propagation de fissures) et la résistance à la flexion.

Propriétés physico-chimiques :

- CDT : $7,8 \cdot 10^{-6} /K^{-1}$
- Résistance à la flexion : 600 MPa
- Module d'Young : 257 GPa
- Résistance à la fracture : $4,4 \text{ MPa} \cdot \sqrt{m}$
- Composition chimique : 67 % Al_2O_3
33 % ZrO_2

4.5.4.3.3.2 VITA In-Ceram - 2000 YZ (114)

C'est de l'oxyde de zirconium pur dit « acier céramisé ».

Contrairement à l' In-Ceram Zirconia, l'Yz ne contient pas d'alumine et n'est constitué que de zircone Y-TZP.

Ces blocs, usinables avec le CEREC In-Lab exclusivement, sont préfabriqués industriellement et préfrittés.

Le matériau ne doit pas sa haute résistance finale à une infiltration de verre, mais à une rétraction contrôlée par frittage. Après le frittage (dans le VITA Zyrcomat), le matériau est doté d'une

résistance en flexion à trois points qui dépasse nettement 900 MPa, ce qui est encore plus élevé que l'In-Ceram Zirconia.

Cette haute résistance conjuguée à l'importante ténacité à la rupture sous contrainte générée par le renforcement par transformation de phase du fait de l'adjonction d'yttrium permettent de concevoir des pièces prothétiques plus fines ce qui favorise l'esthétique finale et permet de préserver la substance dentaire.

Les propriétés mécaniques spécifiques de ce matériau garantissent une très grande pérennité.

Les blocs VITA In-Ceram Yz préfrittés présentent pendant le processus de frittage un retrait isotrope d'environ 20%. L'Yz frittée a une structure très dense, sans porosité.

Propriétés physico-chimiques :

- CDT : $10,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
- Résistance à la flexion : $> 900 \text{ MPa}$
- Ténacité à la rupture : $5,9 \text{ MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$
- Module d'Young : 210 GPa
- Dureté Vickers : 1200 HV
- Point de fusion : $2706 \text{ }^\circ\text{C}$
- Composition chimique : $< 95 \% \text{ ZrO}_2$
 $5 \% \text{ Y}_2\text{O}_3, < 3 \% \text{ HfO}_2, < 1 \% \text{ Al}_2\text{O}_3, < 1 \% \text{ SiO}_2$

4.5.4.3.4 Indications

4.5.4.3.4.1 VITA In-Ceram Classic ZIRCONIA

- Couronne unitaire antérieure/postérieure.
- Bridge antérieur (avec plusieurs éléments intermédiaires) / postérieur (avec un seul élément intermédiaire).
- Pilier implantaire vissé (pilier préfabriqué fritté, usiné et infiltré secondairement au laboratoire).

4.5.4.3.4.2 *VITA In-Ceram – 2000 YZ*

- Chape télescopique,
- Couronne unitaire antérieure / postérieure,
- Bridge antérieur / postérieur avec un pontique,
- Bridge antérieur / postérieur avec deux pontiques.
- Bridge en extension avec deux pontiques maximum.

4.5.4.3.5 *Contre – Indications*

- Bruxisme sévère.
- Hauteur de préparation insuffisante.
- Préparation cervicale insuffisante avec chanfrein ou trace.

4.5.4.3.6 *Précautions à prendre*

- **Préparation du moignon :**

Idem système DIADEM®.

- **Epaisseur de la chape :**

- 0,5 mm régulière pour infrastructure unitaire (antérieure ou postérieure).

- 0,5 à 0,7 mm pour un bridge avec une hauteur de travée de 2,5 mm.

- **Nature du cosmétique :**

Compte tenu du CDT à 7,8 de l' In-Ceram Classic ZIRCONIA, la céramique VITA **VM7** est recommandée (faible solubilité chimique, résistance aux chocs thermiques, respecte l'antagoniste...).

Compte tenu du CDT à 10,5 de l' In-Ceram – 2000-YZ, la céramique VITA **VM9** à fine structure est recommandée (propriétés de réfraction et de réflexion de la lumière identiques à celles de l'émail, état de surface homogène et compact, grandes propriétés physiques).

4.5.4.3.7 Avantages

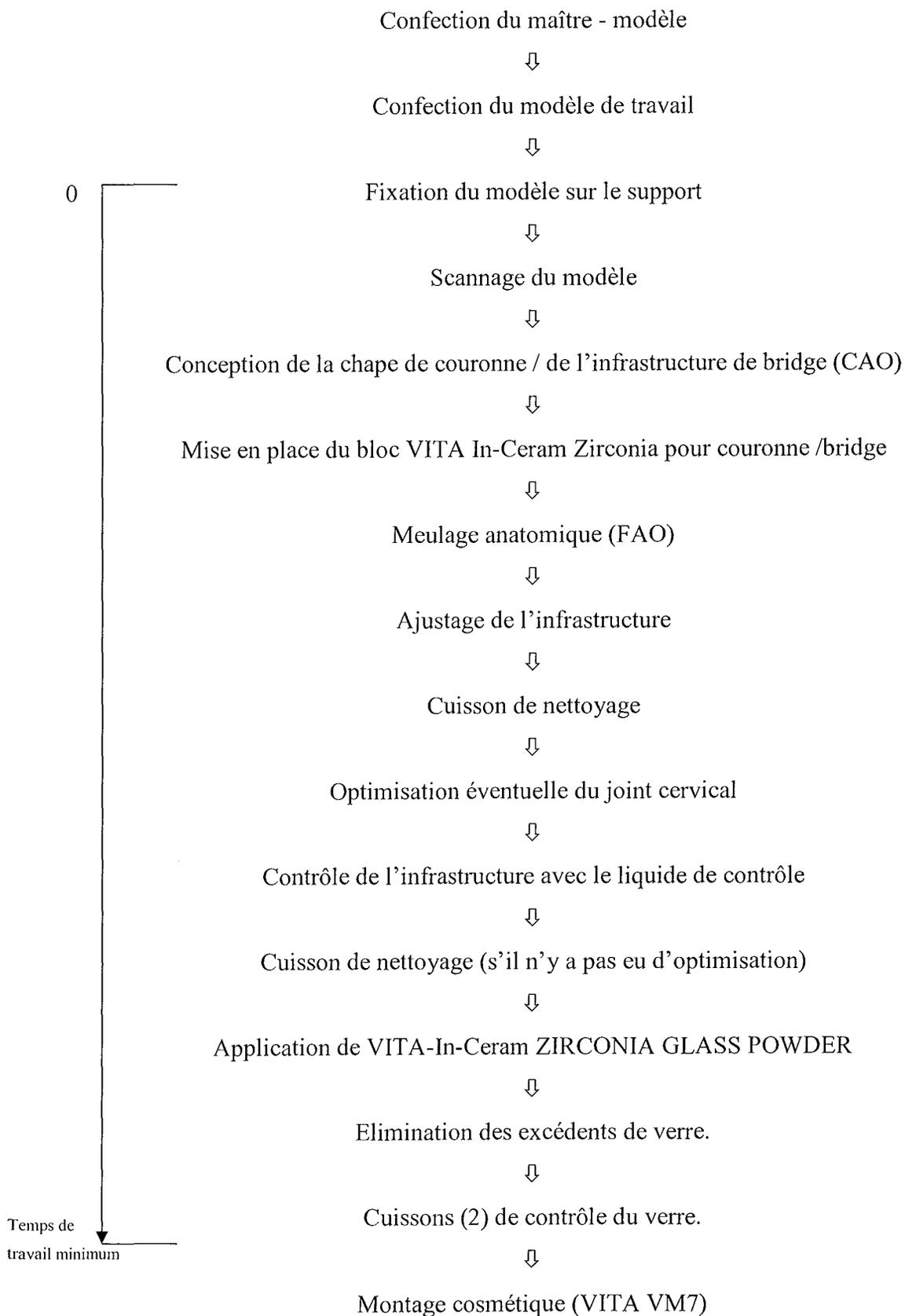
4.5.4.3.7.1 VITA In-Ceram Classic ZIRCONIA

- Grande résistance mécanique fonctionnelle.
- Bonnes propriétés esthétiques.
- Grandes qualités paro-prothétiques (bonne biocompatibilité et faible propension à la formation de plaque).
- Bonne précision d'adaptation marginale (< 50 µm).
- Faible conductibilité thermique.
- Absence de rétraction car céramique infiltrée.

4.5.4.3.7.2 VITA In-Ceram – 2000-YZ

- Très grande résistance mécanique fonctionnelle.
- Haut pouvoir de résistance à la corrosion.
- Excellentes propriétés esthétiques avec une bonne réflexion de la lumière.
- Grande biocompatibilité avec une faible conductivité thermique.
- Radio-opacité importante qui permet le contrôle radiographique de l'adaptation de la reconstitution.
- Possibilité de colorer l'Yz avec cinq coloring Liquid avant frittage (suivant le degré de luminosité désiré à partir du teintier VITA SYSTEM 3D-MASTER).

4.5.4.3.8 Protocole de fabrication avec le CEREC In-Lab : In-Ceram Zirconia

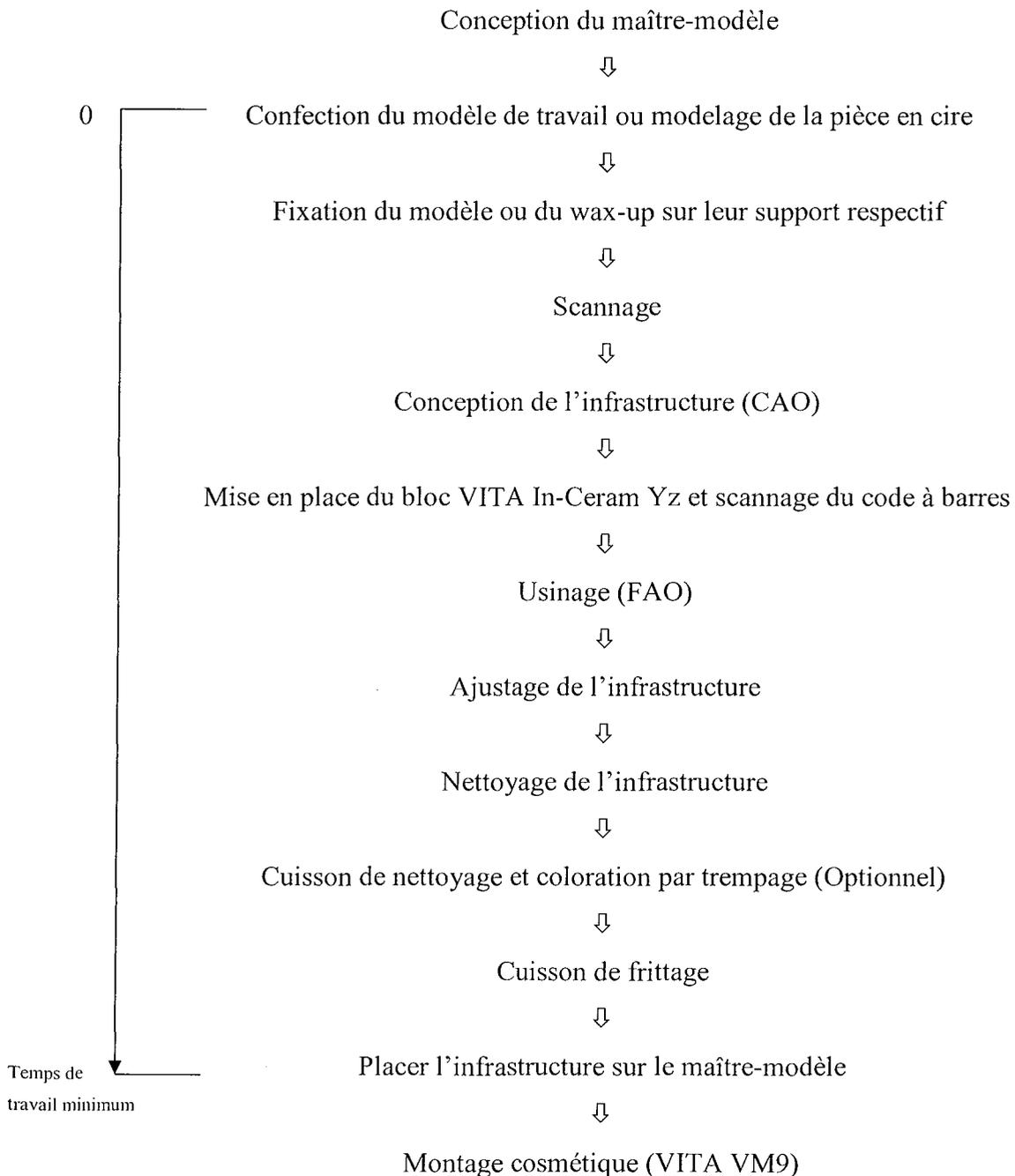


Temps de travail : environ 19mn.

Délai d'attente : environ 2 h 30.

Calcul basé sur la fabrication d'une chape de couronne unitaire VITA In-Ceram ZIRCONIA sans optimisation et avec infiltration de verre.

4.5.4.3.9 Protocole de fabrication avec le CEREC In-Lab : VITA In-Ceram – 2000-YZ



Temps de travail : environ 30 min

Délai d'attente : environ 9h00

Calcul basé sur la fabrication d'une chape de bridge 3 éléments VITA In-Ceram – 2000-YZ.

4.6 La zircone en implantologie (91)-(52)-(119)

Comme on l'a vu précédemment, l'esthétique en prothèse est un des grands challenges de la profession. Un implant unitaire restaurant une dent antérieure au maxillaire supérieur est un des résultats esthétiques parmi les plus difficiles à obtenir : une chirurgie osseuse est une des clefs du succès. Mais les autres clefs du succès esthétique passent par le matériau utilisé tant pour l'implant que pour le pilier.

Les propriétés optiques du matériau doivent être prises en considération.

4.6.1 Le pilier implantaire (44)-(47)

Dans les années 1980, les piliers standards en titane ne permettent pas d'obtenir une restauration d'apparence naturelle car les limites des restaurations sont la plupart du temps sous-gingivales et on ne peut pas résoudre les problèmes d'angulation, ce qui engendre la visibilité de l'émergence de la vis. Avec l'introduction des piliers implantaires usinés ou individualisés dans les années 1990, on peut obtenir un profil d'émergence du complexe pilier-couronne avec un résultat esthétique acceptable.

Mais la couleur gris métallisé d'un pilier en titane peut retentir sur l'aspect de toute la reconstruction lorsque les tissus mous péri-implantaires sont très fins, d'autant plus si le patient a un sourire gingival.

Des efforts ont été entrepris et la zircone trouve sa place en implantologie en tant que matériau esthétique, biocompatible, pouvant supporter les forces de mastication et très radio-opaque, ce qui permet un meilleur contrôle radiologique de l'ajustage du pilier sur l'implant.

	Résistance à la flexion MPa.	Ténacité à la rupture MPa. x m ^{0,5}	Transmission de la lumière $\int_{400}^{700} t_c(\lambda) d\lambda$
Al ₂ O ₃	560	5	55,2
ZrO ₂	950 – 1200	9 – 10	44,6
In-Ceram Zirconia [®]	515	5,6	0
Métal	---	60 – 100	0
Empress 2 [®]	345	3,2	66,7

Tableau 1 - Comparaison des propriétés physiques entre céramiques et métal, d'après HANISCH (44)

Les indications pour ces piliers non métalliques sont posées par PRESTIPINO et INGBER :

- Faible épaisseur de gencive péri-implantaire,
- Angulation défavorable de l'implant,
- Biotype parodontal fin,
- Situation gingivale modifiée après empreinte de l'implant.

La zircone est employée sous différentes formes pour la fabrication des piliers implantaires.

1.1.1.1 Oxyde de zirconium (46)-(115)-(5)

Comparativement aux piliers en oxyde d'alumine, des fractures ne sont pas à attendre des piliers en oxyde de zirconium du fait de ses propriétés mécaniques élevées.

Un pilier en oxyde de zirconium est même indiqué en présence d'une **grande angulation** entre le pilier et l'axe implantaire ou d'un **faible espace vertical** conduisant à une finesse des parois du pilier ou de ses limites.

Parmi les nombreux piliers en oxyde de zirconium on distingue ceux qui sont surdimensionnés et qui sont à préparer pour différents diamètres implantaires de ceux qui sont usinés avec différentes formes.

4.6.1.1.1 Piliers surdimensionnés

4.6.1.1.1.1 Pilier Zirabut®

Il est développé par A. WHOLWEND et prévu pour les implants **Bränemark** avec les différentes plateformes.

Il est préparé grossièrement **sous spray** avec un disque diamanté et mis en forme avec des fraises diamantées coniques à gros grains (HT-Ceramic-Prep Set du Dr STUDER, Intensiv-Viganello, Lugano, Suisse). Il est possible d'obtenir une individualisation du pilier au niveau de la teinte par apposition d'une céramique spécifique.

4.6.1.1.1.2 Pilier Zir Design™

Développé par ASTRA TECH, il est destiné aux **restaurations prothétiques scellées** pour éviter les ouvertures disgracieuses des vis à travers la couronne céramique des régions antérieures, canines, pré-molaires. Il s'adapte sur les fixtures ASTRA TECH **Microthread™** et **Microthread™ Osseospeed™** de diamètre 4,0 ; 4,5 ; 5,0.

Ce pilier surdimensionné et personnalisable possède une liaison conique avec l'implant (Conical Seal Design™) qui assure une connexion stable et étroite entre ces composants.

La mise en place est encore améliorée par l'index de report ST qui apporte un gain de temps, d'argent et de précision.



Figure 102 – Le pilier ZirDesign™ d'Asra Tech

Mais du fait des propriétés mécaniques importantes, la préparation traditionnelle à la fraise diamantée de ces piliers surdimensionnés demande beaucoup de temps. Une alternative à cette technique est l'usinage des piliers, leur forme étant préalablement déterminée.

4.6.1.1.2 Piliers usinés : Exemple du pilier PROCERA (4)

Ce pilier est développé par Nobel Biocare et prévu pour les implants **Bränemark** en prothèse unitaire ou plurale scellée.

Son grand avantage d'un point de vue esthétique est une teinte claire et, en même temps, la semi-translucidité du pilier. Même en présence d'un positionnement défavorable de l'implant, et avec une partie du pilier implantaire en sous-gingival de seulement 1 à 2 mm, on peut optimiser l'esthétique par apposition d'une céramique spéciale hautement fluorescente (Cercon-Ceram S de DeguDent).

Ces piliers individualisés et usinés sont réalisés par la technique de la **cire de diagnostic** Procera. Après la prise d'empreinte de l'implant à l'aide d'un transfert à empreinte individualisé et la réalisation du modèle, les piliers sont modelés en cire sur des chapes en résine. Le modelage est réalisé avec soin et ce, particulièrement dans la zone gingivale, afin de réduire les rectifications à apporter par la suite après livraison du pilier.

La réalisation en cire est vissée sur le type d'implant correspondant.

Avec le scanner Procera, la mise en forme est réalisée mécaniquement et numérisée.

Les données sont transmises sans perte de temps à la station de travail Procera.

Le logiciel Procera® 3D CADD est utilisé pour concevoir un pilier Procera Abutment entièrement numérisé. Le contour, l'alignement et la limite de finition sont conçus à l'écran.

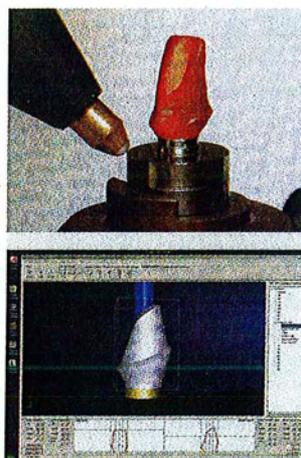


Figure 103 – Protocole de laboratoire : techniques par cire ajoutée ou 3D CADD

Quelques jours plus tard, le laboratoire reçoit un pilier individualisé réalisé par CFAO, de haute précision.

La cheminée prévue pour l'émergence de la vis est sectionnée et le pilier Procera en oxyde de zirconium est préparé avec une fraise turbine sous irrigation.

Il est recommandé de faire un enregistrement en bouche au préalable afin de vérifier le positionnement correct de la limite de la couronne avec 1mm maximum en sous-gingival.

Au laboratoire, les piliers réalisés sont numérisés avec le scanner Procera afin d'enregistrer la forme de la chape de la couronne avec le programme 3D.

4.6.1.2 L'In-Ceram Zirconia (91)

Après la prothèse traditionnelle, SAADOUN s'applique, en 1997, à développer le **pilier In-Ceram[®] Zirconia**. Ce dernier est constitué à 60% d' Al_2O_3 et à 40% de ZrO_2 partiellement stabilisée à l'oxyde de Cérium. (90)

Cette composition a été sélectionnée pour permettre l'apposition de céramique ; 40% de zircone est le plus haut pourcentage compatible avec l'émaillage de la céramique cosmétique. A cette limite ou en dessous, le prothésiste peut monter la couronne en cuisant directement la céramique sur l'abutment pour obtenir une pièce monobloc (ou réaliser la couronne traditionnellement séparément du pilier). La couronne ainsi réalisée est alors vissée directement sur l'implant.

La préforme céramique usinable est mise en forme par un procédé d'injection industrielle. Puis deux cuissons, dont la deuxième est le frittage à 1300 °C, sont nécessaires pour obtenir la préforme en céramique Alumine-zircone préfrittée. Cette préforme surdimensionnée est un cylindre de 9 à 10 mm de diamètre et de 15 mm de hauteur avec une partie conique à 45° qui rejoint la tête de 4 mm de l'implant.

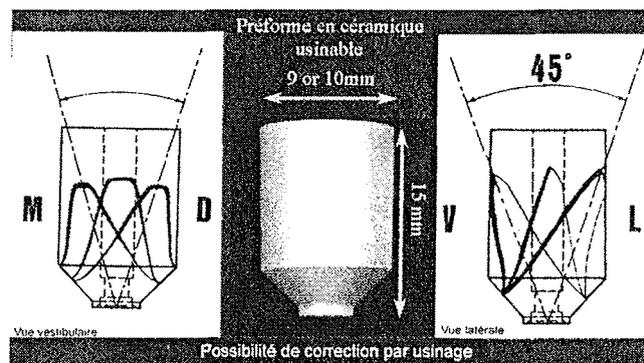


Figure 104 – Préforme In-Ceram usinable, d'après SAADOUN (91)

Elle semble très volumineuse, mais ce volume offre de nombreuses possibilités d'angulations si l'abutment doit corriger un axe, et de formes (ronde, ovale, elliptique, triangulaire) pour le profil d'émergence.

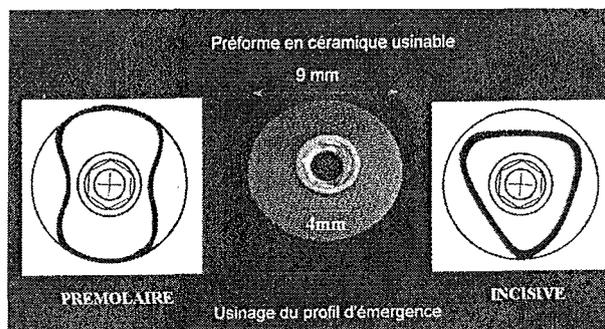


Figure 105 – Préforme In-Ceram usinable, d'après SAADOUN (91)

L'avantage est que la pièce brute non infiltrée peut être préparée (l'interface du pilier et le logement de la vis n'ont pas subi d'infiltration afin d'obtenir une bonne adaptation).

La préforme est alors usinée. La propriété d'usinage est le résultat de l'état poreux préfritté, avec 26% de porosités ouvertes. L'usinage est aisé à l'aide d'une pièce à main équipée de fraises diamantées, le comportement de la préforme se rapproche de celui d'une craie dure.

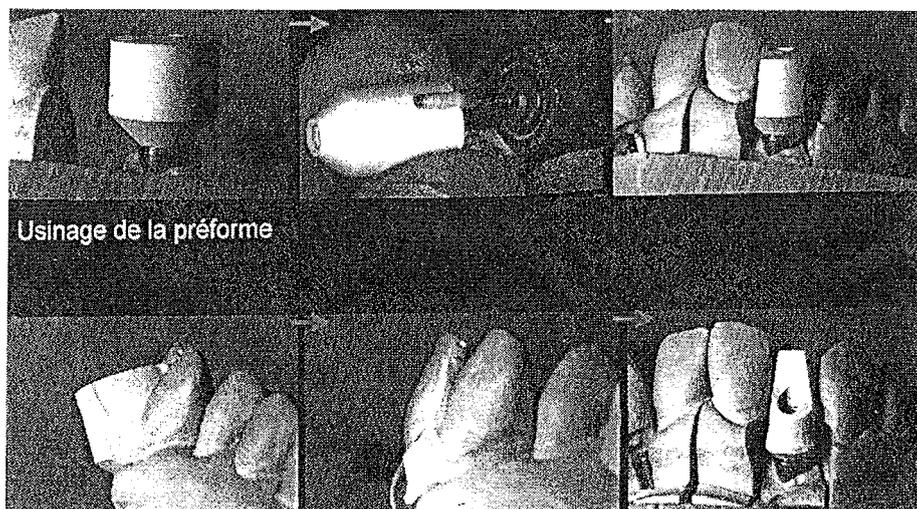


Figure 106 – Usinage de la préforme, d'après SAADOUN (91)

Après la mise en forme, la pièce brute est infiltrée à 1130 °C pendant 1h30, avec une poudre de verre au zirconium, pour améliorer les propriétés mécaniques et pour obtenir la teinte finale.

Après refroidissement, l'excès de verre est enlevé par sablage, l'émergence est polie. Si nécessaire, un essayage clinique peut être réalisé et des modifications peuvent être effectuées par le praticien, en bouche, avec une fraise diamantée bague rouge montée sur turbine sous spray.

L'inconvénient réside en la couleur blanche du pilier et son manque de translucidité sans aucune transmission naturelle de la lumière dans les tissus mous. Cet effet peut être atténué par adjonction de céramique dentine.

Associée à des restaurations tout-céramiques, la transmission de la lumière peut se faire dans les tissus mous, à partir du complexe couronne-pilier, comme pour une dent naturelle.

4.6.1.3 Oxyde de zirconium / Titane

Les piliers céramiques présentent un problème général qui est une certaine usure par frottement (ou **fretting wear**) en raison de leur extrême dureté par rapport au titane (plus tendre), en présence de micro-mouvements. Le frottement se fait au niveau de la zone de contact avec l'hexagone externe ou avec l'élément antirotationnel pour une connexion interne.

Pour certains systèmes, le pilier céramique se compose donc de deux parties sur une base métallique et un corps céramique. Le « fretting wear » peut donc être évité de par le contact titane-titane entre le pilier et l'implant. Mais, dans ce cas, en raison de la limite métallique, ceci peut conduire à une coloration des tissus mous, ce qui minimise l'effet esthétique du pilier céramique.

Le pilier surdimensionné **ZiReal** développé par 3I pour les implants **Osséotite** ont cette configuration pour garantir une plus grande résistance, un ajustage précis et une répartition idéale des forces sur l'hexagone de l'implant. Une angulation de 6° et un côté usiné plat augmentent la rétention et empêchent la rotation de la couronne. Un ajustage du pilier par apposition de céramique n'est pas possible en raison de la partie en titane collée dans la zone de connexion avec la tête de l'implant. Il est recommandé d'utiliser la vis carrée Gold-Tite®.

Procera propose également le pilier **Procera® Abutment Octagon** qui est fabriqué sur le même principe et destiné aux implants **Replace**.

Tableau 10 - *HANISCH* réalise un tableau récapitulatif des différents piliers existant en fonction des matériaux, notamment pour la zircone

	Piliers	Système implantaire	Avantages	Inconvénients
Oxyde de zirconium	Zirabut ^f Cercon Balance	Bränemark ^a , I T I ^c , Ankylos ^b	-Bonne biocompatibilité -Haute stabilité. -Translucidité.	-Pas de données à long terme. -Risque d'usure par frottement.
	Procera DCS ^g	Bränemark Bränemark	-Bonne adaptation. -Réduction du temps de préparation.	-Couleur trop blanche. -Longueur de temps de travail.
In-Ceram Zirconia	Syn – Octa In-Ceram	I T I	-Bonne biocompatibilité. -Temps de préparation court.	-Pas de données à long terme. -Pas de translucidité. -Risque d'usure par frottement. -Couleur trop blanche.
Oxyde de Zirconium / Titane	Procera	Replace TM Select	-Pas d'usure par frottement. -Bonne biocompatibilité. -Haute stabilité. -Translucidité.	-Pas de données à long terme. -Risque d'usure par frottement. -Couleur trop blanche.
	Keramik ZiReal	Camlog ^d Osseotite ^e	-Pas d'usure par frottement. -Bonne biocompatibilité. -Haute stabilité. -Translucidité.	-Coloration possible des tissus mous. -Pas de données à long terme. -Couleur trop blanche. -Longueur de temps de travail.

^a Nobel Biocare, Göteborg, Suède ; ^b Friadent, Mannheim, Allemagne ; ^c Straumann, Waldenburg, Suisse ; ^d Altatec, Wurmberg, Allemagne ;

^e 3i, Implant innovations, Palm Beach Gardens, USA ; ^f Wohwend Innovative Zahntechnik, Schellenberg, Lichtenstein ; ^g DCS Dental, Allschwil, Suisse.

4.6.2 L'implant (3)

Si durant les premières années de l'implantologie moderne impulsée par Bränemark, l'ostéointégration était la préoccupation majeure, il n'en est plus de même aujourd'hui. La réponse cicatricielle osseuse à la surface d'un implant titane est parfaitement comprise tant sur le plan physiologique que mécanique. La maîtrise des techniques chirurgicales se confirmant au fil des années, il reste à résoudre l'aspect esthétique de la prothèse implantaire.

Après l'apparition des piliers implantaires esthétiques en zircone, les études s'orientent vers les implants en zircone.

A la manière des piliers implantaires, il existe deux systèmes pour les implants : implant titane avec col zircone ou implant zircone.

4.6.2.1 L'alliance Titane – Zircone (3)-(96)

4.6.2.1.1 L'implant SMILE@ de chez BIOTECH

Le métal utilisé est le titane pur T40 de grade II qui est connu pour sa haute pureté, sa biocompatibilité et ses fortes propriétés mécaniques. Il bénéficie d'un **recul indéniable** puisqu'il est utilisé depuis plusieurs décennies par les plus grandes firmes de l'implantologie dentaire.

La zircone utilisée pour le col implantaire est **stabilisée à l'yttrium**. Elle présente des propriétés mécaniques habituelles de la zircone, une excellente biocompatibilité et une couleur qui permet de mieux gérer l'esthétique. L'absence de dégagement d'ions issus de la zircone assure une meilleure résistance aux agressions chimiques et à la corrosion.

Cette bague en zircone permet une meilleure cicatrisation et assure une **gingivo-adhésion** (comme pour l'implant PROZYR de chez PROSIS).

La plaque dentaire n'adhère pas sur la zircone, l'hygiène en est donc facilitée, et le design est étudié pour éviter toute récession et assurer une meilleure pérennité des implants.

Biotech propose un implant en un temps chirurgical en titane surmonté d'un col en zircone.

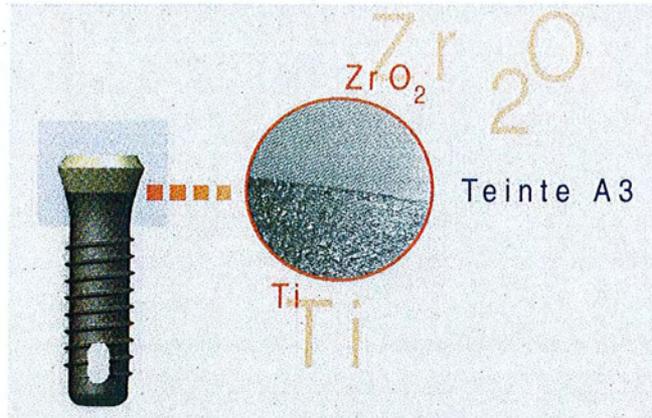


Figure 107 - L'implant Smile@, d'après SICARD et DESTOUESSE (99)

L'implant SMILE@ répond aux normes européennes pour la certification CE. Il est réalisé sur des **machines-outils à cinq axes**. La poudre de zircone est pressée dans un moule avec le système **HIP**. La bague est ensuite frittée à très haute température, puis assemblée sur l'implant selon un procédé breveté qui n'utilise ni l'ajout d'un matériau ni aucune modification de la température, ni système de collage. La cohésion entre le corps en titane et la bague en zircone est permise par une opération de rectification. Elle est parfaite aussi bien sur la face interne qu'externe de l'implant.

L'implant SMILE@ dispose de deux types de connexions selon le diamètre de l'implant :

- **Connexion externe** pour le diamètre 3,6mm, une partie conique à 40° associée à un système antirotationnel à huit positions.

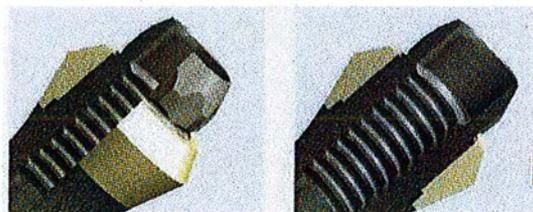


Figure 108 - Connexion externe, d'après SICARD et DESTOUESSE (99)

- **Connexion interne** pour les diamètres 4,1mm et 4,6mm : un cône à 30° associé à un octogone.

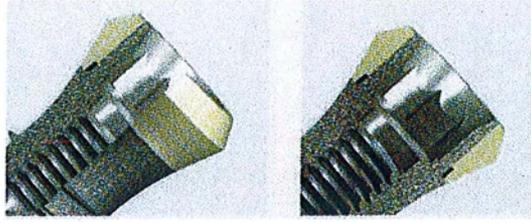


Figure 109 - Connexion interne, d'après SICARD et DESTOUESSE (99)

Le choix de l'**appui conique** exclut tout contact entre la face supérieure de l'implant et la face inférieure de la phase prothétique, sous peine d'obtenir un assemblage hyperstatique. La phase prothétique appuie sur la partie conique et non sur la partie plane, ce qui améliore de 30% la résistance à la rupture par rapport à l'appui plan.

Le corps en titane, afin d'obtenir une surface rugueuse, subit un sablage à l'alumine associé à un mordantage pour lisser la surface après le sablage. La surface de la zircone possède une rugosité environ dix fois plus faible qu'un métal dit « poli miroir ».

Ce traitement de surface est suivi par une succession de trempages dans des bains ultrasoniques puis dans des bains antiseptiques et nettoyants. Les implants sont conditionnés sous double emballage avant la stérilisation aux rayons gamma.

4.6.2.1.2 L'implant Z1 cylindrique ou conique du système T.B.R. ide@ de chez SUDIMPLANT

Après avoir lancé le pilier céramo-métallique préfabriqué et face à la remarquable réponse gingivale par **attachement rampant** à la présence de céramique, les études se sont orientées vers un implant alliant zircone et titane.

L'implant Z1 est le fruit de ce travail. Existant sous la forme conique et cylindrique à connexion octogonale interne pour le premier et hexagonale externe pour le second, il existe en trois diamètres et quatre longueurs, et se pose en un temps chirurgical.

Sa mise en œuvre est identique à celle de l'implant Smile@.

4.6.2.2 L'implant en zircone

Tout comme avec un pilier implantaire en titane, et malgré un col implantaire en zircone, la couleur grisâtre de l'implant en titane peut retentir sur l'aspect de toute la reconstruction lorsque les tissus mous péri-implantaires sont très fins ou s'il y a récession gingivale.

Parallèlement au développement d'implants titane / zircone, des systèmes implantaires tout zircone voient le jour.

La zircone, parfaitement biocompatible, avec une très bonne résistance mécanique, est maintenant un matériau de choix pour son utilisation en implantologie dentaire : elle a prouvé son excellent comportement vis-à-vis du tissu gingival (pas de rétention de plaque dentaire), elle n'est pas bioactive au sens biologique du terme mais, en revanche, possède une grande affinité pour les protéines actives de l'ostéogenèse, ainsi qu'une capacité à attirer les ions calcium.

Ces deux propriétés permettent une excellente réponse osseuse, ostéocaptation voire coalescence et ce dans des délais très courts. Le temps d'intégration beaucoup plus rapide que le titane engendre des mises en fonction plus précoces, voire des mises en charge immédiates avec la plus grande sécurité, sous certaines conditions.

La technique opératoire préconisée dans la plupart des cas est celle du « un temps chirurgical », la mise en nourrice n'apportant pas de différence excepté dans le cas de greffe ou d'apposition osseuse, de comblements simultanés.

4.6.2.2.1 Implant Zir-ROC™ du système PELTIER : (31)

La zircone employée est partiellement **stabilisée à l'yttrium**.

Elle a les propriétés suivantes :

- Densité : > 6,0
- Dureté Vickers : 12 HV
- Résistance à la flexion : > 900 MPa
- Module d'élasticité : 200 GPa
- CDT : $11 \cdot 10^{-6}$
- Stérilisation : par rayonnement gamma
- Etat de surface : rugosités de 4 microns

- Composition chimique : ZrO_2 + additifs $\geq 99\%$ Dont Y_2O_3 : 4,5 à 5,4 %
 - $HfO_2 \leq 12\%$
 - $Al_2O_3 \leq 0,5\%$
 - Autres oxydes $\leq 0,5\%$

L'implant zircone commercialisé est le **Zir-ROC™ monobloc**, l'implant et le pilier ne font qu'un. Cette unicité limite la déperdition de qualités mécaniques présente lors de l'assemblage de plusieurs petites pièces (implant, pilier implantaire, vis du pilier...) dans un même volume.

Il est disponible en 4 longueurs (8, 10, 12, 14 mm), 3 diamètres (3,25 ; 4,25 ; 5,55 mm) et 5 angulations de pilier (0°, 9°, 12°, 18°, 24°).

La multiplicité d'angulations offre une diversité de profils d'émergence, il est donc plus aisé d'adapter le pilier à la situation clinique.

Ce type d'implant dispose d'un système de vissage intra-osseux original avec une **gorge anti-éjection** et une **gorge anti-rotation** qui facilitent l'ostéointégration.

Il autorise le remodelage du contour supra-osseux pour suivre le festonnage de l'os alvéolaire pour le respect de l'espace biologique. Ce principe permet de contrôler le résultat esthétique, garant d'une bonne harmonie au niveau dentaire et gingival.

Cette conception sera adoptée uniquement pour des indications de **mise en charge immédiate** mais progressive (couronne ou bridge provisoire résine), pour la réalisation de prothèse unitaire ou plurale.

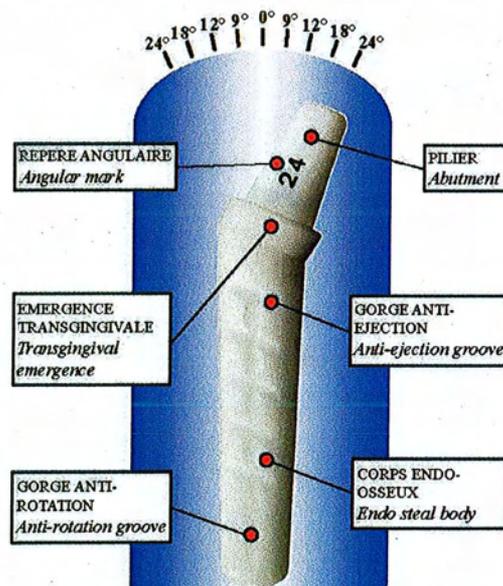


Figure 110 - Implant Zir-ROC™, d'après documentation PELTIER (121)

4.6.2.2 *Implant SIGMA d'après SANDHAUS (94)*

La zircone utilisée est **stabilisée à l'yttrium**. La poudre est comprimée dans un moule ayant la forme de l'implant, puis un frittage sous haute **pression isostatique** est effectué pour former un bloc.

L'implant SIGMA s'utilise selon la technique en **un temps chirurgical** non enfoui préconisée depuis 1962 par SANDHAUS.

Il est disponible en deux longueurs (11 et 14mm) et trois diamètres (3,4 ; 3,6 ; 4,2mm). Grâce à l'augmentation des propriétés mécaniques, il est possible de faire un implant de taille relativement réduite, ce qui peut être très intéressant dans le cadre de faible volume osseux.

Il a une forme cylindrique et présente un pas de vis à spires larges ce qui permet d'obtenir une **réparation osseuse plus rapide** : trois à quatre semaines après la mise en place de l'implant car l'os n'est pas comprimé.

Le canal endo-implantaire est hexagonal et standard aux trois diamètres proposés. Il ne comporte pas de pas de vis interne car le faux moignon de forme cylindro-conique qu'il doit accueillir ne se visse pas, mais se scelle comme en prothèse traditionnelle sur dent naturelle, et ne tient que par **friction**. SANDHAUS est contre le principe de vissage car il pense que cela rajoute des contraintes internes.

Des faux-moignons en zircon sont proposés (BIOPOST) ; on se rapproche du tout non métallique.

⇒ En conclusion, nous allons répertorier tous les atouts de la zircone qui justifient son emploi en implantologie ainsi qu'en prothèse fixée sur dents naturelles : (94)

- **Ne rajoute pas au polymétallisme** ambiant,
- **Biocompatible** et élude les problèmes esthétiques liés au titane qui ne manquent pas de surgir après rétraction gingivale (DUBRUILLE et Coll 1994, MARZOUK 1996).
- Qualité intrinsèque de l'implant zircone au niveau des tissus mous grâce à son plus **bel aspect gingival** qu'avec le titane, donc existence d'implants dotés d'une bague zircone au niveau de l'émergence des tissus mous (Implant TBR...).
- **Flore bactérienne différente** d'avec le titane (KREKELER et Coll. 1990) et moins adhérente sur la zircone.
- Traitement prophylactique de la plaque dentaire par instruments rotatifs ou manuels facilité car la zircone ne subit **pas la moindre altération de surface**.
- **Cicatrisation plus rapide** autour de la zircone qui permet une très bonne ostéointégration dans des délais plus courts qu'avec le titane.
- La valeur du titane en implantologie tient à sa couche périphérique d'oxyde qui lui confère ses propriétés biologiques. Comme il est impossible techniquement et mécaniquement d'utiliser cet oxyde sous une forme massive, la zircone, oxyde de zirconium, matériau de même famille, permet une réalisation dans la masse d'éléments rigides aux propriétés mécaniques et biologiques tout à fait en rapport avec une excellente biocompatibilité et **biofonctionnalité**.
- Annule la question du choix d'un matériau de reconstitution prothétique car elle est **isolante** et n'est pas soumise à la corrosion galvanique, donc pas de risque de phénomène de pile (absence totale de relargage d'ions métalliques).
- **Neutralité** vis-à-vis des moyens d'investigations radiologiques comme le scanner et l'IRM par absence d'artefact à proximité (risque d'image perturbée, voire illisible), à l'inverse de l'implant titane.
- **Absence de radioactivité**.
- **Radio-opacité** importante qui permet de vérifier le bon emplacement de l'implant ainsi que le bon ajustage du pilier implantaire sur l'implant.

CONCLUSION

La zircone, matériau innovant, véritable « céramique-acier » est révélée par GARVIE en 1975, pour des applications nécessitant des propriétés mécaniques de haute résistance.

L'utilisation du matériau zircone est indissociable de la CFAO qu'il soit pré-fritté ou fritté, en raison de ses propriétés mécaniques. Totalement frittée, la zircone est extrêmement dure et nécessite une mise en forme grâce à un matériel d'usinage performant (machines-outils et outils de fraisage), issu du savoir-faire industriel et piloté par des logiciels. Sous forme pré-frittée, son usinage est plus aisé, mais le contrôle de retrait de frittage nécessite des moyens de calculs informatiques importants afin d'obtenir la précision souhaitée.

La zircone a tout d'abord trouvé des applications dans le domaine de l'industrie puis, grâce à son excellente biocompatibilité, elle est introduite dans le domaine biomédical et plus particulièrement en odontologie pour la fabrication de brackets et de tenons.

Les impératifs esthétiques actuels, dictés par les médias et la recherche perpétuelle de la perfection, imposent le développement de la zircone en prothèses fixées conventionnelle et implantaire. De multiples firmes se lancent alors dans le traitement de la zircone en CFAO pour l'élaboration d'infrastructures de bridges sur dents naturelles ou sur implants, de chapes unitaires, de piliers implantaires voire d'implants.

Les caractéristiques physiques, tant mécaniques qu'optiques, ainsi que la très bonne biocompatibilité de la zircone en font indéniablement le matériau de l'avenir en prothèses dentaires à tout point de vue. Sa mise en œuvre facilite et systématise le travail du prothésiste ; pour le praticien, la technique de préparation et le scellement sont identiques à tout système céramo-céramique. Le patient est satisfait du résultat esthétique.

Le nombre d'éléments céramo-céramiques commandés dans les laboratoires croît constamment, mais la majorité des prothèses fixées conçues restent malgré tout métallos-céramiques. Cette retenue s'explique sans doute d'une part par la crainte des prothésistes de laboratoire face aux lourds investissements de la plupart des systèmes de CFAO. D'autre part, la réticence certaine des chirurgiens-dentistes face à l'absence de prise en charge des procédés tout céramique par la Sécurité Sociale et leur perplexité face au trop faible recul clinique, semblent confirmer le timide essor de la zircone et des matériaux tout-céramique en général.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 - <i>Observation clinique de l'incisive</i>	12
Figure 2 - <i>La check-list esthétique</i>	13
Figure 3 - <i>La santé gingivale</i>	14
Figure 4 - <i>L'espace biologique</i>	14
Figure 5 - <i>La fermeture de l'embrasure gingivale</i>	15
Figure 6 - <i>La pontique de bridge</i>	15
Figure 7 - <i>Les axes dentaires</i>	16
Figure 8 - <i>Le zénith du contour gingival</i>	16
Figure 9 - <i>L'équilibre des festons gingivaux</i>	17
Figure 10 - <i>Profil en aile de mouette</i>	17
Figure 11 - <i>Le niveau du contact interdentaire</i>	18
Figure 12 - <i>Anatomie des dents antérieures</i>	19
Figure 13 - <i>La dent carrée</i>	19
Figure 14 - <i>La dent ovoïde</i>	19
Figure 15 - <i>La dent triangulaire</i>	20
Figure 16 - <i>Les saisons de la vie d'une dent, Opalescence et transparence</i>	20
Figure 17 - <i>L'état de surface avec l'âge</i>	21
Figure 18 - <i>Photographie à la lumière noire pour évaluer les matériaux de restauration</i>	22
Figure 19 - <i>Les bords incisifs</i>	22
Figure 20 - <i>La ligne de la lèvre inférieure</i>	23
Figure 21 - <i>Coïncidence des références faciales</i>	23
Figure 22 - <i>Les facteurs SPA (Sexe, Personnalité, Age)</i>	24
Figure 23 - <i>La ligne du sourire</i>	25
Figure 24 - <i>Une perte osseuse verticale et horizontale doit être évaluée avant toute implantation sous peine d'obtenir un tel résultat esthétique</i>	26
Figure 25 - <i>Qualité et épaisseur de la muqueuse kératinisée autour du pilier de cicatrisation</i>	26
Figure 26 - <i>Facteur de risque dentaire : dents triangulaires</i>	27
Figure 27 - <i>Facteur de risque dentaire : position du point de contact</i>	28
Figure 28 - <i>Facteur de risque osseux : résorption de la crête avec concavité vestibulaire</i>	29
Figure 29 - <i>Facteur de risque osseux : dysharmonie entre la hauteur des dents naturelles et la couronne sur implant</i>	29
Figure 30 - <i>Facteur de risque osseux : absence de papille osseuse</i>	30
Figure 31 - <i>Facteur de risque osseux : absence de pic osseux proximal nécessaire pour la régénération papillaire</i>	30
Figure 32 - <i>Positionnement idéal de l'implant par rapport à la future restauration prothétique</i>	33
Figure 33 - <i>Position idéale de l'implant</i>	33
Figure 34 - <i>Enfouissement de l'implant</i>	34
Figure 35 - <i>Choix de la position de référence en fonction de la situation clinique initiale</i>	40
Figure 36 - <i>Relation entre positions de référence et positions thérapeutiques</i>	41
Figure 37 - <i>Enfoncement d'un implant (a) sous l'action d'une pression (F)</i>	43
Figure 38 - <i>Disposition des implants en tripode</i>	46
Figure 39 - <i>Répartition différente des contacts occlusaux sur dents et implants</i>	47
Figure 40 - <i>Désocclusion postérieure en protection canine</i>	48
Figure 41 - <i>Désocclusion postérieure en propulsion</i>	48
Figure 42 - <i>Dimension esthétique et « effet parasol » sur les tissus mous</i>	59
Figure 43 - <i>Schéma de structure cristallographique monoclinique</i>	66

Figure 44 - Schéma de structure cristallographique quadratique	67
Figure 45 - Préparation de la zircone yttrée	70
Figure 46 - Diagramme de phase du système ZrO_2 - Y_2O_3	71
Figure 47 - Relation résistance mécanique / ténacité pour différents matériaux	72
Figure 48 - Renforcement de ténacité fonction de la propagation de la fissure	73
Figure 49 - Diagramme de transformation de phase	73
Figure 50 - Résistance à la propagation des fissures : comportement de la zircone par rapport à d'autres céramique	76
Figure 51 - Mécanismes du vieillissement	79
Figure 52 - Vieillessement de la zircone dans différents milieux	80
Figure 53 - Courbes TT pour la transformation $q \rightarrow m$ dans la zircone 3Y-TZP	81
Figure 54 - Mise en évidence de l'accélération de la transformation $q \rightarrow m$ par les contraintes.....	81
Figure 55 - Propagation lente des fissures dans les zircons 3Y-TZP avec différentes	83
Figure 56 - Evolution de la vitesse de vieillissement avec la taille de grains dans une 3Y-TZ,.....	83
Figure 57 - Evolution de la fraction de phase m dans une 2Y-TZP pour un vieillissement de 100 heures à 80 °C (triangles) ou de 20 heures à 120°C (losanges)	84
Figure 58 - Comportement en vieillissement de zircons avec différents taux de stabilisant..	85
Figure 59 - Ténacités de zircons Y-TZP avec différents taux de stabilisant	86
Figure 60 - Réduction de 30% du volume de l'armature entre la phase usinée en pré-frittée	90
Figure 61 - Palpeur Procera pour prise d'empreinte par contact ponctuel.....	98
Figure 62 - Prise d'empreinte par projection d'un point lumineux.....	99
Figure 63 - Scannage du modèle : balayage de bandes blanches et noires de différentes tailles.....	100
Figure 64 - Prise d'empreinte du système Cerec	100
Figure 65 - Scannage des MPU (image DCS), Modèle de travail virtuel (image DCS)	102
Figure 66 - Modelage de chapes et inter de bridge et connexions	103
Figure 67 - Maquette numérique à l'écran (CEREC).....	103
Figure 68 - Schéma de fonctionnement selon cinq axes de la fraiseuse-rectifieuse Everest [®]	104
Figure 69 - Fraises Diamantées et Carbure de Tungstène	107
Figure 70- Fraises Diamantées pour le travail de la zircone	108
Figure 71 - L' inlay-core zircone, d'après Jacques SCHOUVER.....	112
Figure 72 - Microstructure DIAZIR [®]	114
Figure 73 - Les 9 teintes différentes de DIAZIR [®]	114
Figure 74 - Préparation du pilier.....	116
Figure 75 - Scanner Procera.....	118
Figure 76 - Réalisation d'une infrastructure par la technique du « double-scannage ».....	119
Figure 77 - Tracé de la limite cervicale.....	120
Figure 78 - Système DigiDENT [®] complet, avec scanner, unité de C.A.O. et unité d'usinage,	123
Figure 79 - Modèle installé dans le scanner DigiSCAN	124
Figure 80 - Scannage du modèle : balayage de bandes blanches et noires de différentes tailles.....	124
Figure 81 - Articulateur virtuel de l'unité du DigiSCAN [®]	125
Figure 82 - L'unité d'usinage DigiCUT [®]	125
Figure 83 - Modèle de travail placé selon des repères précis dans le PRECISCAN [®]	128
Figure 84 - Images brutes de scannage, Modèle de travail reconstitué	129
Figure 85 - Machine PRECIMILL [®]	130
Figure 86 - Porte-instruments automatique du PRECIMILL [®]	131

Figure 87 - <i>Le système Everest®</i>	133
Figure 88 - <i>Blocs de zircone LAVA™</i>	135
Figure 89 - <i>Effet du Wax-Knife</i>	136
Figure 90 - <i>Coloration d'une armature de bridge dans un bain de la teinte souhaitée</i>	137
Figure 91 - <i>Avant cuisson, Après cuisson</i>	137
Figure 92 - <i>Bloc de zircone de 47 mm permettant d'usiner simultanément</i>	138
Figure 93 - <i>Le Cercon Brain®</i>	140
Figure 94 - <i>Le Cercon Heat®</i>	140
Figure 95 - <i>Schéma de la butée d'enfoncement pour éviter les contraintes cervicales</i>	144
Figure 96 - <i>Aire de travail principale de la machine outil</i>	144
Figure 97 - <i>Récipient de céramique en barbotine au premier plan à gauche</i>	146
Figure 98 - <i>Chip Wol-Ceram®</i>	147
Figure 99 - <i>Trempage dans la barbotine</i>	147
Figure 100 - <i>Contrôle de la précision d'adaptation d'une chape</i>	148
Figure 101 - <i>Système CEREC In-Lab avec scanner inEos en premier plan</i>	150
Figure 102 - <i>Le pilier ZirDesign™ d'Asra Tech</i>	159
Figure 103 - <i>Protocole de laboratoire : techniques par cire ajoutée ou 3D CADD</i>	160
Figure 104 - <i>Préforme In-Ceram usinable</i>	161
Figure 105 - <i>Préforme In-Ceram usinable</i>	162
Figure 106 - <i>Usinage de la préforme</i>	162
Figure 107 - <i>L'implant Smile@</i>	166
Figure 108 - <i>Connexion externe</i>	166
Figure 109 - <i>Connexion interne</i>	167
Figure 110 - <i>Implant Zir-ROC™</i>	169

Tableau 1 - <i>Facteurs de risque implantaire</i>	31
Tableau 2 - <i>Tableau résumé des différentes situations cliniques</i>	48
Tableau 3 - <i>Propriétés mécaniques de différents matériaux céramiques</i>	56
Tableau 4 - <i>Comparaison de systèmes céramo-céramiques</i>	57
Tableau 5 - <i>Tableau périodique des éléments</i>	62
Tableau 6 - <i>Paramètres de maille des différentes zircons</i>	66
Tableau 7 - <i>Ténacités de quelques céramiques « courantes »</i>	74
Tableau 8 - <i>Les différentes formes de zircone</i>	91
Tableau 9 - <i>Comparaison des propriétés physiques entre céramiques et métal</i>	158
Tableau 10 - <i>HANISCH réalise un tableau récapitulatif des différents piliers existant en fonction des matériaux, notamment pour la zircone</i>	164

BIBLIOGRAPHIE

1. ADOLFI D.

Natural esthetics.

Sao Paulo : Quintessence Editora Ltda, 2002, 118 p.

2. AIDAN Nadine (traductrice)

Restaurations tout céramique.

Inf. Dent., 2005, 6, 321 - 324

3. APARIS M.

Z1 et prothèse esthétique.

Implantologie, 2004, 2, 4, 53-57.

4. ASSEMAT-TESSANDIER X.

Le pilier Procera® Abutment de Nobel Biocare.

Implant, 2005, 11, 1, 12-17.

5. ASTRA TECH – ZirDesign™

Inf. Dent., 2005, 19, 1134.

6. ABULLIUS R.

Le « Secret de l'esthétique : du laboratoire au cabinet dentaire ».

Inf. Dent., 2003, 85, 21, 4509-4514

7. BAUDOIN C., BENNANI V.

Un projet prothétique en implantologie.

Paris : Quintessence Inter., 2003, 11- 51.

8. BEAU E., RAGUET A.

Mesure de la précision d'éléments en céramique réalisés avec le système CEREC IN LAB.

251 f.

Th. Chir. Dent. : Nancy : 2003.

9. BENNANI V., BAUDON C-A.

Esthétique et profil d'émergence en implantologie.

Paris : CdP 2000, 3-8

10. BERCY P., TENENBAUM H.

Parodontologie : du diagnostic à la pratique.

Bruxelles : De Boeck Université, 1996, 289 p.

11. BOCH P.

Matériaux et processus céramiques.

Paris : Hermès Science, 2001, 240 p.

12. BODENMILLER A.

L'usinage des prothèses par fraiseuse numérique à cinq axes

In Concepts Cliniques en Innovation Zircon et CFAO

Paris : SNPMD, 2005, 41-46

13. BUIJS J.

Zircon : un matériau méconnu.

Stratégie Prothétique, 2003, 3, 1.

14. BÜNEMANN J.

Réalisation d'un bridge céramo-céramique en ZrO₂ avec le nouveau système FAO Cercon.

ATD 2002, 13, 2, 75-84.

15. BURDAIRON G.

Abrégé de biomatériaux dentaires. 2e édition.

Paris : Masson, 1990, 306 p.

16. CAD – CAM spécial – PRO 50 / WAX PRO

Dent. Tech;, 2003, 46, p. 10-15

17. Céramo – céramique VITA – Aspects cliniques – Préparation / scellement.

VITA, 2004, 11p.

18. Cercon ceram kiss. Description et instructions d'utilisation de la céramique de recouvrement Cercon ceram kiss.

DENTSPLY, DeguDent ; 2005.

19. CHEVALIER J.

Etude de la propagation des fissures dans une zircone 3Y – TZP pour applications biomédicales, 161 f.

Th. : Sciences Appliquées/Sciences Médicales : Villeurbanne, INSA, 1996

20. CHICHE F., GUEZ G.

Actualisation des concepts occlusaux en implantologie.

Cah. Proth., 2000, 112, 83-96

21. CHRISTEL P., MEUNIER A., HELLER M., TORRE J.P., PEILLE C.N.

Mechanical properties and short – term in vivo evaluation of yttrium – oxide – partially – stabilized zirconia.

J. Biomed. Mater. Res., 1989, 23, 45- 61.

22. CLAUSS C.

All-Ceramic Restoration based on Milled Zirconia.

ZMK, 2002, 18, 6, 436-442

23. DANIEL X.

Apport du système CEREC in Lab® à la réalisation de prothèses fixées unitaires et plurales.

In Concepts Cliniques en Innovation Zircone et CFAO

Paris : SNPMD, 2005, 47-65

24. DEGORCE T.

Position, dimension, nombre : les clés du résultat esthétique en prothèse implantaire.

Stratégie prothétique, 2003, 3, 3, 167 -207.

25. DEGORGE T.

Esthétique péri-implantaire : quelles stratégies muco-gingivales ?
Stratégie prothétique, 2003, 3, 4, 265 – 299.

26. DENISSEN H.

C.A.O. de couronnes et bridges avec scellement adhésif.
Le monde dentaire, 2003, 121, 11-20.

27. DIEBOLT P.

Numérique au quotidien
Tech. Dent., 2004, 216, 25-33

28. DURET F.

Historique du CAD-CAM.
Tech. Dent., 2003, 200, 5-7.

29. DURET F.

La recherche de l'esthétique dans la technologie CFAO.
Réal. Clini., 1999, 10,1, 57-71.

30. DURET F., PELISSIER B.

Les différentes méthodes d'empreintes pour la CFAO
In Concepts Cliniques en Innovation Zirconie et CFAO
Paris : SNPMD, 2005, 21-27

31. EINSARGUEIX J.P.

Implant zirconie.
Implantodontie, 2002, 45, 27-35.

32. ERDELT K., BEUER F., SCHWEIGER J., EICHBERGER M., GERNER W.

Die Biegefestigkeit von Weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid – In-vitro – Untersuchung in
Abhängigkeit von Einfärbung und künstlicher Alterung
Quintessenz Zahntech, 2004, 30, 9, 942-954

33. FERRARI J.L., SAADOUN M..

Classification des céramiques.

Cah. Prothèse, 1995, 89, 17 -23.

34. GATARD F.

Le scellement des restaurations céramiques à base d'alumine ou de zircon.

Stratégie. Prothétique, 2004, 4, 1, 69-74.

35. GOBERT B.

Protocoles... WOLCERAM.

Tech. Dent., 2003, 200, 137-139.

36. GOBERT B.

Interface utilisateur pour WOLCERAM.

Tech. Dent., 2005, 218, 25-37.

37. GOBERT B.

Systèmes... WOLCERAM.

Tech. Dent., 2003, 200, 24-25.

38. GOBERT B.

Le système WOLCERAM.

REPD actualités, 2004, 30, 36-43.

39. GOUPIL A., GRYNFAS S.

Le système DigiDENT[®]. L'art dentaire à l'ère de la précision numérique.

Stratégie Prothétique, 2004, 4, 1, 57-68

40. GOURRIER Y., BONGERT P., LEPAGE K.

Le système DCS Precident.

Stratégie Prothétique, 2004, 4, 1, 17-25

41. GREMILLARD L.

Relations microstructure – durabilité dans une zircone biomédicale – 175 f.

Th. : Génie des matériaux : Villeurbanne, INSA : 2002,

42. GRENET L.

Recherches sur la résistance mécanique des verres.

Bull. Soc. Encour. Ind. Nat., 1889, 4, 838 – 848.

43. GÜREL G.

De la théorie à la pratique. Les facettes en céramique.

Paris : Quintessence Inter., 2005, 19-109

44. HANISCH O.

Piliers implantaires : critères de choix en vue de restauration antérieures d'apparence naturelle.

Stratégie Prothétique, 2003, 3, 4, 247- 262.

45. HANNICK R.H.J., KELLY P.M., MUDDLE B.C.

Transformation Toughening in zirconia – containing ceramics.

J. Am. Ceram. Soc., 2000, 83, 3, 461 – 486

46. HEGENBARTH E.A.

Piliers céramique et couronne tout-céramique. Une nouvelle voie en esthétique implantaire.

Alternatives, 2005, 25, 3-15.

47. HÜLS A.

La prothèse en céramo-céramique In-Ceram®, 6 ans de pratique clinique.

Documentation Vita, 1995, 10-11

48. JACQUOT B.

Les céramiques dentaires – Cours de D3 : 2003-2004

Notes de cours personnelles.

49. JOVARY E., KRASKOVETZ M., SCHUH S.

La banque des mots : terminologie de la céramique en prothèse dentaire conjointe.

www.cilf.org

50. KAPPERT H.F.

Les systèmes CAD-CAM en médecine dentaire.

Revue mensuelle Suisse Odontostomatol, 2001, 111, 1372-1373.

51. KAUFMANN U.

KaVo Everest® zirconium ceramics. For excellence in dental prostheses.

Documentation KaVo, 2005, 4, 7 p.

52. KOHAL R.J., KLAUS G.

Système implanto-coronaire en zircone. Cas clinique.

Parodont. Dent. Rest. , 2004, 24, 2, 146-153.

53. KOHAUT J.C.

Occlusion en prothèse et réalité clinique quotidienne.

Cah. Prothèse, 2000, 112, 51-61.

54. KOSMAC T., OBLAK C., JEUNIKAR P., FUNDUK N., MARION L.

Strenght and reliability of surface treated Y – TPZ dental ceramics.

J. Biomed. Mater. Res., 2000, 53, 304 – 13.

55. KRIEF André

Couronnes, bridges et facettes PROCERA. La synthèse entre esthétique et fiabilité

Inf. Dent., 2002, 37, 2781-2783

56. LACAILLE D'ESSE D.

Réalisation de prothèses conjointes en zircone avec le système de conception et de fabrication assistées par ordinateur DCS Precident® - 111 f.

Th. : Chir. Dent. : Lyon I : 2003

57. LAURET M., ABOUDHARAM G., LAPLANCHE O.
Céramique sans armature métallique. Quels procédés pour quelles indications ?
Cah. Prothèse, 2002, 119, 7-16
58. LEBRAS A.
Quelle zircone pour quelles prothèses dentaires ?
Stratégie Prothétique, 2003, 3, 5.
59. LE GALL M.G., LAURENT J.F.
Occlusion et fonction – Une approche clinique rationnelle
Paris : CdP 2002, 171 p.
60. Les outils rotatifs adaptés au travail de la zircone.
Stratégie Prothétique, 2003, 3, 5, 394-398.
61. LELIEVRE F.
Les matériaux céramiques.
Tech. Dent., 2003, 200, 50-53.
62. LI J., ZHENG L., SHEN Q., HASHIDA T.
Degradation of yttria stabilized zirconia at 370 K under a low applied stress.
Mater. Sci. Eng. A., 2001, 297, 26- 30.
63. LI J.F., WATANABE R.
Phase transformation in Y_2O_3 – partially – stabilized ZrO_2 polycrystals of various grains sizes during low – temperature aging in water
J. Am. Ceram. Soc., 1998, 81, 2687 – 2691.
64. LOMBARDI G. et Coll.
Céramo-céramique VITA – VITA In-Ceram ® for CEREC ® - Mode d'emploi.
Documentation VITA, 2003, 49p.

65. MAC LEAN J., VON FRAIMHOFER J.

The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.

Br. Dent J., 1971, 131, 107-111

66. MAGNE P. BELSER U.

Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique.

Paris : Quintessence Inter., 2003, 405 p.

67. MAHIAT Y.

La matière apprivoisée

Paris : Ed. CRG, 1998, 249 p.

68. MAHIAT Y.

Diadem, ou le service en toute liberté.

In Concepts Cliniques en Innovation Zircon et CFAO

Paris : SNPMD, 2005, 97-104

69. MISSIKA P., ROUX P., BERT M.

Prothèse implantaire pour l'omnipraticien.

Paris : Quintessence Inter., 2003, 33- 36 et 115-124.

70. NOBEL ESTHETICS

Incluant Procera

Documentation NobelBiocare 2005, 70 p.

71. Notice d'utilisation. Système DIADEM.

DIATOMIC 2005

72. OH W., ANUSAVICE K.J.

Effect of connection design on the fracture resistance of all ceramic fixed partial dentures.

J. Prosthet. Dent., 2002, 87, 536- 542.

73. ORANGE G.

Contribution à l'étude du comportement mécanique renforcé par dispersion de zircone : alumine -zircone, mullite-zircone, zircone partiellement stabilisée, zircone tétragonale- 404 f.

Th. : Sciences Appliquées : Villeurbanne, INSA : 1992

74. OROWAN E.

The fatigue of glass under stress.

Nature, 1944, 154, 341- 349.

75. ORTHLIEB J.D., BROCAR D., SCHITTLY J., MANIERE-EZVAN A.

Occlusodontie pratique.

Rueil-Malmaison : CdP, 2000, 13-23 ; 51-63 ; 69-79 et 85-106.

76. PALACCI P., ERICSSON I.

Esthétique et implantologie. Gestion des tissus osseux et péri-implantaires.

Paris : Quintessence Inter., 2001, 47 -100.

77. PARIS J.C., FAUCHER A.J.

Le Guide Esthétique. Comment réussir le sourire de vos patients.

Paris : Quintessence Inter., 2003, 309 p.

78. PERELMUTER S.

L'esthétique en odontologie.

Paris : S.N.M.D.P., 1987, 9-15.

79. PERSSON M., ANDERSSON M., BERGMAN B.

The accuracy of a high – precision digitizer for CAD/CAM of crowns

J. Prosthet. Dent., 1995, 74, 223-229

80. POISEL E., MARTIN P., ROBINSON B.

Pro 50TM System from Cynovad

Document Cynovad Lab. Management Today, 2004.

81. POSPIECH P.

Keramik – Vollkeramik – Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung
Vollkeramischer Systeme in der Zahumedizur
Documentation 3M ESPE, 2004, 75 p.

82. RAI GRODSKI A.J.

Clinical and laboratory considerations for achieving function and aesthetics with the Lava
System.

Documentation Lava Spectrum International (IDS), 2003, 1-5.

83. RENOUARD F., RANGERT B.

Facteurs de risque et traitements implantaires. Evaluation clinique et approche rationnelle.
Paris : Quintessence Inter., 1999, 29- 58.

84. RINKE S.

Cercon smart ceramics ®. Système tout céramique CAM.
Guide clinique Dentsply

85. RIQUIER R., GIRRBACH K.

DigiDENT – CAD/CAM in zahntechnischer hand.
Quintessenz Zahntech, 2001, 27, 1036-1042

86. RIQUIER R., GIRRBACH K.

DigiDENT – CAD/CAM para ma mecanica dental.
Quintessence Technica (ed espagnol), 13, 54-60

87. ROMAGNA-GENON C., GENON P

Esthétique et parodontie : les clés du succès.
Paris : CdP, 2001, 50- 56

88. ROULET J.F., JANDA R.

Restaurations indirectes en céramique.
Réal. Clini., 2000, 11, 4, 441- 459.

89. RUFENACHT C-R.

Principes de l'intégration esthétique.

Paris : Quintessence Inter., 2001, 13- 205.

90. SAADOUN A.P., LE GALL M.G.

Esthétique en prothèse implantaire : implications parodontale

Cah.Prothèse, 1999, 105, 79-92

91. SAADOUN M.

Piliers usinables en alumine zircone.

Implant, 2001, 7, 3, 54-63

92. SAADOUN M., PERELMUTER S.

Alumina-zirconia machinable abutments for implant – supported single – tooth anterior crowns.

Pract. Periodontics Aesthet. Dent., 1997, 9, 1047-1053.

93. SAMARA Y., OLLIER J.

La prothèse céramo-céramique et implantaire Système PROCERA[®]

Paris : Quintessence Inter., 2002, 87 p.

94. SANDHAUS S., PASCHE K.

Utilisation de la zircone en implantologie : l'implant SIGMA d'après SANDHAUS.

Implantodontie, 1997, 27, 71-83.

95. SATO N.

Atlas Clinique de Chirurgie Parodontale.

Paris : Quintessence Inter., 2001, 411- 443.

96. SCHILLINBURG H.T.

Bases fondamentales en prothèse fixée. 3e édition.

Vélizy-Villacoublay : CdP Initiatives Santé, 1998, 572 p.

97. SCOTT H.G.

Phase relationship in the zirconia – yttria system.

J. Mater. Sci., 1975, 10, 1527

98. SICARD J.P., DESTOUESSE J.

A propos de l'Implant SMILEA : l'alliance du titane et de la zircone pour une meilleure esthétique.

Caractéristiques techniques et cliniques.

Implantologie, 2003, 1, 51-56.

99. SMITH R.C.

Zirconia Framework Design using the Cynovad Pro 50 Scanner

Dental Dialogue, 2004, 4, 70-71

100. SORENSEN J.A.

The Lava System for CAD/CAM Production of High-Strength Precision Fixed Prosthodontics.

Quintessence of Dental Technology, 2003, 26, 57-67.

101. SORENSEN J.A., BERCHE HX, EDELHOFF D.

Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength.

J. Dent. Res., 2000, 79, 271.

102. STEVENS R.

Zirconia and zirconia ceramics.

Twickenham : Magnesium Elektron, 1986, 56 p.

103. SUTTOR D., HAUPTMANN H., FRANCK S., HOESCHELER H.

Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges.

J. Dent. Res., 2001, 80, 640.

104. SUTTOR D.

Lava Zirconia Crowns and bridges.

International Journal of Computerized Dentistry, 2004, 7, 67-76

105. SUTTOR D., HAUPTMANN H., HÖSCHELER S., HERTLEIN G., BRUNKE K.

The LAVA^(z) System by 3M ESPE for all-ceramic Z_TO₂ crow and bridge frameworks

Quintessenz Zahntech, 2001, 27, 9, p. 1018-1026

106. TAKAGI H., NISHIOKA K., KAWANAMI T., OKUDA H.

The properties of a closely sintered zirconia.

Ceramic Forum Int., 1985, 62, 195 – 198.

107. THIRY M.

Le système CERCON®.

In Concepts Cliniques en Innovation Zirconie et CFAO

Paris : SNPMD, 2005, 87-96

108. TINSCHERT J., NATT G., JOREWITZ A., FISCHER H., SPIEKERMANN H.,
MARX R.

Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrüchen ans neuen Hartkernkeramiken.

Dtsch. Zahnärztl Z, 2000, 55, 610 – 616.

109. TOUATI B., MIARA P., NATHANSON D.

Dentisterie esthétique et restaurations en céramique.

Paris : CdP, 1999, 330 p.

110. TREVOLO F.

La couronne PROCERA® All Ceram

Inf. Dent., 2004, 23, 1505-1515

111. TRINKERT T.F., ROBERTS M.

Placement of an all-ceramic three unit posterior bridge fabricated with esthetic and durable zirconium oxyde connectors.

Synergy in dentistry, 2003, 2, 2, 3-7.

112. TURKER S.B., GUVENLI S.Y., ARIKAN A.

Replacment of two mandibular central incisors using a zirconium resin-bonded fixed partial denture : a clinical report.

J. Prosthet. Dent., 2005, 94, 6, 499-503

113. UNGER F.

La CFAO dentaire

In Concepts Cliniques en Innovation Zircone et CFAO

Paris : SNPMD, 2005, 7-20

114. VALSESIA L.

Reconstruction du secteur antérieur par procédés céramo-céramiques : données actuelles, 160 f.

Th. : Chir-Dent. : Nancy -I : 2005

115. VIEU F.

Le pilier céramique du système Astra.

Tech. Implants.

Implant, 2005, 11, 3, 168-173.

116. Vita All-Ceramics – VITA In-Ceram ® 2000

Yz Cubes for in-lab ® - Working instructions.

Documentation VITA, 2005, 23p.

117. WEINSTEIN M., WEINSTEN A.B.

Porcelain – covered metal – teeth.

Documentation US Patent 3, 052, 98, 1962.

118. WHALEN P.J., REIDINGER F., ANTRIM R.F.

Prevention of low – temperature surface transformation by surface recrystallization in yttria – doped tetragonal zirconia.

J. Am. Ceram. Soc., 1989, 319 – 321.

119. YILDIRIM M., EDELHOFF D., HANISH O., SPIEKERMANN H.

Les piliers en céramique : un pas vers l'esthétique optimale en dentisterie implantaire.

Parodont. Dent. Rest., 2000, 20, 1, 80-91.

120. ZEBOULON S., RIHON P., SUTTOR D.

Le système LAVA™.

In Concepts Cliniques en Innovation Zircone et CFAO

Paris : SNPMD, 2005, 67-75



121. Zir-ROC. L'Implant Diamant.

PELTIER, 2003.

PETITGENET (Hélène). – Apports du matériau zircono en prothèse fixée et implantaire.
Nancy 2006, 194 f., ill., tabl., 30 cm.

Th. : Chir-Dent. : Nancy - I : 2006

MOTS CLÉS : Zircono
Biomatériaux
Esthétique
Biomécanique
Prothèse fixée et implantaire

PETITGENET (Hélène). – Apports du matériau zircono en prothèse fixée et implantaire.

Th. : Chir-Dent. : Nancy – I : 2006

Les concepts actuels en prothèses fixées sur dents naturelles et sur implants s'orientent vers les procédés tout-céramique.

La prothèse céramo-métallique ne suffit plus à satisfaire les patients en quête de l'esthétique et de l'extrême perfection.

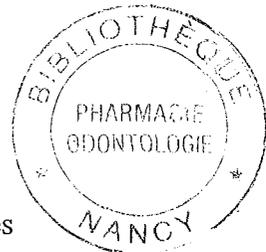
Devant ces volontés, les chercheurs tentent de trouver le matériau idéal capable de satisfaire tout un chacun.

Aujourd'hui, la zircono est le matériau qui fait l'objet d'un développement rapide et important car ses propriétés esthétiques et biomécaniques semblent correspondre à nos attentes. En effet, ses caractéristiques physiques, tant mécaniques qu'optiques, ainsi que la très bonne biocompatibilité de la zircono en font indéniablement le matériau de l'avenir en prothèses dentaires à tout point de vue.

Ce travail présente les objectifs esthétiques et biomécaniques à atteindre en prothèses fixées. Dans un second temps, une analyse des matériaux utilisés habituellement tente de prouver que de nouveaux matériaux sont nécessaires. Puis nous nous attardons sur les propriétés de la zircono, ses avantages et ses inconvénients. Pour terminer, nous analysons successivement les différents systèmes d'exploitation de la zircono présents sur le marché.

M.	J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
M.	J. SCHOUVER	Maître de Conférences	Juge
M.	J.J BONNIN	Maître de Conférences	Juge
M.	L.M FAVOT	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

Adresse de l'auteur : Hélène PETITGENET
5 Hameau de Grandchamp
54840 VELAIN EN HAYE



FACULTE D'ODONTOLOGIE

Jury : Président : JP LOUIS – Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
JJ BONNIN – Maître de Conférences des Universités
LM FAVOT – Docteur en Chirurgie Dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

présentée par : **Mademoiselle PETITGENET Hélène**

né(e) à: NANCY (54)

le 15 avril 1980

et ayant pour titre : «**Apports du matériau zirconium en prothèse fixée et implantaire**»

Le Président du jury,
Pr. JP LOUIS



Autorise à soutenir et imprimer la thèse N° 2420.

NANCY, le 6 janvier 2006.

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1



12 DEC. 2005

PETITGENET (Hélène). – Apports du matériau zircone en prothèse fixée et implantaire.
Nancy 2006, 194 f., ill., tabl., 30 cm.

Th. : Chir-Dent. : Nancy - I : 2006

MOTS CLÉS : Zircone
Biomatériaux
Esthétique
Biomécanique
Prothèse fixée et implantaire

PETITGENET (Hélène). – Apports du matériau zircone en prothèse fixée et implantaire.

Th. : Chir-Dent. : Nancy – I : 2006

Les concepts actuels en prothèses fixées sur dents naturelles et sur implants s'orientent vers les procédés tout-céramique.

La prothèse céramo-métallique ne suffit plus à satisfaire les patients en quête de l'esthétique et de l'extrême perfection.

Devant ces volontés, les chercheurs tentent de trouver le matériau idéal capable de satisfaire tout un chacun.

Aujourd'hui, la zircone est le matériau qui fait l'objet d'un développement rapide et important car ses propriétés esthétiques et biomécaniques semblent correspondre à nos attentes. En effet, ses caractéristiques physiques, tant mécaniques qu'optiques, ainsi que la très bonne biocompatibilité de la zircone en font indéniablement le matériau de l'avenir en prothèses dentaires à tout point de vue.

Ce travail présente les objectifs esthétiques et biomécaniques à atteindre en prothèses fixées. Dans un second temps, une analyse des matériaux utilisés habituellement tente de prouver que de nouveaux matériaux sont nécessaires. Puis nous nous attardons sur les propriétés de la zircone, ses avantages et ses inconvénients. Pour terminer, nous analysons successivement les différents systèmes d'exploitation de la zircone présents sur le marché.

M.	J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
M.	<u>J. SCHOUVER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	<u>Juge</u>
M.	J.J BONNIN	Maître de Conférences	Juge
M.	L.M FAVOT	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

Adresse de l'auteur : Hélène PETITGENET
5 Hameau de Grandchamp
54840 VELAIN EN HAYE