

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

Badji Mokhtar - Annaba University
Faculty of Medicine
Vice Deanship of post-graduation
Scientific Research and External
Relations



جامعة باجي مختار عنابة
كلية الطب
نيابة العمادة لما بعد التخرج
البحث العلمي والعلاقات الخارجية

Pour l'obtention du Diplôme de Docteur en Sciences
Médicales

INTITULÉ

MISE EN EVIDENCE DE L'INFLUENCE DU CHOIX
DU MODE DE POLYMERISATION IN VITRO DES
RESINES ACRYLIQUES SUR LA QUALITE DE
L'ETAT DE SURFACE

Présentée et Soutenue Publiquement par :

MOHAMED BEN ALI Nabila

Directrice de Thèse : Pr SERAOUI Hassina / OULABBAS

Faculté de médecine de Constantine

Co-Directrice de Thèse : Pr MERABET Fatima Zohra

Faculté de médecine d'Annaba.

Présidente : Pr MERDES Latifa

Faculté de médecine d'Annaba.

Membres : Pr AIT MEHDI Mahdia

Faculté de médecine D'Alger.

Pr BENAÏSSA Fatima Zohra

Faculté de médecine de Sidi bel Abbés.

Pr CHERIFI Azzedine

Faculté de médecine d'Annaba.

ANNEE 2024/ 2025

Remerciements

Avant tout, je rends grâce à **Allah, le Tout-Puissant**, de m'avoir accordé la force, la patience et la volonté nécessaires pour mener à bien ce modeste travail.

Sans Sa bienveillance et Sa miséricorde, rien n'aurait été possible.

Remerciements

A notre Présidente du Jury

Madame le Professeur MERDES Latifa

Professeur des Universités à la Faculté de Médecine d'ANNABA

Option : Prothèse Dentaire

Chef de Service de Prothèse Dentaire CHU ANNABA

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Madame la Professeure Merdes Latifa, Présidente du jury, pour avoir accepté de présider ma soutenance de thèse.

Je lui suis profondément reconnaissante pour sa rigueur scientifique, sa générosité et son soutien, qui m'ont accompagnée tout au long de ce parcours.

Je la remercie sincèrement pour le temps qu'elle a consacré à l'évaluation de cette thèse, ainsi que pour sa disponibilité et sa rigueur scientifique

Remerciements

A notre membre de jury

Madame le Professeur AÏT MEHDI Mahdia

Professeur des Universités à la Faculté de Médecine d'Alger

Option : Prothèse Dentaire

Chef de Service de Prothèse Dentaire CHU MUSTAFA /ALGER

Je tiens à adresser mes vifs remerciements à Madame la Professeure Aït Mehdi Mahdia pour avoir accepté de faire partie du jury de ma thèse.

Sa compétence scientifique, son regard critique et bienveillant ainsi que la pertinence de ses remarques ont permis d'enrichir considérablement la qualité de ce travail.

Sa présence, malgré la distance parcourue pour assister à la soutenance, témoigne d'un engagement que j'apprécie profondément.

.

Remerciements

A notre membre du Jury

Madame le Professeur BENAÏSSA Fatima Zohra

Professeur des Universités à la *Faculté de médecine de Sidi bel Abbés.*

Option : Prothèse Dentaire

Chef de Service de Prothèse Dentaire CHU SIDI BEL ABBES

J'adresse mes sincères remerciements à Madame la Professeure Benaïssa Fatima Zohra pour avoir honoré ma soutenance de sa présence en tant que membre du jury.

Je lui suis particulièrement reconnaissante pour l'attention portée à mon travail, ainsi que pour la rigueur et la bienveillance dont elle a fait preuve dans son évaluation.

Son regard éclairé et ses commentaires pertinents ont contribué à donner une dimension supplémentaire à cette étude.

Sa venue, malgré les contraintes géographiques, m'a particulièrement touchée et honorée.

Remerciements

A notre membre du Jury

Monsieur le Professeur CHÉRIFI Azzedine

Professeur des Universités à la Faculté de Médecine d'ANNABA

Option : : Odontologie Conservatrice/Endodontie.

Chef de service de tri et d'imagerie CHU ANNABA

Je remercie chaleureusement Monsieur le Professeur Cherifi Azzedine pour avoir accepté de participer au jury de ma thèse.

Je suis honorée par l'intérêt qu'il a porté à mon travail et par la richesse de ses commentaires.

Son regard critique, à la fois exigeant et bienveillant, a constitué un apport précieux pour la finalisation de cette thèse.

Remerciements

A ma directrice de thèse

Madame le Professeur SERAOUI Hassina / OULABBAS

Professeur des Universités à la Faculté de Médecine de CONSTANTINE

Option : Prothèse Dentaire

Chef de Service de Prothèse Dentaire CHU CONSTANTINE

Je tiens à exprimer ma plus profonde reconnaissance à Madame la Professeure SERAOUI Hassina / OULABBAS ma directrice de thèse, pour la confiance qu'elle m'a accordée et pour l'encadrement attentif dont j'ai bénéficié tout au long de ce travail.

Son soutien constant, sa rigueur scientifique, ainsi que la clarté de ses orientations ont constitué pour moi une source d'inspiration et d'enrichissement continu. Toujours disponible, à l'écoute, ainsi que pour sa rigueur et son implication, elle a su m'accompagner avec patience et exigence dans chaque étape de cette recherche.

Au-delà de son rôle de directrice, je garderai de cette collaboration le souvenir d'un véritable partage humain et intellectuel, marqué par le respect, la confiance et la bienveillance.

Merci infiniment, Madame, pour votre engagement, votre disponibilité et votre générosité scientifique.

Remerciements

A ma co-directrice de thèse

Madame le Professeur Merabet Fatima Zohra

Professeur des Universités à la Faculté de Médecine d'ANNABA

Option : Odontologie Conservatrice/Endodontie

Je tiens à exprimer ma plus sincère reconnaissance à Madame la Professeure MERABET FATIMA/ZOHRA ma co-directrice de thèse, pour sa précieuse guidance tout au long de ce travail.

Sa rigueur scientifique, sa disponibilité constante et la richesse de ses conseils ont été déterminants dans l'aboutissement de cette recherche

Son soutien indéfectible, tant sur le plan scientifique que personnel, a été pour moi un pilier essentiel tout au long de ce parcours. Toujours présente, disponible et bienveillante, elle m'a accompagnée avec patience, compréhension et générosité dans les moments les plus exigeants de ce travail.

Merci du fond du cœur, chère amie, pour ton accompagnement sincère, ton écoute, ton amitié fidèle et ton engagement sans faille à mes côtés tout au long de cette belle aventure scientifique et humaine.

Mes remerciements s'entendent également :

Madame le Professeur nouioua fatiha/benssad

Je tiens à exprimer mes plus sincères remerciements à Madame la Professeure Nouioua, d'avoir contribué à la réalisation de ce travail.

Je lui suis profondément reconnaissante pour sa collaboration, sa bienveillance et son esprit de partage.

Laboratoire de recherche

Je souhaite remercier chaleureusement l'équipe du Laboratoire de Recherche, avec laquelle j'ai eu le plaisir de travailler durant toute la période expérimentale de cette étude.

Leur professionnalisme, leur disponibilité et leur esprit d'équipe ont largement contribué à la réussite de ce travail.

Une pensée particulière à **Wafa**, pour sa collaboration active, son aide technique et sa disponibilité. Université Badji Mokhtar Sid Amar. Annaba

Mes remerciements à **INES** d'avoir été toujours là quand j'avais besoin d'elle au laboratoire de prothèse du département de médecine dentaire.

Travailler avec l'équipe du **MEB** surtout **MOSTAFA** a été pour moi une expérience humaine et scientifique les plus enrichissantes. Université Badji Mokhtar Sid Amar. Annaba

Laboratoire de prothèse clinique dentaire saouli Abdelkader

Je tiens à exprimer toute ma gratitude à **Hichem** et **Inès** pour leur aide, leur disponibilité et leur précieux soutien tout au long de cette étude.

A tous ceux qui ont participé de près ou de loin à ce travail.

Dédicaces

À mes très chers enfants

Je tiens à exprimer une gratitude toute particulière à mon fils **Oualid**, pour son soutien indéfectible, sa patience et ses encouragements permanents. Son affection et sa compréhension ont été une source essentielle de force et de motivation dans les moments les plus exigeants de cette recherche.

J'ai également une pensée émue pour ma fille **Chems**, qui, bien que loin, n'a cessé de m'exprimer son amour, ses encouragements. Son absence physique n'a jamais diminué la force de son soutien moral et affectif, qui m'a accompagnée tout au long de ce parcours.

À la mémoire de mon défunt mari

Je dédie ce travail à la mémoire de mon défunt mari, **Dr SAIFI HACENE** dont l'amour, la bienveillance et le souvenir m'accompagnent chaque jour.

Bien que son absence laisse un vide immense, sa présence demeure vivante dans mon cœur et dans chacune de mes réussites.

Je garde en mémoire son soutien inconditionnel, son respect profond pour mon parcours, et la force morale qu'il m'a toujours inspirée.

C'est en pensant à lui, à son courage et à sa foi en mes capacités, que j'ai puisé l'énergie nécessaire pour mener à bien cette thèse

À ma famille

Je souhaite exprimer ma profonde reconnaissance et tout mon amour à ma famille, qui a toujours été ma plus grande source de force et de réconfort.

Je dédie une pensée pleine d'affection et de respect à la mémoire de mon père, dont les valeurs, le courage et la sagesse continuent de m'inspirer chaque jour. Son souvenir m'a portée et guidée tout au long de ce parcours.

Je remercie du fond du cœur ma chère mère, pour son amour inconditionnel, sa bienveillance et ses prières qui ont été un soutien moral inestimable dans les moments de doute et de fatigue.

Je veux également exprimer tout mon amour à mes sœurs, que j'aime profondément. Leur tendresse, leurs encouragements et leur complicité m'ont accompagnée tout au long de cette aventure. Leur affection est pour moi une source constante de joie et de force.

Mes remerciements s'adressent aussi à mon frère, pour sa présence bienveillante, son soutien et ses attentions toujours sincères.

À vous tous, ma famille, je vous dois une grande part de cette réussite.

Ce travail est le reflet de votre amour, de votre confiance et de votre soutien sans faille.

Sommaire

Liste des abréviations

Liste des tableaux

Liste des figures

Introduction 2

1.Problématique..... 5

Première Partie :

Revue de littérature

Chapitre 1 : Les résines acryliques

1.Historique 9

1.1 Définition du mot « résine »..... 10

1.2. La composition chimique de la résine acrylique 10

1.2.1. Forme de la poudre..... 11

1.2.2. Forme du liquide 12

1.3. Les exigences de la résine acrylique 12

1.4. Les propriétés de la résine acrylique. 13

1.4.1. Les propriétés mécaniques 13

1.4.2. Les propriétés thermiques 14

1.4.2.1. Le coefficient de dilatation thermique 14

1.4.2.2 La conductivité thermique..... 14

1.4.3. Les propriétés optiques..... 14

1.4.4. Les propriétés chimiques..... 14

1.4.5. Les propriétés biologiques 15

1.4.5.1 Les allergies..... 15

1.4.5.2. Toxicité..... 15

1.4.5.3. L'odeur et le goût 16

1.5. Les résines acryliques thermopolymérisables 16

1.5.1. La préparation 16

1.5.2.La poudre..... 17

1.5.3. Liquide 17

1.5.4 Les propriétés de résines acrylique thermopolymérisable 17

1.5.4.1. Les propriétés physiques 17

1.5.4.1.1. Structure 17

1.5.4.1.2. La porosité.....	18
1.5.4.1.3. L'absorption d'eau	18
1.5.4.1.4. La solubilité.....	19
1.5.4.1.5. Variations de volume au cours du durcissement.	19
1.5.4.2. Propriétés thermiques.....	20
1.5.4.2.1. Dilatométrie thermique	20
1.5.4.2.2. Conductibilité thermique.....	20
1.5.4.3. Propriétés mécaniques.....	20
1.5.4.4. Propriétés optiques	20
1.5.5. Propriétés chimiques	21
1.5.5.1. Résistance à la corrosion.	21
1.5.5.2. Polymérisation.....	21
1.5.6. Propriétés biologiques	21
Chapitre 2 : La polymérisation	
2.1. Définition de la polymérisation.....	23
2.2. La réaction de polymérisation	23
2.2.1. La polymérisation par addition (ou polymérisation radicalaire).....	23
2.2.1.1. Les phases de manipulation du mélange monomère/polymère.....	24
2.2.2. La polymérisation par condensation (ou polycondensation).....	25
2.3. La dégradation des polymères.....	26
2.4. Définition de la polymérisation ou mise en moufle	27
2.5. Les différents modes de polymérisations	27
2.5.1. La polymérisation traditionnelle au bain marie.....	27
2.5.1.1. Définition	27
2.5.1.2. Cycles de cuisson au bain-marie pour la mise en moufle.	27
2.5.1.3. Matériels.....	28
2.5.1.4. Technique de mise en œuvre	30
2.5.2. La polymérisation au micro-ondes	33
2.5.2.1. Définition	33
2.5.2.2. Matériels.....	34
2.5.2.3. Technique de mise en œuvre	35
2.6. Les différents types des résines acryliques utilisées selon le mode de polymérisations...	37
2.6.1. Résines pour la polymérisation au bain-marie	37
2.6.2. Résines pour la polymérisation au micro-ondes	38

Chapitre 3 : Le polissage

3.1. Définition	41
3.2. Principes fondamentaux du polissage et préservation de la surface prothétique.	41
3.3. Les objectifs du polissage	42
3.4. Matériels de finition et méthodes de polissage mécanique	43
3.4.1. Matériels.....	43
3.4.1.1. Instruments abrasifs.....	43
3.4.1.2. Matériels motorisés	43
3.4.1.3. Accessoires de polissage	43
3.4.1.4. Produits de polissage	43
3.4.2. Méthode de polissage mécanique.....	44
3.4.2.1. Étapes principales.....	44
3.4.3. Le polissage au fauteuil.....	46

Chapitre 4 : L'état de surface

4.1 Définition de l'état de surface	48
4.2. La métrologie des surfaces	48
4.3. Les composantes de l'état de surface	48
4.3.1. La microrugosité	48
4.3.2. La rugosité.....	48
4.3.2.1. Les paramètres de rugosité.	49
4.3.2.1.1. Paramètres de rugosité en 2D type profilométrie.....	49
4.3.2.1.2. Paramètres surfaciques 3D type rugosimètre optique	50
4.4. Facteurs influençant l'état de surface.....	51

Deuxième partie

Etude expérimentale

1. Matériels et Méthodes

1. Matériels et méthodes.....	55
1.1. Objectifs de l'étude	55
1.1.1. Objectif principal.....	55
1.1.2. Objectifs Secondaires	55
1.2. Type d'étude.....	55
1.2.1. Moyens d'étude	56
1.2.1.1. Critères d'inclusion	56
1.2.1.1.1. Critères d'échantillonnages	56

1.2.1.1.2. Critères analytiques	57
1.2.1.2. Critères d'exclusion.....	57
1.2.1.2.1. Critères d'échantillonnages	57
1.2.1.2.2. Critères analytiques	58
1.2.2. Schéma d'étude	58
1.3. Protocole de l'étude.....	60
1.3.1. Matériels et matériaux	60
1.3.1.1. Matériels.....	60
1.3.1.2. Matériaux	60
1.3.2. Préparation des disques des deux groupes A et B en résine acrylique.....	61
1.3.2.1. Préparation des disques en cire	61
1.3.2.2. Préparation des moufles	61
1.3.2.3.étape de décirage.	64
1.3.2.4. Cycle de polymérisation.....	69
1.3.2.4.1. Cycle de polymérisation au bain-marie (Groupe A)	69
1.3.2.4.2. Cycle de polymérisation par micro-ondes (groupe B)	70
1.3.2.5. Démoulage, finition et polissage des échantillons.	72
1.3.3. Vieillessement artificiel par thermocyclage.....	81
1.3.4. Observation de l'état de surface des disques avec le rugosimètre	83
1.3.5. Observation au microscope électronique à balayage (MEB) type QUANTA 250	86
2.Résultats	
2.Résultats	91
2.1. Les methodes d'analyse	91
2.1.1. Les analyses statistiques des données	91
2.1.1.1. Description des tests.....	91
2.1.1.1.1. Test de l'analyse de la variance (ANOVA)	91
2.1.1.1.2. Test de Student	92
2.1.1.1.3. Test de Levene	93
2.1.1.1.4 Test de normalité (Shapiro-Wilk)	93
2.2. Les Résultats descriptifs et analytiques.....	93
2.2.1. Volet descriptif.....	94
2.2.1.1. Description des caractéristiques des groupes A et B.....	94
2.2.2. Volet analytiques.....	95
2.3. Description des données.....	96

2.4. Les resultats analytiques.....	110
2.4.1 Test d'ANOVA	110
2.4.1.1. Comparaison inter-groupes (A et B)	110
2.4.1.1.1. Comparaison des valeurs de Ra entre les Groupes A et B	110
2.4.1.1.2. Comparaison des valeurs de Rt entre les Groupes A et B.....	113
2.4.1.1.3. Comparaison des valeurs de Rz entre les Groupes A et B	114
2.4.1.1.4. Comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz:	117
2.4.2. Test de Levene pour l'homogénéité des variances entre les groupes A et B.....	119
2.4.3. Corrélations de Pearson entre les paramètres Ra, Rt et Rz pour les deux groupes.....	121
2.4.4. Test de Schapiro-Wilk « Visualisations complémentaires des paramètres de rugosité»	122
2.4.4.1. Histogrammes et les courbes de densité Kernel Density Estimation (KDE) et test de Shapiro-Wilk	122
2.4.5. Test t de Student.....	125
2.4.5.1. Test t de Student pour le Rt des deux groupes A et B.....	125
2.4.5.2. Test t de Student pour le Rz des deux groupes A et B	127
2.4.6. Test de comparaison des écarts-types pour les deux groupes A et B.....	128
2.4.6.1. Les écarts-types pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B.	128
2.4.6.2. Les écarts-types pour, Rt intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.....	129
2.4.6.3. Les écarts-types pour Rz intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B	131
2.4.7. Le risque d'erreur intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.....	132
2.5. Analyse de la variabilité.....	136
2.5.1. L'approche statistique et structuration de l'analyse	136
2.5.1.1. Effet de la méthode de polymérisation : différence intergroupe	136
2.5.1.2. Effet du type de paramètre : sensibilité différentielle (Ra, Rt, Rz)	137
2.5.1.3. Variabilité intra-groupe : homogénéité de production	137
2.5.1.4. Fiabilité des résultats : erreur expérimentale.....	138
2.5.2. Démarche statistique	138
2.6. Observation au microscope électronique à balayage (MEB)	139
2.7. Implications cliniques	140
3.Discussion	
3. Discussion	142
Limites de l'étude in vitro	154

Conclusion.....	156
Perspectives.....	160
Proposition d'un protocole clinique.....	163
Références bibliographiques	176
Annexes	198
Résumé	

Liste des abréviations

A.D.A :	l'Association dentaire américaine.
ADC :	Convertisseur analogique-numérique
Al2O3 :	Oxyde d'Aluminium ou alumine
B4C :	Carbure de bore.
CHU :	Centre Hospitalo-Universitaire.
CP :	Polissage chimique.
DF :	Denture Fracture
DaN :	Déca newton.
IA :	Intelligence Artificielle.
KDE :	Kernel Density Estimation.
MMA :	Méthacrylate de Méthyle.
MEB :	Microscopie Electronique à Balayage.
MS :	Medical Standard.
Mohs :	Echelle mesure de dureté.
MPa :	Méga pascal.
PMMA :	Polyméthacrylates de méthyle.
PVAC :	Polyacétate de Vinyle.
PVC :	Polychlorure de Vinyle.
PEEK :	Polyetheretherketone.
Ra :	Rugosité moyenne arithmétique.
RMR :	Résiduel monomère rédaction.
Rt :	La rugosité totale.
Rz :	La rugosité maximale.
SiO2 :	Dioxyde de silicone.
SiC :	Carbure de silicium.

SNC : Système nerveux centrale.

TiO₂ : Dioxyde de titane.

UV : Ultraviolets.

W : Paramètre d'ondulation.

WC : Carbure de tungstène.

Liste des tableaux

Tableau 1 : Résines acryliques au bain marie.....	38
Tableau 2: Résines acryliques au micro-ondes.....	39
Tableau 3: Groupe A – Polymérisation par bain-marie :.....	96
Tableau 4: Distribution des statistiques Ra du Groupe A.....	97
Tableau 5: Distribution des statistiques Rt du Groupe A.....	98
Tableau 6 : Distribution des statistiques Rz du Groupe A.....	100
Tableau 7: Groupe B – Polymérisation au micro-ondes.....	102
Tableau 8: Distribution des statistiques Ra du Groupe B.....	103
Tableau 9: Distribution des statistiques Rt du Groupe B.....	105
Tableau 10: Distribution des statistiques Rz du Groupe B.....	106
Tableau 11: Comparaison des valeurs de Ra entre les Groupes A et B.....	110
Tableau 12: Comparaison des valeurs de Rt entre les Groupes A et B.....	113
Tableau 13: Test de comparaison des moyennes de Rz entre les Groupes A et B.....	114
Tableau 14: Comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz.....	117
Tableau 15: Comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz.....	119
Tableau 16: Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B.....	128
Tableau 17: Les résultats des écarts-types calculés pour Rt intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.....	129
Tableau 18: Les résultats des écarts-types calculés pour Rt intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.....	131
Tableau 19: Les résultats du Risque d'Erreur intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.....	132

Liste des figures

Figure 1 : Formule chimique d'un polyméthacrylate de méthyle avec radical R	11
Figure 2 : Résine acrylique thermopolymérisables.	16
Figure 3: La structure de la résine acrylique thermopolymérisable	18
Figure 4: La Chaîne de polymérisation	24
Figure 5: Les premières réactions s'effectuent entre le phénol et le formaldéhyde pour former un alcool	25
Figure 6: Moufle en bronze avec clavette utilisé pour une cuisson au bain-marie.....	29
Figure 7 : L'isolant isolate.	30
Figure 8: Bac de polymérisation au bain marie.....	33
Figure 9: Moufle pour micro-onde GC ACRON FRP Flask	34
Figure 10: Isolant au micro-onde.	35
Figure 11: Micro-ondes.	36
Figure 12: Résines pour bain marie poudre/ liquide.	37
Figure 13: Résines pour micro-ondes poudre liquide	39
Figure 14: Matériels pour polissage mécanique (disque à polir en mousseline humide, petits disques de polissage, fraises en carbure de tungstène, Micromoteur de prothèse).	45
Figure 15: Poudre de la pierre ponce	45
Figure 16: Enregistrement de la rugosité d'une résine acrylique par un profilomètre.....	50
Figure 17: Paramètres Ra, Rt et Rz sur le profil de surface	51
Figure 18: Diagramme de répartition de l'échantillonnage.	59
Figure 19: Préparation des disques en cire N. Mohamed Ben Ali.	61
Figure 20: Préparation des moufles N. Mohamed Ben Ali.....	63
Figure 21: Décirage au micro-ondes (Groupe B) N. Mohamed Ben Ali.	64
Figure 22: Etape de décirage N. Mohamed Ben Ali.	65
Figure 23: Mise en place de la résine acrylique dans la partie des moufles (en Bronze et en Tecnoflask) N. Mohamed Ben Ali	67
Figure 24: Mise sous presse manuelle type SirioP400.....	68
Figure 25: Polymérisation au bain-marie thermostatique de marque Acrydig 10(MENFREDI, Italie) N. Mohamed Ben Ali.....	70
Figure 26: Polymérisation au micro-ondes N. Mohamed Ben Ali.....	71
Figure 27: Le démoulage N. Mohamed Ben Ali.....	73

Figure 28: Finition des disques de résine N. Mohamed Ben Ali	75
Figure 29: Disques de polissage de différentes granulations N. Mohamed Ben Ali.	76
Figure 30: Polisseuse de la marque Hitech Europe N. Mohamed Ben Ali.	77
Figure 31: Bac Ultrasonic N. Mohamed Ben Ali.....	80
Figure 32: Emergence de l'échantillon (GA / GB) dans un Bac Ultrasonic cleaner pendant 15min a 37°C N. Mohamed Ben Ali. N	80
Figure 33: Thermocycleur. TC 3050 Norme ISO TR 10477 Standard (2020). Ultrasonic N. Mohamed Ben Ali	83
Figure 34: Rugosimètre optique 3D type CT-100. N. Mohamed Ben Ali.....	85
Figure 35: Echantillon de disque en résine des sous-groupes A' et B' avant observation au MEB Type QUANTA 250. N. Mohamed Ben Ali.	88
Figure 36: Observation au MEB Type QUANTA 250.	89
Figure 37: Graphique en Boite annoté des mesures de rugosité (Groupe A Polymérisation par bain-marie).	96
Figure 38: Graphique en Boite annoté la distribution de Ra pour les100 disques en résine acrylique (Groupe A).	98
Figure 39: Graphique en Boite annoté la distribution de Rt pour les100 disques en résine acrylique (Groupe A).	99
Figure 40: Graphique en Boite annoté la distribution de Rz pour les100 disques en résine acrylique (Groupe A).	101
Figure 41: Topographie de la rugosité de surface du D82 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe A. N. Mohamed Ben Ali	101
Figure 42: Image D82 sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 50um x 2000 avec des micro-irrégularités sous forme de vague et pore N. Mohamed Ben Ali.....	102
Figure 43: Graphique en Boxplot avec annotations des mesures de rugosité (Groupe B – Polymérisation au micro-ondes).....	103
Figure 44: Graphique en Boxplot avec la distribution des statistiques Ra (Groupe B Polymérisation au micro-ondes).....	104
Figure 45: Graphique en Boxplot avec la distribution des statistiques Rt (Groupe B Polymérisation au micro-ondes).....	106
Figure 46: Graphique en Boxplot avec la distribution des statistiques Rz (Groupe B Polymérisation au micro-ondes).....	107
Figure 47: Topographie de la rugosité de surface du D191 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B. N. Mohamed Ben Ali	108

Figure 48: Image D191 du groupe B sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 50um x 5000avec une Surface lisse N. Mohamed Ben Ali.....	109
Figure 49: Graphique en Boxplot Comparaison des valeurs de Ra entre les deux groupes A etB	111
Figure 50: Topographie de la rugosité de surface du D 66 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali	111
Figure 51: Topographie de la rugosité de surface du D104 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B A N. Mohamed Ben Ali	112
Figure 52: Image D65 du groupe A sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 20um x 2000 avec des porosités très faibles visibles N. Mohamed Ben Ali	112
Figure 53: Graphique en Boxplot avec la différence de distribution des valeurs de Rt entre les Groupes A et B.....	114
Figure 54: Graphique en Boxplot avec la différence de distribution des valeurs de Rz entre les Groupes A et B.....	115
Figure 55: Topographie de la rugosité de surface du D58 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du. Groupe A N. Mohamed Ben Ali	116
Figure 56: Topographie de la rugosité de surface du D156 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali	116
Figure 57: Graphique en Boxplot avec comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz.	118
Figure 58: Graphique de l'homogénéité des variances entre les groupes A et B.	120
Figure 59: Corrélations de Pearson entre les paramètres Ra, Rt et Rz pour les deux groupes A et B.	121
Figure 60: Histogrammes et les courbes de densité Kernel Density Estimation (KDE).	123
Figure 61: Topographie de la rugosité de surface du D141 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali	124
Figure 62: Topographie de la rugosité de surface du D63 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe A N. Mohamed Ben Ali	125
Figure 63: Topographie de la rugosité de surface du D21 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe A N. Mohamed Ben Ali	126
Figure 64: Topographie de la rugosité de surface du D193 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali	127
Figure 65: Graphe des écarts-types de rugosités moyennes Ra (Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B).....	129

Figure 66: Graphe des écarts-types de rugosités moyennes Rt (Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B).....	130
Figure 67: Graphe des écarts-types de rugosités moyennes Rz (Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B).....	131
Figure 68: Graphe des résultats du Risque d'Erreur intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.....	133
Figure 69: Topographie de la rugosité de surface du D100 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe A N. Mohamed Ben Ali	134
Figure 70: Image D63 du groupe A sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 20um x 2000 avec moins de porosités visibles	134
Figure 71: Topographie de la rugosité de surface du D195 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali	135
Figure 72: Image D195 du groupe B sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 20um x 5000 avec moins de porosités visibles N. Mohamed Ben Ali.....	135

Introduction

Introduction :

Dans le domaine de la dentisterie, les résines dentaires occupent une place centrale, tant en pratique clinique qu'en laboratoire, où elles constituent le matériau de référence pour la confection des prothèses adjoindes, qu'elles soient partielles ou complètes. À l'heure actuelle, les bases de prothèses complètes sont majoritairement élaborées à partir de résines acryliques, notamment celles à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), un polymère synthétisé dès les années 1930 et intégré en odontologie depuis plus de sept décennies [1]. Bien que ce matériau ait fait ses preuves, sa performance clinique reste étroitement dépendante des conditions de mise en œuvre, en particulier du mode de polymérisation, un paramètre critique influençant directement le degré de conversion, la teneur en monomère résiduel, la porosité, ainsi que l'état de surface final de la prothèse.

Historiquement, la polymérisation au bain-marie s'est imposée comme la technique de référence pour la réticulation des résines acryliques. Cependant, cette méthode présente des limites notables, notamment une durée de traitement prolongée et une distribution thermique hétérogène, susceptible d'induire des défauts de polymérisation et d'altérer les propriétés mécaniques et esthétiques des prothèses [2]. Face à ces contraintes, la polymérisation au micro-ondes a émergé comme une alternative prometteuse, permettant de réduire significativement le temps de cuisson tout en maintenant un degré de conversion acceptable. Ce procédé repose sur l'excitation moléculaire par rayonnement électromagnétique, offrant une polymérisation plus homogène et potentiellement plus efficace [3].

Néanmoins, la qualité de surface obtenue après polymérisation reste insuffisante en l'absence d'un polissage mécanique, une étape essentielle pour optimiser le confort prothétique, minimiser la rétention bactérienne, et garantir un rendu esthétique satisfaisant. Les résultats finaux dépendent ainsi non seulement de l'efficacité du protocole de polissage, mais aussi du mode de polymérisation initial.

Un autre facteur déterminant influençant l'état de surface des résines est le vieillissement artificiel, simulé en laboratoire par thermocyclage. Cette méthode reproduit les variations thermiques physiologiques rencontrées en milieu buccal, permettant d'évaluer la durabilité et la résistance des matériaux prothétiques dans des conditions proches de la réalité clinique.

L'analyse des altérations induites par ces processus repose sur des techniques d'observation in vitro performantes. Le rugosimètre tridimensionnel permet une quantification objective des paramètres de rugosité, tandis que la microscopie électronique à balayage (MEB) offre une observation qualitative à haut grossissement, révélant les porosités, fissures et irrégularités post-polymérisation. Ces outils sont indispensables pour évaluer l'impact combiné des protocoles de polymérisation, du polissage, et du vieillissement sur la qualité finale des matériaux prothétiques. Dans ce contexte, ce travail se propose de réaliser une analyse critique et scientifique des deux approches de polymérisation, en s'appuyant sur des données objectives et des méthodes d'évaluation rigoureuses. L'objectif ultime est d'établir des recommandations pratiques visant à optimiser la qualité prothétique, la durabilité clinique, et la satisfaction des patients, tout en répondant aux exigences croissantes de la dentisterie moderne.

1. Problématique

1. Problématique :

La prothèse amovible constitue une solution thérapeutique incontournable dans la réhabilitation orale, notamment chez les patients édentés partiels ou complets. Le matériau de choix pour la réalisation des bases prothétiques reste la résine acrylique à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), en raison de sa facilité de mise en œuvre, de son faible coût, de sa biocompatibilité acceptable et de ses propriétés mécaniques adaptées. Malgré ces atouts, ce matériau n'est pas exempt de limites, notamment en ce qui concerne son état de surface, sa stabilité dimensionnelle, ainsi que la libération de monomère résiduel susceptible d'entraîner une cytotoxicité.

Un paramètre essentiel dans la longévité et le succès clinique d'une prothèse amovible est la rugosité de surface. En effet, une surface trop rugueuse favorise la rétention bactérienne et la formation de biofilm, compromettant ainsi l'hygiène bucco-dentaire et exposant le patient à un risque accru d'inflammations et de mycoses prothétiques. Les données de la littérature montrent que lorsque la rugosité dépasse **0,2 μm** , l'élimination mécanique de la plaque bactérienne devient compromise selon **Queiroz et al., 2013[4]**. Par ailleurs, pour s'approcher des conditions physiologiques optimales, l'objectif est d'obtenir une rugosité comparable à celle de l'émail dentaire, estimée à **0,64 \pm 0,25 μm** selon **Willems et al.**, ainsi, l'état de surface des résines acryliques devient une exigence à la fois biologique, mécanique et clinique.

Les débats persistent quant à l'efficacité des cycles de polymérisation courts versus longs. Bien que les cycles longs aient été historiquement recommandés pour minimiser le monomère résiduel.

Des études récentes ont montré qu'un cycle court, bien contrôlé thermiquement, peut offrir des performances équivalentes, voire supérieures. **Al-Qudah et al.,[5]** ont ainsi démontré que des cycles courts à température maîtrisée permettent une conversion optimale du monomère en polymère, tout en limitant la dégradation thermique de la résine. **Polychronakis et coll., [6]** ont également observé que ces cycles réduisent le stress interne du matériau, améliorant ainsi la qualité de la surface et la stabilité dimensionnelle.

Dans la littérature, la fragilité des prothèses en résine acrylique est souvent rapportée comme une cause fréquente d'échec clinique. **Beyli et von Fraunhofer, [7]** ont analysé en détail les facteurs responsables des fractures des prothèses en résine acrylique et ont montré que ces défaillances ne résultent pas uniquement des sollicitations mécaniques, mais également de la

structure interne du matériau et de son mode de mise en œuvre. En effet, la présence de porosités, de zones de faiblesse dues à une polymérisation incomplète ou à un excès de monomère résiduel, ainsi que la rugosité de surface, constituent autant de points de fragilité qui favorisent l'initiation et la propagation de fissures.

D'un point de vue clinique, la rapidité des cycles courts favorise une meilleure reproductibilité et un gain de temps en laboratoire, tout en respectant les normes **ISO 20795-1 :2013** relatives à la biocompatibilité [8].

La méthode de polymérisation qu'elle soit conventionnelle (bain-marie) ou moderne (micro-ondes) influence significativement la cytotoxicité et la rugosité. Les résines polymérisées au micro-ondes, bien que moins toxiques que les autopolymérisables [9], nécessitent un respect rigoureux des protocoles (**500W–700W, 3–5 min**) pour garantir une rugosité inférieure à **0,2 µm** et une conversion supérieure à 90 % [10, 11].

La technique conventionnelle au bain-marie, basée sur un cycle en deux phases (**préchauffage à 65–74°C pendant 90–120 min, suivi d'une élévation à 100°C pendant 30–60 min**), reste une méthode de référence pour assurer une conversion monomère/polymère optimale et minimiser les porosités internes [12],[13].

Plusieurs études démontrent que, si les protocoles normalisés sont respectés, cette méthode permet d'obtenir une rugosité de surface inférieure à **0,2 µm**, compatible avec les exigences cliniques, tout en réduisant le relargage de monomère [14],[15],[16].

Ce travail s'inscrit dans une démarche scientifique *in vitro* visant à évaluer de manière critique la polymérisation au micro-ondes comme une alternative potentiellement supérieure à la méthode traditionnelle **au bain-marie** pour la confection des prothèses en résine acrylique. L'enjeu central réside dans la capacité de cette technique à réduire significativement la rugosité de surface un paramètre déterminant pour limiter la rétention bactérienne et améliorer la durabilité des prothèses tout en minimisant le monomère résiduel et la cytotoxicité associée, conformément aux normes internationales (**ISO 20795-1 :2013**).

Les résultats obtenus pourraient ainsi éclairer les choix des techniques de polymérisation en prothèse dentaire, en offrant des données objectives pour l'adoption de méthodes innovantes, tout en garantissant la pérennité et le confort du patient.

Première Partie :

Revue de littérature

Chapitre 1

Les résines acryliques

Chapitre 1 : Les résines acryliques.

1. Historique :

La découverte de l'acide acrylique remonte à 1843. Cette même année, ses esters méthyliques, éthyliques et allyliques furent identifiés, et le polyacrylate de méthyle fut synthétisé en 1880 par des chercheurs allemands. Ces derniers observèrent que ces liquides pouvaient se transformer, par polymérisation, en substances visqueuses ou solides. Vers 1900, Röhm décrivit pour la première fois le polyacrylate de méthyle [17].

Les résines à prise retardée figurent parmi les premiers plastiques développés durant les deuxièmes et troisième décennie du XXe siècle.

Les résines à prise retardée figurent parmi les premiers plastiques développés durant les deuxièmes et troisième décennie du XXe siècle.

1920 : Les premières résines utilisées comme base prothétique commencèrent à apparaître dans le domaine dentaire [18].

1930 : Les résines polyacrylates et polyméthacrylates furent développées et largement utilisées dans l'art dentaire [19].

1937 : Selon Kulzer, la production et la qualité des dents en résine acrylique atteignirent un niveau satisfaisant. Les résines polyméthacrylate de méthyle (PMMA), durcissant à la chaleur, furent préconisées pour la fabrication de prothèses adjointes, selon les travaux de Smith et Nakamura [20].

1940 : La résine acrylique fut utilisée pour la première fois comme matériau implantable par Bulbulian, à la Mayo Clinic de Rochester, pour la réalisation de prothèses faciales [21].

1946 : Les résines acryliques durcissant à froid furent développées à partir de brevets déposés par des chercheurs français et allemands [22].

1950 : Plusieurs résines acryliques destinées à l'obturation dentaire furent mises sur le marché. Ces matériaux, durcissant in situ, présentaient une teinte et une apparence proches de celles des dents naturelles [23].

1960 : Introduction de la résine acrylique biomédicale à base de PMMA, durcissant à froid et utilisée comme ciment osseux par le chirurgien orthopédiste Charnley, guidé dans ses choix par le dentiste Smith [24].

1961 : Les résines acryliques à prise retardée s'imposèrent progressivement dans les pratiques dentaires [25].

1985 : Le premier système de résine durcissant par micro-ondes fit son apparition sur le marché, importé du Japon [26].

Actuellement : L'évolution technologique conduit à l'utilisation de résines PMMA dont la prise chimique est initiée par une exposition à des radiations lumineuses ultraviolettes.

1.1 Définition du mot « résine » : [27].

Le mot « résine », étymologiquement, est issu du persan RASHINAH ou du sanscrit rasa, qui signifient : « suc, fluide ».

Les résines naturelles, composées d'hydrogène, d'oxygène et de carbone, s'écoulent d'abord sous forme fluide, puis s'oxydent en masses cassantes, solides, jaunâtres et translucides, insolubles dans l'eau, amorphes.

Par analogie, les résines artificielles sont des macromolécules ou polymères de synthèse, composés de carbone, dont les propriétés ressemblent à celles des composés de la résine naturelle.

1.2. La composition chimique de la résine acrylique :

La résine acrylique utilisée dans les prothèses dentaires est principalement formulée à partir du polyméthacrylate de méthyle (PMMA) [28]. Ce matériau résulte de la polymérisation de monomères de méthacrylate de méthyle (MMA), qui conduit à la formation de polymères, c'est-à-dire de macromolécules à haut poids moléculaire [29].

Les résines acryliques dérivent de l'éthylène et comportent un groupe vinylique dans leur structure moléculaire. On distingue principalement deux familles de résines acryliques d'intérêt en dentisterie : celles issues de l'acide acrylique ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$) et celles issues de l'acide méthacrylique ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$). Ces deux types se polymérisent généralement par addition selon un mécanisme radicalaire [30].

Bien que les polyacides soient durs et transparents, leur polarité due au groupe carboxyle favorise l'absorption d'eau. Cette absorption conduit à une séparation des chaînes polymériques, entraînant un ramollissement et une perte de résistance mécanique. C'est pourquoi ces matériaux ne sont pas utilisés dans la cavité buccale [31], [32].

Les esters de ces polyacides, comme le PMMA, présentent en revanche un grand intérêt. Le **figure 1** illustre la structure chimique typique d'un polyméthacrylate de méthyle avec une chaîne latérale R représentant un radical ester.

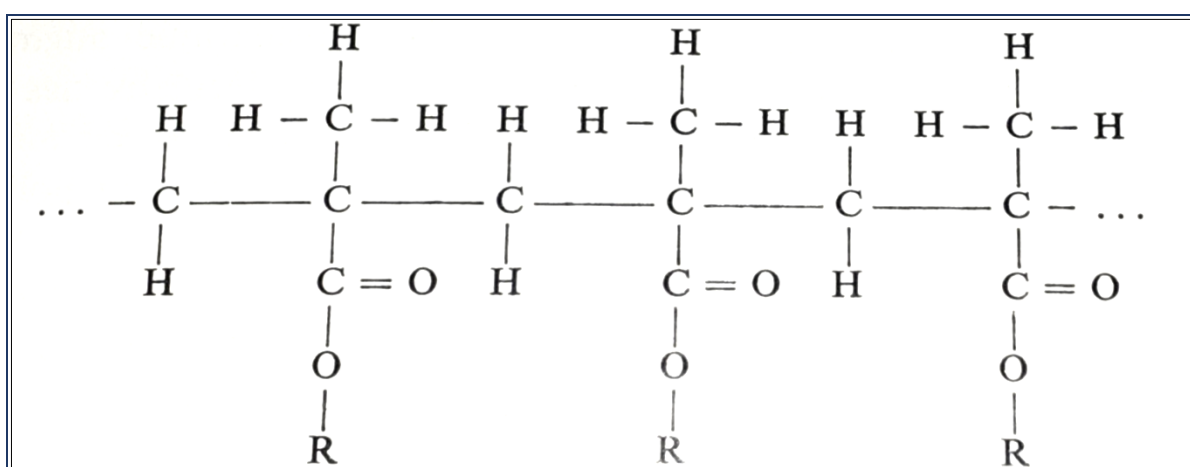


Figure 1 : Formule chimique d'un polyméthacrylate de méthyle avec radical R [33].

Comme le radical R peut être pratiquement à n'importe quel groupement organique ou minéral, une grande variété de résines acryliques peut être synthétisée. À cela s'ajoutent les possibilités de copolymérisation, qui élargissent encore davantage le champ des applications [33]. Classiquement, ces matériaux se présentent sous forme de poudre et de liquide [29].

1.2.1. Forme de la poudre :

La poudre contient plusieurs constituants :

-Le **PMMA (polymère)** : il peut être modifié par l'ajout de monomères variés, conduisant à la formation de copolymères ayant une structure plus complexe que les homopolymères utilisés en résine dentaire [34].

-Un initiateur ou amorceur : il s'agit de molécules qui, dans certaines conditions (température, lumière), libèrent des radicaux libres nécessaires au démarrage de la polymérisation.

-Des pigments : ajoutés pour donner une teinte appropriée.

-Des opacifiants : utilisés pour réduire la translucidité.

-Des fibres synthétiques colorées : parfois incorporées pour des raisons esthétiques.

1.2.2. Forme du liquide : [35]

La phase liquide de la résine acrylique comprend :

- Du méthacrylate de méthyle (MMA), le monomère de base.
- Un co-monomère, afin de modifier les propriétés mécaniques ou thermiques.
- Un stabilisant-inhibiteur, pour éviter la polymérisation prématurée pendant le stockage.
- Un accélérateur-activateur, qui facilite la libération des radicaux par l'amorceur.
- Des agents plastifiants, destinés à améliorer la souplesse du matériau.
- Des agents de liaison, qui assurent la cohésion entre les chaînes polymériques.

1.3. Les exigences de la résine acrylique : [36], [37].

Les matériaux de base ainsi que les différentes techniques de mise en œuvre doivent permettre d'obtenir un résultat à la fois qualitatif et esthétiquement satisfaisant. À cette fin, un ensemble d'exigences fondamentales doit être respecté :

- Des résines de base présentant des propriétés mécaniques élevées.
- Une liaison optimale entre la résine de base et les dents prothétiques.
- Le respect de l'occlusion.

Un taux de monomère résiduel aussi faible que possible, garantissant une ergonomie conforme aux exigences actuelles des laboratoires de prothèse dentaire. L'utilisation de résine acrylique à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), couramment employée dans la conception des prothèses dentaires amovibles, en raison de sa facilité de mise en œuvre par moulage et de ses propriétés physico-chimiques avantageuses.

1.4. Les propriétés de la résine acrylique : [38].

1.4.1. Les propriétés mécaniques :

Les propriétés mécaniques des résines méthacryliques thermopolymérisables ont été étudiées par **Burdaïron 1990 [17]** puis par **Rognolik et coll., 1992 [39]** et selon les normes **ISO 20795-1 :2021**.

- Dureté Knoop : 18 à 22 KHN.
- Module d'élasticité ou de Young : 2400MPa à 3500 MPa.
- Limite d'élasticité : 27,5 MPa.
- Résistance à la traction : 60 MPa.
- Résistance à la compression : 75 MPa.
- Résistance à la charge transverse : elle se calcule sur un échantillon de 2,5 mm, Celui-ci est d'abord chargé sous 0,15 MPa puis 0,35 MPa, la différence de flexion maximale doit être de 1,8 mm

Burdaïron et coll, 1990 a fait un deuxième essai pour mesurer la différence de flexion entre deux charges appliquées de 0,15 MPa et 0,50 MPa, la différence de flexion été comprise entre 2mm et 5mm [40].

- Test de résilience : 1 MPa à 3 MPa.
- Résistance à la fatigue mécanique : plus élevée de 50% par rapport aux polyvinyles.

Les propriétés mécaniques quoi que très inférieures à celles des biomatériaux métalliques, sont cependant acceptables et supérieures à celles des résines ordinaires. Par contre, elles peuvent être améliorées :

- Par un haut degré de polymérisation.
- Par adjonction de glycol diméthacrylate, permettant d'obtenir une réticulation tridimensionnelle de polyméthacrylate de méthyle.

La stabilité de la couleur et des propriétés mécaniques des prothèses dépend du degré de conversion des polymères.

1.4.2. Les propriétés thermiques : [41]

1.4.2.1. Le coefficient de dilatation thermique : Est de 81°C-10°C-6°C.

Ces chiffres sont à comparer :

- A celui du plâtre **11°C-10°C-6°C**, expliquant des distorsions lors du refroidissement simultané du moule de la prothèse.

- A celui des tissus dentaires : 8°C-10°C-6°C pour la dentine et 11,4°C-10°C-6°C pour l'émail.

1.4.2.2 La conductivité thermique : [42]

Elle est de 0,2 W/km, soit environ 50 à 100 fois moins qu'un alliage Métallique.

Cette faible conductivité thermique explique la faible transmission des chocs thermiques par une base prothétique en résine méthacrylique ainsi que toutes ses conséquences négatives.

Par contre, les variations thermiques ont une faible incidence sur la stabilité dimensionnelle des prothèses amovibles.

1.4.3. Les propriétés optiques : [17], [39]

Selon **Burdairon en 1990 et Rogonlik et coll.,1992** le polyméthacrylate de méthyle est particulièrement connu pour ses propriétés optiques exceptionnelles. Ce polymère amorphe présente une transparence remarquable atteignant **92%** dans le domaine du spectre visible **380 à 780 nm**. Ces caractéristiques confèrent au PMMA un intérêt notable dans le domaine de l'optique.

C'est un matériau qui peut aisément se colorer ou se pigmenter. Son indice de réfraction est de **1,49** est proche de ceux des tissus dentaires.

1.4.4. Les propriétés chimiques : [17],[39],[43].

Selon **Budairon en 1990 ; Rogonlik et coll., 1992**, le polyméthacrylate de méthyle présente une grande inertie chimique. En effet, les résines méthacryliques sont pratiquement résistant à l'agression des fluides buccaux, la stabilité en milieu orale est considérée comme très bonne.

On observe cependant une dégradation dans le temps, la résine claire devient trouble, traduisant une perte de transparence ce phénomène s'accompagne souvent d'une diminution de la résistance mécanique avec un risque d'apparition de fissures et de craquelures.

Cette dégradation résulterait essentiellement d'une fatigue mécanique et thermique, voire de l'absorption hydrique et non de causes chimiques.

1.4.5. Les propriétés biologiques :

1.4.5.1 Les allergies :[44]

Il n'existe pas d'allergie avérée au polyméthacrylate de méthyle (PMMA) lui-même, contrairement à certains composants secondaires entrant dans sa formulation, dont la présence peut induire des réactions indésirables chez certains patients.

Parmi les substances potentiellement responsables d'allergies, on retrouve notamment :

- **Les colorants** : incluant des oxydes métalliques et des colorants organiques, surtout problématiques lorsqu'ils sont incorporés après la phase de pré-polymérisation.
- **Les plastifiants.**
- **Le pyrogallol** : un antioxydant reconnu.

Un diagnostic différentiel est nécessaire pour ne pas confondre les symptômes allergiques avec :

- Des réactions chimico-toxiques dues à la présence de monomère résiduel [45] ;
- Une pathologie infectieuse secondaire à une mauvaise hygiène, comme la candidose ;
- Des troubles inflammatoires ou traumatiques liés à une mauvaise adaptation des prothèses amovibles.

Lorsque la polymérisation est incomplète, les résidus de monomères peuvent agir comme irritants cutanés et provoquer des réactions allergiques [46].

1.4.5.2. Toxicité : [47],[48][49].

À la fin du processus de polymérisation, un résidu de méthacrylate de méthyle, qui est un composé potentiellement toxique, peut subsister dans le matériau. Lorsqu'il est libéré, ce monomère peut provoquer des réactions tissulaires inflammatoires ou allergiques.

Selon **Dogan et al., 1995** la tolérance des tissus au monomère résiduel varie selon les individus, mais sa concentration doit rester inférieure à **0,45 %** pour être considérée comme acceptable [47].

1.4.5.3. L'odeur et le goût : [50], [51][52].

Les résines acryliques, principalement à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), présentent parfois :

- Une odeur caractéristique (légèrement piquante ou irritante).
- un goût désagréable, surtout juste après la polymérisation.

Ces phénomènes sont dus à la présence de monomère résiduel (MMA) le méthacrylate de méthyle, substance volatile et odorante.

Ce monomère n'est pas entièrement polymérisé pendant la cuisson, surtout si le cycle thermique est incomplet ou si la température de polymérisation est insuffisante.

D'après **Trotignon et al., 1996**, les résines méthacryliques sont dépourvues d'odeur et de goût, ce qui constitue un avantage notable pour leur utilisation en milieu buccal, notamment dans les bases prothétiques.

1.5. Les résines acryliques thermopolymérisables : [53][54]

1.5.1. La préparation :

La résine thermopolymérisable est obtenue par le mélange d'une poudre et d'un liquide, suivi d'un chauffage contrôlé. Ce mélange peut parfois être préparé directement par le fabricant, ou le produit est fourni sous forme de gel, avec une durée de conservation limitée.



Figure 2 : Résine acrylique thermopolymérisables. [54]

1.5.2. La poudre : [48],[49],[50],[51].

La poudre est composée principalement de polyméthacrylate de méthyle, auquel est ajouté un initiateur radicalaire tel que le peroxyde de benzoyle (**à raison de 0,5% à 2 % en poids**). Afin de prévenir l'agglomération des particules sphériques lors de la polymérisation, des agents anti-coalescence comme le talc ou la gélatine.

Des plastifiants comme le phtalate de butyle peuvent également être ajoutés pour abaisser la température de ramollissement, mais leur concentration ne doit pas excéder **8 %**, sous peine d'altérer les propriétés mécaniques et la stabilité en bouche.

Des pigments organiques ou minéraux peuvent également être incorporés pour assurer une teinte esthétique.

1.5.3. Liquide : [48],[49],[50], [55].

Le liquide est incolore et constitué de monomère de méthacrylate de méthyle, auquel on ajoute un antioxydant tel que l'hydroquinone (**0,006 % en poids**) pour inhiber la polymérisation prématurée. Le durcissement s'effectue par élévation thermique, justifiant l'appellation de résine thermopolymérisable.

1.5.4 Les propriétés de résines acrylique thermopolymérisable : [35], [56].

1.5.4.1. Les propriétés physiques :

1.5.4.1.1. Structure :

La structure de ces résines repose principalement sur des chaînes longues de polymère, Ce réseau est caractérisé par la présence de cross-links (ponts covalents entre chaînes), qui modulent les propriétés mécaniques du matériau en équilibrant rigidité et souplesse ; (Stansbury & Dickens, 2016).

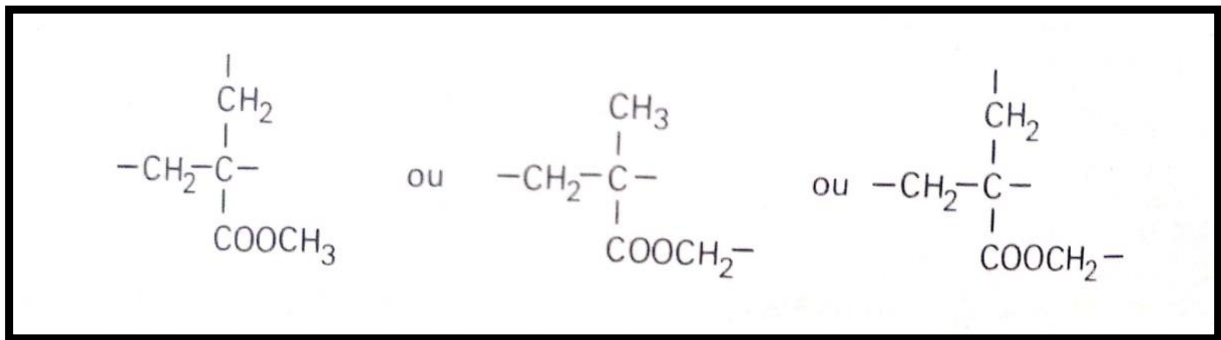


Figure 3: La structure de la résine acrylique thermopolymérisable [35], [56].

1.5.4.1.2. La porosité : [57].

La porosité des résines acryliques, observable à l'œil nu sous forme de bulles de tailles variables, résulte le plus souvent d'erreurs techniques au cours de la manipulation :

***Petites bulles sphériques** : généralement causées par un chauffage trop rapide, entraînant l'ébullition du monomère (**température > 100 °C**) en profondeur.

***Bulles nombreuses et irrégulières** : résultent d'un remplissage insuffisant du moufle, induisant un défaut de compression.

***Grosses bulles irrégulières** : dues à une pâte non homogène, liée à une distribution inégale du monomère ou à une importante variabilité du poids moléculaire du polymère.

Ces porosités altèrent les propriétés mécaniques et esthétiques de la prothèse.

1.5.4.1.3. L'absorption d'eau : [58].

L'absorption d'eau est quantifiée par le gain de masse d'un échantillon après une immersion **de 24 heures**. Selon les normes de l'American Dental Association (ADA) **ISO 20795-1 :2023**, ce gain ne doit pas excéder **0,7 mg/cm²**. L'eau absorbée provoque une dilatation dimensionnelle **de 0,5 % en 5 heures** et jusqu'à **1 % après 30 jours**.

Ce phénomène contribue à la réduction de la résistance mécanique et peut engendrer l'apparition de zones blanchâtres. La saturation est généralement atteinte après **17 jours à 20°C -22 °C** selon **S. P. Stafford et al.**,

Pour éviter l'absorption de l'humidité résiduelle du moule en plâtre, l'ADA recommande une solution de revêtement composée de :

- **Alginate alcalin** : 15 g
- **Phosphate trisodique** : 5 g (favorise l'adhérence du matériau)
- **Eau** : 100 cm³.

1.5.4.1.4. La solubilité : [58],[59].

La solubilité est déterminée par la perte de masse après une immersion dans l'eau pendant **24 heures** suivie d'un séchage. Pour un disque de **50 mm** de diamètre et **0,5 mm** d'épaisseur, la perte maximale admissible est fixée à **0,04 mg/cm²** selon les critères ADA. L'incorporation de diméthacrylate de glycol permet de réduire significativement cette solubilité.

1.5.4.1.5. Variations de volume au cours du durcissement : [58],[59],[60].

Le cycle de polymérisation des résines acryliques entraîne plusieurs modifications volumétriques qui influencent leurs propriétés mécaniques et leur stabilité dimensionnelle :

-la dilatation thermique, qui se produit lors du chauffage jusqu'à 60 °C, génère des contraintes internes dans le matériau **selon Flury et al.,2018 ; Moszner et Salz en 2016.**

-la contraction de polymérisation, causée par la réduction de volume lors de la conversion du monomère en polymère (environ 21 %), entraîne une contraction linéaire estimée entre 0,2% et 0,5 % **selon Al-Dwairi et Alwaeli en 2017 ; Ilie et Hickel en 2015.** Cette contraction peut induire des défauts marginaux ou un gauchissement si elle n'est pas contrôlée.,

-la contraction thermique post-polymérisation, qui survient lors du refroidissement, est limitée par l'adhérence au moufle mais peut néanmoins causer un léger gauchissement si le refroidissement est trop rapide selon **Sideridou et al., 2006.**

Ces modifications volumétriques soulignent l'importance d'un contrôle précis des paramètres de polymérisation, notamment la température et la vitesse de refroidissement, pour minimiser les contraintes internes et garantir la qualité des prothèses.

1.5.4.2. Propriétés thermiques :

1.5.4.2.1. Dilatométrie thermique : [61].

Le coefficient de dilatation thermique linéaire est relativement élevé ($81 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$), soit environ huit fois supérieur à celui de la dent. Cette différence peut provoquer un descellement des restaurations ou une infiltration des fluides buccaux.

1.5.4.2.2. Conductibilité thermique : [61].

La conductibilité thermique des résines est faible ($0,2 \text{ W/m}\cdot\text{K}$), ce qui leur confère un bon pouvoir isolant thermique, limitant la transmission des variations de température vers les tissus dentaires.

1.5.4.3. Propriétés mécaniques : [62].

-Dureté (Knoop) : 20, nettement inférieure à celle de la dentine (~65) et de l'émail (~300).

-Résistance à la charge transverse : évaluée par la déflexion entre deux charges successives ; elle diminue en cas de polymérisation insuffisante ou de polissage excessif.

-Résistance à la compression : $\approx 75 \text{ MPa}$.

-Résistance à la traction : $\approx 52,5 \text{ MPa}$.

-Résistance à l'abrasion : relativement faible, mais améliorable par l'ajout de diméthacrylate de glycol.

1.5.4.4. Propriétés optiques : [63].

- **Indice de réfraction :** 1,49, comparable à celui de la dentine et de l'émail.
- **Transparence :** excellente, un échantillon de 3 mm transmet jusqu'à 90 % de la lumière visible, avec une transmission dans l'UV jusqu'à 250 nm.
- **Coloration :** les résines sont disponibles dans une large gamme de teintes. Cependant, un jaunissement peut apparaître après une exposition prolongée aux ultraviolets.

1.5.5. Propriétés chimiques :

1.5.5.1. Résistance à la corrosion : [64].

Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) présente une excellente stabilité chimique, le rendant inerte en milieu buccal. Cependant, un vieillissement physique peut induire des fissures, un jaunissement, une craquelure ou une opacification. Certains solvants comme le chloroforme ou l'éther peuvent réagir avec la résine, mais leur concentration dans les contextes médicaux est généralement trop faible pour engendrer des dégradations.

1.5.5.2. Polymérisation : [59],[64],[65].

- **Inhibition** : peut-être provoquée par la présence d'impuretés dans le monomère.
- **Copolymérisation** : utilisée pour améliorer les propriétés mécaniques et thermiques (ex. température de ramollissement). Les copolymères fréquents incluent :
 - Chlorure de vinyle,
 - Acétate de vinyle,
 - Acrylate d'éthyle, ce dernier facilitant la formation de la pâte.

1.5.6. Propriétés biologiques : [66],[67],[68],[69].

Les réactions indésirables en bouche, telles que les glossostomatites, sont rares. Lorsqu'elles apparaissent, elles doivent être confirmées par des tests cutanés. Ces réactions ont été attribuées:

- **Aux plastifiants** : certains plastifiants, notamment les esters phtaliques, peuvent migrer vers la surface et provoquer, à long terme, une réduction de la biocompatibilité du matériau.
- **Aux colorants organiques** : Cependant, certains colorants organiques anciens pouvaient, en présence d'humidité et de monomère résiduel, présenter un léger effet sensibilisant sur la muqueuse
- **À une allergie au Candida albicans** : La surface du PMMA peut favoriser la colonisation de microorganismes opportunistes, en particulier Candida albicans, dont la présence est souvent associée à la stomatite prothétique.

Chapitre 2

La polymérisation

Chapitre 2 : La polymérisation

2.1. Définition de la polymérisation : [70].

La polymérisation est un processus chimique fondamental au cours duquel des unités moléculaires élémentaires, dénommées monomères, réagissent entre elles pour former des chaînes macromoléculaires linéaires ou des réseaux tridimensionnels appelés polymères. Ce phénomène induit une transformation physico-chimique du matériau, passant d'un état initial liquide ou pâteux à un état final solide et rigide.

Ce mécanisme est à la base de la stabilisation structurale des résines dentaires, leur conférant leurs propriétés mécaniques (résistance, dureté), physiques (stabilité dimensionnelle, transparence) et biologiques (biocompatibilité).

2.2. La réaction de polymérisation : [71], [72].

La polymérisation résulte d'une réaction chimique où les monomères s'additionnent sur des prépolymères, en présence d'un initiateur (**peroxyde**) et d'un activateur (**amine tertiaire**). Ce processus donne naissance à une macromolécule (**polymère**), par une séquence de transformations successives.

Deux grands types de mécanismes réactionnels sont distingués en prothèse dentaire :

- La polymérisation par addition
- La polymérisation par condensation.

Le méthacrylate de méthyle, utilisé dans les résines acryliques, suit typiquement un mécanisme par addition radicalaire.

2.2.1. La polymérisation par addition (ou polymérisation radicalaire) : [73].

La polymérisation radicalaire s'effectue en trois phases principales :

➤ **Initiation :**

Cette phase correspond à l'amorçage de la réaction. Elle est déclenchée par la décomposition thermique, chimique ou photochimique d'un initiateur, comme le peroxyde de benzoyle,

généralisant des radicaux libres. Ces derniers attaquent les doubles liaisons C=C des monomères, amorçant ainsi la croissance de la chaîne polymérique.

➤ Propagation :

Les radicaux libres activés se lient successivement à d'autres monomères. Chaque ajout d'un monomère libre un nouveau site radicalaire actif, permettant la poursuite de la croissance linéaire de la macromolécule, l'ouverture de la double liaison C=C permet l'addition à la chaîne croissante.

➤ Terminaison :

La réaction se termine lorsque les radicaux libres sont neutralisés, soit par recombinaison de deux chaînes en croissance, soit par disproportion. Les monomères restants qui n'ont pas été incorporés dans le polymère final constituent le monomère résiduel, potentiellement responsable d'effets biologiques indésirables s'il est libéré dans la cavité buccale.

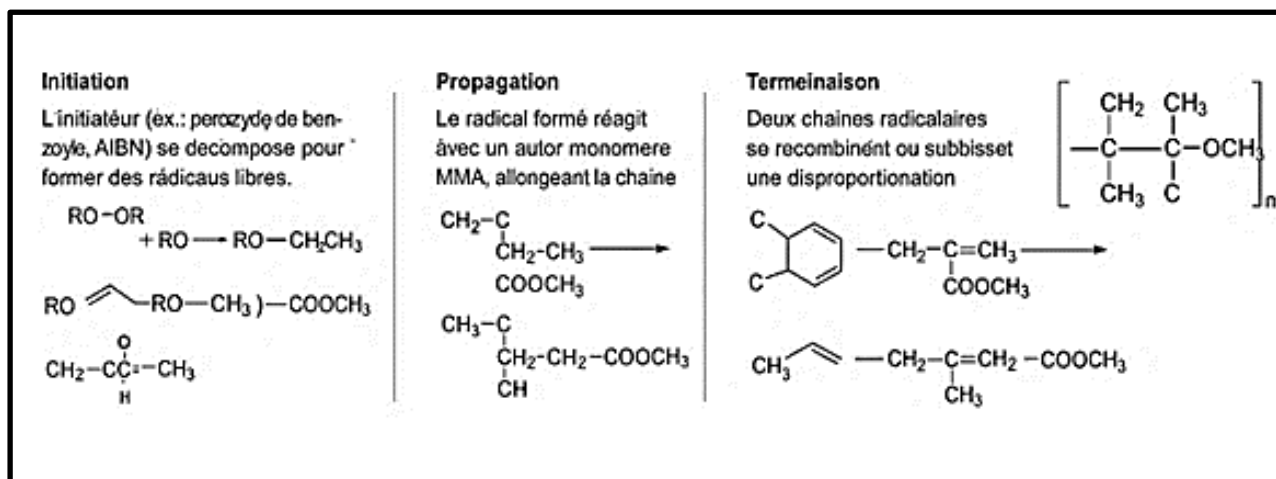


Figure 4: La Chaîne de polymérisation [74].

2.2.1.1. Les phases de manipulation du mélange monomère/polymère : [75].

Le mélange du monomère (méthacrylate de méthyle) et du polymère (polyméthacrylate de méthyle) passe par plusieurs phases successives qu'il est essentiel de reconnaître pour garantir une manipulation correcte et une polymérisation optimale :

-Phase de sédimentation : le polymère commence à se déposer dans le monomère, donnant au mélange avec un aspect granuleux ou sableux.

-Phase de dissolution (ou phase liquide) : le monomère commence à diffuser dans les particules de polymère, donnant au mélange avec un aspect mousseux.

-Phase collante (ou chimique d'attaque) : la pâte devient collante ; des fils visqueux se forment lorsqu'on l'étire. Cette phase est instable.

-Phase plastique : toutes les particules de poudre sont dissoutes. La masse devient souple, homogène et non collante. C'est la phase idéale pour le moulage ; elle correspond à la consistance de bourrage optimale.

-Phase élastique (ou phase d'évaporation) : le monomère s'évapore progressivement ou est entièrement absorbé par le polymère. La pâte devient élastique et poreuse, perd sa malléabilité, et ne peut plus être utilisée pour le moulage.

2.2.2. La polymérisation par condensation (ou polycondensation) : [76],[77]

La polymérisation par condensation est une réaction chimique dans laquelle deux monomères ou plus réagissent pour former une liaison covalente, accompagnée de la libération d'un sous-produit, typiquement de l'eau, des acides halogénés ou de l'ammoniac. Contrairement à la polymérisation par addition, ce mécanisme n'implique pas nécessairement de radicaux libres et s'effectue souvent à température modérée, en présence d'un catalyseur acide ou basique.

Historiquement, plusieurs résines de condensation ont été utilisées en prothèse dentaire. La plus célèbre est la résine **phénol-formaldéhyde**, communément appelée **Bakelite**, développée par **Leo Hendrik Baekeland** au début du XXe siècle.

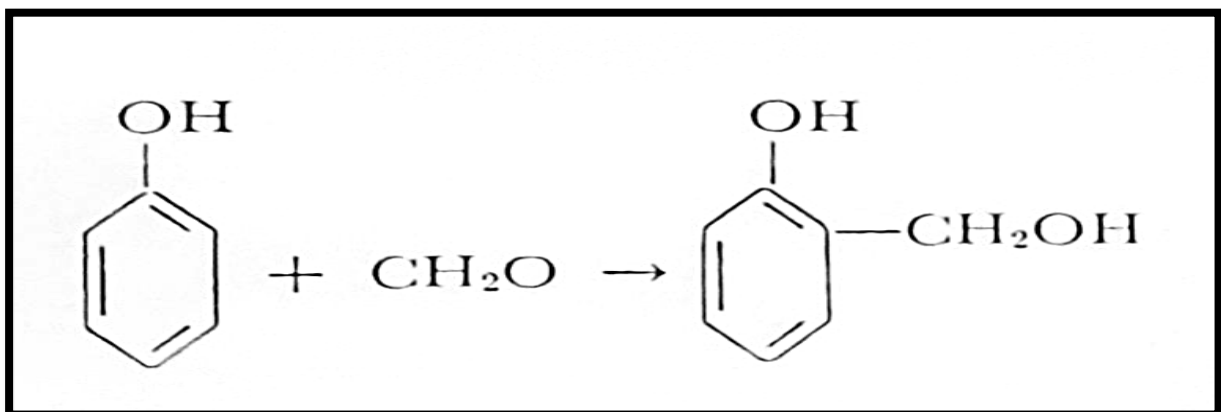


Figure 5: Les premières réactions s'effectuent entre le phénol et le formaldéhyde pour former un alcool [76].

2.3. La dégradation des polymères : [78].

Les résines acryliques, bien que largement utilisées en prothèse dentaire, sont sujettes à des modifications structurales au cours du temps, pouvant altérer leurs propriétés initiales et compromettre leur biocompatibilité. Ces transformations résultent principalement de deux types de vieillissement :

- ✓ Vieillesissement physique : Ce processus désigne l'ensemble des évolutions irréversibles subies par le matériau, sans modification chimique des macromolécules. Il inclut notamment :
 - Les phénomènes de relaxation des contraintes internes, liés à des variations thermiques ou mécaniques.
 - L'absorption d'eau ou d'autres fluides biologiques, entraînant un gonflement ou une plastification du polymère.
 - Les changements morphologiques (fissurations, microfractures) sous l'effet de contraintes mécaniques répétées.

Ces altérations, bien que non chimiques, peuvent affecter la stabilité dimensionnelle et la résistance mécanique des prothèses, influençant indirectement leur tolérance biologique.

- ✓ Vieillesissement chimique : ce mécanisme implique une dégradation moléculaire des macromolécules, via :
 - La coupure des chaînes polymériques (scission), réduisant la masse molaire moyenne et fragilisant le matériau.
 - La réticulation excessive de chaînes initialement linéaires, pouvant rendre le polymère plus cassant et moins résilient.
 - Des réactions au niveau des groupes latéraux (oxydation, hydrolyse), modifiant la polarité ou la réactivité chimique du matériau.

Ces transformations libèrent souvent des composés résiduels (monomères, oligomères, ou produits de dégradation), susceptibles d'induire des réactions inflammatoires, des irritations tissulaires, ou une cytotoxicité, remettant en cause la biocompatibilité à long terme des résines acryliques.

2.4. Définition de la polymérisation ou mise en moufle : [79], [80].

La cuisson ou mise en moufle est une opération qui consiste à transformer la maquette de cire en résine thermodurcissable, résistant aux pressions buccales, aux chocs physiques, thermiques et permettant la fixation des dents prothétiques, tout en gardant la forme de la maquette et son volume exact.

2.5. Les différents modes de polymérisations :

2.5.1. La polymérisation traditionnelle au bain marie :

2.5.1.1. Définition : [79], [80].

La mise en moufle au bain-marie est une technique traditionnelle utilisée en prothèse dentaire pour la polymérisation thermique des résines acryliques, notamment pour la confection des bases prothétiques en résine (**PMMA**). Elle consiste à introduire un montage en cire (avec dents artificielles) dans un moufle métallique remplie de plâtre, puis à éliminer la cire (dévaxing) avant de mettre la résine.

La polymérisation se fait par chauffage progressif jusqu'à une température spécifique dans un bain-marie, souvent pendant plusieurs heures, suivie d'une phase de maintien à cette température, puis d'un refroidissement lent.

L'objectif est de contrôler la réaction de polymérisation pour obtenir les propriétés souhaitées du matériau polymère.

2.5.1.2. Cycles de cuisson au bain-marie pour la mise en moufle : [79], [80].

La polymérisation au bain-marie consiste à immerger le moufle contenant la résine dans une cuve d'eau chaude, selon un ou plusieurs paliers thermiques. Ces cycles visent à activer l'initiateur (généralement le peroxyde de benzoyle) pour permettre une polymérisation progressive et éviter les tensions internes ou les porosités.

➤ **Cycle long** : le plus classique

Température : 74 °C (± 1 °C).

Durée : 8 à 9 heures.

Polymérisation complète, peu de porosité, excellente stabilité

➤ **Cycle progressif** : Avec deux paliers.

-1^{re} phase : 65 °C pendant 90 minutes.

-2^e phase : montée à 100 °C pendant 30 minutes

***Avantage :**

- Activation progressive, contrôle du dégagement gazeux
- La température doit être constante et contrôlée tout au long du cycle (bain-marie thermostatisé).
- Une montée en température trop brutale peut entraîner l'ébullition du monomère et la formation de bulles internes.
- Le refroidissement doit être lent et progressif, hors de l'eau, pour éviter les chocs thermiques.

2.5.1.3. Matériels :

➤ **Le moufle** : [81], [82].

Le moufle est un récipient métallique ou en bronze qui sert à chauffer les corps sans que les flammes soient en contact direct avec lui. Le moufle en bronze doit être manié avec précaution afin de ne pas le déformer.

Il y a différents types de moufle, le choix dépend **du mode de polymérisation**, il doit être adapté soit à la compression, soit à l'injection.

Le moufle doit comporter :

- Une partie de base dans laquelle la maquette et son modèle sont placés.
- Une contrepartie dans laquelle les dents artificielles vont se loger.
- Un couvercle.
- Un système de glissières mâles et femelles afin d'assurer un guidage le plus parfait possible.

Toutes ces pièces doivent s'affronter d'une façon exacte sans présenter aucune solution de discontinuité et aucun point de déséquilibre.

Un système de fixation : il peut être constitué par un verrou, par des clavettes, par une bride simple ou par des brides à ressort (**Figure6**).



Figure 6: Moufle en bronze avec clavette utilisé pour une cuisson au bain-marie [83].

➤ **Le plâtre : [79].**

A l'état poudre, c'est le sulfate de calcium semi hydraté. Lorsqu'il est mélangé avec de l'eau, il se transforme en sulfate de chaux déshydraté.

Le temps de prise est compris entre **7 et 12 mn**, ceci en fonction des facteurs de variation du temps de prise mis en jeu.

Les plâtres les plus utilisés sont les hémihydratés α (alpha) ou les plâtres durs (type III ou IV)

***Les Propriétés recherchées sont :**

- Bonne résistance à la pression
- Faible expansion de prise
- Capacité à résister à l'eau chaude lors du cycle de polymérisation

➤ **Les Isolants : [79]**

Le plâtre est un matériau capable d'absorber le monomère liquide, de modifier les proportions de la résine acrylique avant sa polymérisation et de compromettre le résultat final.

Il est donc important d'isoler physiquement et chimiquement le plâtre de la résine acrylique qui sera mise en contact avec lui, d'où l'utilisation des isolants.

Avant son application, les deux parties du moufle doivent être impérativement convenablement séchées. Il est appliqué à l'aide d'un pinceau. Le bourrage de la résine se fait après séchage intégral et apparition d'une couche brillante.

Feuille d'étain : son application est longue et délicate. Elle reste néanmoins indiquée dans le cas de résine transparente ou de patient allergique.



Figure 7 : L'isolant isolate [79].

2.5.1.4. Technique de mise en œuvre : [79].

Le moufle, le modèle et la maquette en cire sont isolés, puis placés dans la base du moufle préalablement garnie de plâtre de consistance fluide. Une fois le plâtre parfaitement cristallisé, une bandelette d'élastomère est appliquée en vestibulaire et linguale ou palatin des dents

prothétiques. Le plâtre de la partie est ensuite isolé par immersion et les faces occlusales sont enduites d'un plâtre crémeux. La contrepartie est alors mise en place dans un premier temps sans son couvercle et garnie du même plâtre puis fermée par ce dernier.

Une fois le plâtre cristallisé, le moufle est immergé dans de l'eau bouillante pendant 10 minutes, ce qui va permettre de faciliter l'ouverture du moufle et va ramollir la cire qui sera alors éliminée. Un deuxième ébouillantage associé à du détergent est réalisé pour assurer un deuxième nettoyage complet des dents et du plâtre. Lors de cette étape, les dents sont désolidarisées de la contrepartie, nettoyées et repositionnées

- **Préparation et pressée de la résine : [84], [85],[86],[87].**

Un isolant est appliqué sur le plâtre de deux parties en préservant le talon des dents artificielles. Le moule est alors prêt à être rempli de résine. La préparation de la résine nécessite un matériel approprié constitué d'un récipient épais en verre et d'une spatule en verre ou en acier inoxydable propres et exempts d'humidité.

Le mélange doit se faire dans un milieu ambiant non saturé en vapeur d'eau et suivre rigoureusement les indications du fabricant (ratio poudre/liquide : **3/1** en volume **et 2/1** en poids).

Le mélange devient homogène par diffusion du monomère dans le polymère sans aucun malaxage. Le récipient doit alors être fermé pour éviter l'évaporation du monomère.

Le stade pâteux est atteint lorsque le mélange ne colle pas au récipient et s'en détache en une seule masse. La résine est préparée selon les proportions et les conditions indiquées par le fabricant. Une fois le mélange effectué, la résine est modelée en forme de cylindre et doit être bourrée à l'état plastique. Toutes impuretés diminuent le taux de réticulation et peut agir comme un bloqueur de chaîne.

La résine est déposée en excès dans la contrepartie au contact des pieds des dents prothétiques. Le moufle est fermé, est placé sous presse afin de permettre l'échappement de la résine en excès.

La force est amenée progressivement à **1000 daN**. Plusieurs épreuves de passages sont réalisées et l'excès de résine périphérique est enlevé après chaque passage jusqu'à ce que les bords du moufle soient en contact intime, métal contre métal.

Les brides de clavetage sont enfin activées pour maintenir cette pression durant toute la phase de polymérisation.

Actuellement, il existe plusieurs résines acryliques disponibles en capsules (une dosette pour le monomère et une dosette pour le polymère).

- **La polymérisation par bain thermostaté (bain-marie) : [88], [89].**

Le moufle est placé dans un bac. La réaction de polymérisation étant exothermique, la température de la résine va augmenter plus rapidement que l'eau du polymérisateur.

La montée en température de l'eau doit être encadrée de telle sorte que la température de la résine n'atteigne pas **100,8 C°** afin d'éviter l'apparition de porosités et de contraintes internes. Le cycle de polymérisation peut être long et effectué à basse température (8h à 70 C°) pour obtenir un faible taux résiduel de monomère et pour éviter une réaction exothermique trop importante selon **Pompignoli M.**

Parallèlement, à ce cycle long, la polymérisation peut être envisagée à l'aide d'un cycle de cuisson court. D'après **Doğan et col., 1995 [47]** qui comparent différents cycles de cuissons plus ou moins courts.

Les résines obtenues par un cycle long présentent une meilleure résistance à la traction, un plus faible taux de monomères résiduels et un pourcentage d'absorption réduit.

Un refroidissement lent est enfin souhaité pour éviter un choc thermique à l'origine de contraction ou de retrait thermique de la résine. En pratique, il suffit de laisser l'eau du bain marie refroidir jusqu'à température ambiante.



Figure 8: Bac de polymérisation au bain marie [90].

2.5.2. La polymérisation au micro-ondes : [91].

- En **1985 Craig et Peyton** étaient les premiers qui ont fait un essai expérimental pour la polymérisation des PMMA par micro-ondes, l'objectif est de réduire le temps de polymérisation.
- Entre **1987–1990 G. E. Bafle et C. D. Bafle**, fut les premiers qui ont développé les premiers fours de laboratoire pour polymérisation au micro-ondes.
- **Ilbay et al. 1994** démontrent la viabilité clinique de la technique pour les prothèses dentaires.
- En **2000** fut l'introduction commerciale de résines spécifiquement formulées pour micro-ondes.

2.5.2.1. Définition :

La polymérisation au micro-onde est une méthode de polymérisation thermique qui utilise des ondes électromagnétiques à haute fréquence (**généralement 2450 MHz**) pour chauffer rapidement la pâte de résine acrylique contenue dans le moufle. Contrairement au bain-marie, cette méthode n'utilise pas de conduction thermique, mais repose sur le chauffage volumique direct des composants contenant des dipôles, tels que le méthacrylate de méthyle.

2.5.2.2. Matériels :

➤ **Le moufle :** [48],[49],[50], [92].

Dans la technique de polymérisation au micro-ondes, le moufle est soit en résine polyester renforcée par des fibres de verre, soit en silicone renforcé ou en plastique capable de supporter des températures élevées sans se déformer.

Il est constitué de deux parties base et couvercle facilitant l'enfournement du plâtre ainsi que le démoulage.



Figure 9: Moufle pour micro-onde GC ACRON FRP Flask [92].

➤ **Le Plâtre :** [92]

Le plâtre est à base de phosphate modifié. Au micro-ondes, l'échauffement est rapide et intense un plâtre spécial est requis pour éviter les fissures ou les explosions du moufle

Le Plâtre "Platonne" ou "Plastonne" est souvent un nom commercial local, utilisé pour désigner un plâtre allégé, micro-ondable.

▪ **Propriétés recherchées :**

- Faible teneur en eau résiduelle (pour éviter l'ébullition ou les fissures).
- Composition compatible avec les ondes micro-ondes.
- Résistance thermique rapide sans génération de vapeur excessive.

➤ **Les Isolants : [79],[93].**

Le silicate de sodium fréquemment utilisé en solution aqueuse. Il est appliqué à froid en solution aqueuse en deux fines couches sur toute la surface. Pour la polymérisation au micro-ondes, on utilise :

- **Le plâtre Advaston** : avec un rapport eau-poudre de 28ml pour 100g ; un temps de prise : de 9mn ; un taux d'expansion de 0.09 % et un temps de malaxage de 30 à 60s).
- **Le plâtre plantonne** : C'est un plâtre à expansion réduite avec un temps de prise de 10 mn, un taux d'expansion de **0.09 %** et un temps de malaxage de 30 à 60s.



Figure 10: Isolant au micro-onde [79],[93].

2.5.2.3. Technique de mise en œuvre : [48],[94].

Ce mode de cuisson nécessite un four à micro-ondes, c'est à dire un dispositif dans lequel les ondes électromagnétiques sont produites par un générateur, appelé magnétron, et qui est utilisé pour générer de la chaleur. Les fours à micro-ondes utilisés à des fins générales de cuisson produisent des ondes de **2450Hz** ce qui signifie que le champ électromagnétique change **2450 fois de direction par seconde.**

Le four à micro-ondes utilisé pour la polymérisation des prothèses est un four **de 500W** avec un plateau tournant du même type que ceux utilisés en cuisine. N'importe quelle matière pouvant être chauffée par micro-ondes possède des molécules polarisées. Cela signifie que l'une des extrémités de chaque molécule possède une légère charge positive tandis que l'autre possède une charge négative.

Certains auteurs ont suggéré que la diminution du monomère résiduel par chauffage au four à micro-ondes pourrait être due à la **volatilisation du monomère (Bagis et Rueggeberg 2000) [95]**. Il semblerait enfin que la température développée pendant la réaction ne soit pas constante, puisqu'elle augmente rapidement au début, passe par un maximum, puis décroît, pouvant atteindre des pics de l'ordre de 150 C° -200 C°, en fonction des conditions de travail. Ces variations de températures pourraient conditionner les propriétés mécaniques des résines. La polymérisation s'effectue au four à micro-ondes à **500W pendant 3 minutes selon Bonatti et al.,**



Figure 11: Micro-ondes [94].

2.6. Les différents types des résines acryliques utilisées selon le mode de polymérisations :[96].

Dans les méthodes de polymérisation des résines acryliques pour les prothèses dentaires, notamment au bain-marie et au micro-ondes, les résines utilisées sont généralement des résines acryliques à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), mais elles sont formulées différemment selon la méthode.

Voici les différents types de résines utilisées pour chaque méthode

2.6.1. Résines pour la polymérisation au bain-marie : [97], [98], [99].

Ce sont les plus traditionnels et largement utilisés. Elles doivent nécessairement une montée progressive en température (souvent 74 °C pendant 2 h et 100 °C pendant 1 h).

(Lucitone 199® (Dentsply) , ProBase Hot® (Ivoclar Vivadent, Meliodent® (Kulzer)



Figure 12: Résines pour bain marie poudre/ liquide [97], [98],[99].

Tableau 1 : Résines acryliques au bain marie.[98], [99].

Propriété	Lucitone 199 (Bain-marie)	Probase Hot (Bain-marie)	Meliodent (Bain-marie)
Méthode de polymérisation	Thermopolymérisable (Bain marie)	Thermopolymérisable	Thermopolymérisable
Base chimique	PMMA renforcé	PMMA	PMMA
Stabilité dimensionnelle	Excellente	Très bonne	Bonne
Résistance à la flexion	Élevée	Élevée	Moyenne à élevée
Résistance à l'impact	Élevée (renforcée)	Élevée	Moyenne
Temps de polymérisation	Long (~9h)	Long (4-9h)	Long (~8h)
Porosité	Faible	Très faible	Faible
Qualité de surface	Très lisse	Lisse	Bonne
Esthétique (translucidité/couleur)	Excellente	Excellente	Bonne
Manipulation	Facile mais rigide	Bonne maniabilité	Facile
Biocompatibilité	Excellente	Excellente	Bonne
Indications principales	Prothèses complètes, cas résistants	Prothèses complètes	Prothèses complètes/partielles

2.6.2. Résines pour la polymérisation au micro-ondes : [94],[95].

Formules spécifiquement pour réagir rapidement à l'énergie micro-onde.

Le cycle est beaucoup plus court (2 à 5 minutes selon le four)

Ces résines contiennent des agents de polymérisation adaptés aux micro-ondes (Acron MC® (GC Corp, Microbase® (DPI), Onda Cryl® Eco-cryl)



Figure 13: Résines pour micro-ondes poudre liquide [93], [94].

Tableau 2: Résines acryliques au micro-ondes [93], [94], [96].

Propriété	Arcon (Micro-ondes)	Microbase (Micro-ondes)	Onda Cryl (Micro-ondes)
Méthode de polymérisation	Micro-ondes	Micro-ondes	Micro-ondes
Base chimique	PMMA	PMMA	PMMA
Stabilité dimensionnelle	Moyenne	Élevée	Moyenne
Temps de polymérisation	Rapide (3–5 min)	Rapide (3–5 min)	Rapide (5–7 min)
Porosité	Très faible	Très faible	Faible
Qualité de surface	Bonne	Très bonne	Moyenne
Esthétique (translucidité/couleur)	Bonne	Très bonne	Moyenne
Manipulation	Facile	Facile	Moyenne
Biocompatibilité	Bonne	Excellente	Bonne
Indications principales	Prothèses complètes rapides	Prothèses rapides, précises	Prothèses simples

Chapitre 3

Le polissage

Chapitre 3 : Le polissage

3.1. Définition : [100].

Le polissage des bases prothétiques désigne l'ensemble des opérations mécaniques ou manuelles visant à améliorer la qualité de surface des prothèses dentaires en résine acrylique après leur polymérisation. Il consiste à réduire la rugosité, à supprimer les aspérités et à conférer à la base prothétique une surface lisse, brillante et biocompatible, facilitant ainsi son entretien et augmentant le confort du patient.

3.2. Principes fondamentaux du polissage et préservation de la surface prothétique : [79],[80],[101].

Le polissage doit être réalisé sans altérer les reliefs fonctionnels (crêtes, concavités, zones de sustentation).

➤ Réduction de la rugosité de surface :

Une surface rugueuse favorise la rétention de la plaque bactérienne, les colorations et les irritations muqueuses.

➤ Utilisation progressive d'abrasifs à grains décroissants :

Le polissage débute par un abrasif à gros grains pour éliminer les défauts, et finir par un abrasif fin pour obtenir une rugosité de surface optimale « 0,2um ».

➤ Maintien d'une température contrôlée :

Le polissage mécanique doit être sous irrigation pour ne pas provoquer un surchauffage de la résine, risquant de la déformer.

▪ Pour prévenir le surchauffage il faut :

- Eviter une pression trop forte et appliquer une pression légère et contrôlée.
- Eviter une vitesse excessive et travailler à vitesse modérée sous irrigation abondante (150–250 tr/min).
- Eviter le contact prolongé et travailler par un mouvement discontinu et répété.
- Eviter les outils inadaptés « défectueux », utiliser des disques souples, actifs et propres.

▪ **Conséquences du surchauffage : [101],[102].**

- Un ramollissement de la résine (PMMA) ; la température de ramollissement \approx 105–120 °C qui induit une perte de forme et une déformation des bords.
- Une altération des reliefs anatomiques qui induit un arrondi des crêtes, suppression des zones de sustentation et perte de fonction.
- Un aspect visuel modifié avec formation de zones blanchâtres, mates ou opaques, liées à une microfusion superficielle.
- Une modification de la rugosité avec apparition de microbulles ou microfissures.
- Un risque biologique accru entraîne une surface altérée ou trop poreuse peut favoriser la rétention de plaque, les irritations et la colonisation microbienne.

➤ **Hygiène et sécurité : [103].**

Le matériel utilisé doit être propre, et l'opérateur doit porter des moyens de protection (lunettes, masque, gants).

3.3. Les objectifs du polissage : [81].

Le polissage constitue la dernière étape de la confection d'une prothèse amovible en résine acrylique. Au-delà de sa fonction esthétique, il répond à plusieurs objectifs cliniques, biologiques et techniques essentiels qui sont :

- Amélioration de la qualité de surface avec réduction de la rugosité de la résine, suppression des aspérités, stries et microcavités afin d'obtenir un aspect lisse et brillant, proche des tissus naturels.
- Faciliter l'hygiène prothétique, une surface lisse limite la rétention de la plaque bactérienne, des résidus alimentaires et réduit le risque de coloration, de mauvaise odeur et d'inflammation muqueuse.
- Amélioration du confort du patient en réduisant les irritations mécaniques sur les muqueuses et permettant une meilleure tolérance lors de l'insertion et du port prolongé de la prothèse.
- Renforcer la durabilité de la prothèse en diminuant les zones de fragilité dues à des défauts de surface assurant une résistance accrue à l'usure, à l'abrasion et aux produits de nettoyage et offrant une meilleure stabilité esthétique dans le temps.
- Préserver les reliefs anatomiques fonctionnels et respecter les zones de sustentation, de stabilisation et les zones neutres.

3.4. Matériels de finition et méthodes de polissage mécanique : [104],[105].

3.4.1. Matériels :

3.4.1.1. Instruments abrasifs :

- **Fraises en carbure** : Pour dégrossir les zones épaisses ou irrégulières.
- **Papier abrasif à granulométrie progressif** : Généralement de **400um à 1200um**, utilisé sous irrigation, pour lisser la surface après dégrossissage.
- **Disques abrasifs souples** Pour polissage mécanique de haute précision avec une granulométrie **4000um**.

3.4.1.2. Matériels motorisés :

- **Un micromoteur de laboratoire** : Est un outil rotatif avec une vitesse variable entre 5000 tr/min à 40000 tr/min utilisé en prothèse dentaire pour effectuer des travaux de précision, tels que la taille, le polissage, et l'ajustement de structures prothétiques.
- **Un tour de polissage** : Station motorisée fixe avec arbres tournants où sont fixées broches, disques ou roues à polir, la vitesse de rotation est variable entre 1000 tr/min et 3000 tr/min.
- **Un système d'aspiration** : Indispensable pour l'hygiène et la sécurité de l'opérateur.

3.4.1.3. Accessoires de polissage : [106], [107], [108],[109].

- **Des brochettes ou disques en coton, feutre et sisal** : Permettant l'application de la pâte à polir.
- **Des mandrins flexibles** : Facilitant le travail dans les zones concaves.
- **Un pulvérisateur d'eau** : Pour contrôler la température de surface durant le polissage.

3.4.1.4. Produits de polissage :

- **Pâte à la pierre ponce** : est souvent utilisée pour le polissage initial des prothèses. Elle permet d'éliminer les irrégularités et les aspérités de surface.
- **Pâte blanche ou pâte diamantée** : est utilisée pour un polissage plus fin. Elle contient des particules de diamant qui permettent d'obtenir une surface très lisse et brillante.

- **Nettoyant à ultrasons ou savon doux** : Les bacs à ultrasons sont utilisés pour le nettoyage et le polissage fin des prothèses. Ils utilisent des ondes ultrasonores pour éliminer les débris et les contaminants de la surface de la prothèse.

3.4.2. Méthode de polissage mécanique :

3.4.2.1. Étapes principales : [110], [111].

- **Dégrossissage** : L'utilisation de papier abrasif (grain 400um–600um) ou fraise douce pour aplanir les zones irrégulières et supprimer les bavures.
- **Pré-polissage** : L'application de pâte abrasive (pierre ponce) sur une brosse en coton. Travailler par passes successives à vitesse modérée (150 tr/min –250 tr/min) en évitant l'échauffement localisé.
- **Polissage de finition** : L'utilisation de pâte à polir (pâte blanche ou diamantée) sur des disques textiles ou feutres, appliquer la pâte sur les surfaces vestibulaires, palatines ou linguales.
- **Nettoyage final** : Le nettoyage se fait à l'eau tiède savonneuse ou par ultrasons, suivie par un séchage à l'air comprimé ou avec chiffon doux.

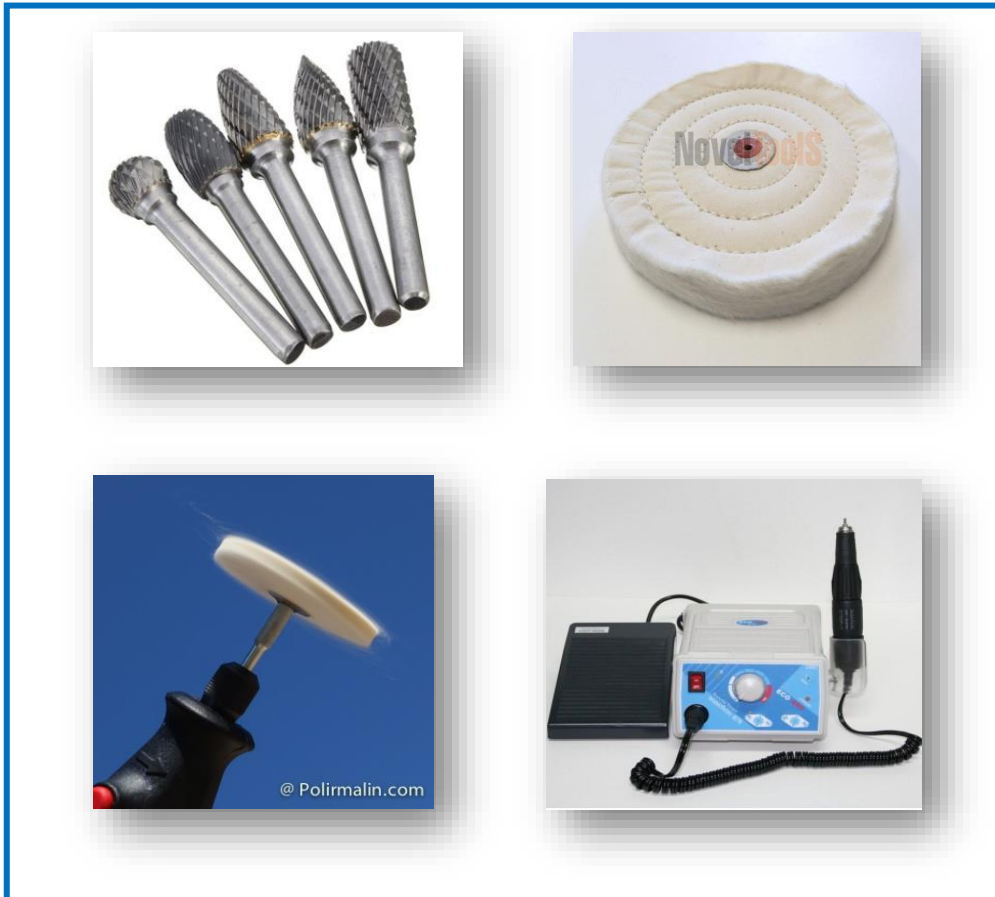


Figure 14: Matériels pour polissage mécanique (disque à polir en mousseline humide, petits disques de polissage, fraises en carbure de tungstène, Micromoteur de prothèse) [112].



Figure 15: Poudre de la pierre ponce[112].

3.4.3. Le polissage au fauteuil : [113].

Lorsque la technique conventionnelle n'est pas disponible dans un cabinet dentaire ou lorsque des zones inaccessibles de la base prothétique nécessitent un polissage, le polissage en silicone est la méthode de choix.

.

.

Chapitre 4

L'État de surface

Chapitre 4 : L'état de surface.

4.1 Définition de l'état de surface : [114], [115], [116].

L'état de surface constitue un paramètre déterminant dans le comportement au frottement. Toutefois, sa caractérisation demeure une opération délicate. En effet, elle dépend en grande partie des appareils de mesure utilisés et des techniques mises en œuvre pour calculer les paramètres décrivant la rugosité de surface.

La mesure de l'état de surface permet d'améliorer la performance des produits. En évaluant les défauts de surface, il devient possible de qualifier l'état d'une surface afin de la rendre conforme aux exigences fonctionnelles.

4.2. La métrologie des surfaces : [116].

La métrologie des surfaces est une science dédiée à la mesure des états de surface, essentielle dans de nombreux processus industriels. D'un point de vue technique, elle consiste à évaluer la déviation de la surface d'un objet par rapport à sa forme théorique ou prévue.

4.3. Les composantes de l'état de surface : [103], [117], [118].

4.3.1. La microrugosité :

La microrugosité correspond aux composantes de courtes longueurs d'onde, souvent dues au bruit électronique de l'appareil de mesure. Toutefois, elle peut également résulter de l'état réel de la surface. Dans ce cas, elle constitue un indicateur de l'aspect microscopique d'une surface, plus ou moins lisse selon sa valeur.

4.3.2. La rugosité :

La rugosité d'une surface est une propriété intrinsèque. Elle joue un rôle déterminant dans les performances cliniques des prothèses dentaires, en particulier en ce qui concerne l'adhésion bactérienne et la formation du biofilm.

Un matériau en prothèse amovible doit présenter une surface lisse et polie afin de minimiser, voire d'éviter, l'accumulation de plaque bactérienne et d'être jugé acceptable en pratique clinique. Il est établi qu'une rugosité supérieure à **0,2 μm** selon les normes **ISO 4288 :1996** normalisés par l'American National Standard Institute (ANSI) et l'Organisation internationale de normalisation (ISO) compromet l'acceptabilité clinique des surfaces prothétiques dans

l'environnement bucco-dentaire. En effet, au-delà de ce seuil, la colonisation bactérienne devient significative.

La rugosité englobe l'ensemble des irrégularités présentes à l'échelle micrographique et macrographique

4.3.2.1. Les paramètres de rugosité : [119].

La rugosité de surface est une mesure des irrégularités microscopiques présentes sur une surface solide. Elle est principalement évaluée à l'aide de paramètres normalisés, permettant de quantifier les écarts verticaux et la distribution des aspérités par rapport à une ligne ou une surface moyenne. Ces paramètres sont essentiels dans des domaines comme la mécanique, la biomédecine et la prothèse dentaire, où la topographie de surface influence directement la performance fonctionnelle, l'adhésion bactérienne et le confort du patient.

4.3.2.1.1. Paramètres de rugosité en 2D type profilométrie : [120]

Les paramètres les plus couramment utilisés sont issus de la norme **ISO 4287.1977**.

Les paramètres de rugosité mesurés à l'aide d'un rugosimètre 2D type profilomètre sont généralement désignés par une lettre majuscule **R**, suivie d'une ou plusieurs lettres indiquant la nature du paramètre considéré.

- **Le paramètre Ra**, moyenne arithmétique des valeurs absolues des écarts par rapport à la ligne moyenne. Il s'agit du paramètre le plus utilisé.
- **Le paramètre Rq**, racine carrée de la moyenne des carrés des écarts par rapport à la ligne moyenne. Il est plus sensible aux pics et creux extrêmes que Ra.
- **Le paramètre Rt**, distance verticale entre le point le plus haut et le plus bas du profil de rugosité.
- **Le paramètre Rz**, moyenne des hauteurs des cinq profils les plus élevés et les cinq plus profonds sur une longueur d'évaluation.

Ces paramètres sont mesurés sur un profil 2D, ce qui implique une limitation en termes de représentativité spatiale dans le cas de surfaces complexes comme en prothèse amovible.



Figure 16: Enregistrement de la rugosité d'une résine acrylique par un profilomètre [120].

4.3.2.1.2. Paramètres surfaciques 3D type rugosimètre optique : [121],[122]

La norme **ISO 25178** propose des paramètres en 3D type rugosimètre, plus adaptés à l'analyse complète des textures de surface tridimensionnelle.

- **Le paramètre Ra**, (rugosité moyenne arithmétique du profil) correspond à la moyenne absolue des écarts entre le profil mesuré et la ligne moyenne, rapportée à la longueur de base. Autrement dit, il s'agit de la moyenne des valeurs absolues des écarts entre les pics et les creux sur une surface. Ce paramètre est souvent utilisé car il fournit une estimation globale et représentative de l'état de surface.
- **Le paramètre Rt**, (rugosité totale) désigne la somme de la hauteur maximale du pic et de la profondeur maximale du creux enregistrés sur la longueur d'évaluation. Il représente ainsi la plus grande variation verticale du profil au cours de la mesure.
- **Le paramètre Rz**, (hauteur maximale du profil) évalue la régularité du profil en prenant en compte la somme de la hauteur des cinq plus hauts pics et des cinq plus profonds creux, rapportée à la longueur de base. Il permet d'obtenir une mesure plus sensible aux irrégularités locales que Ra.

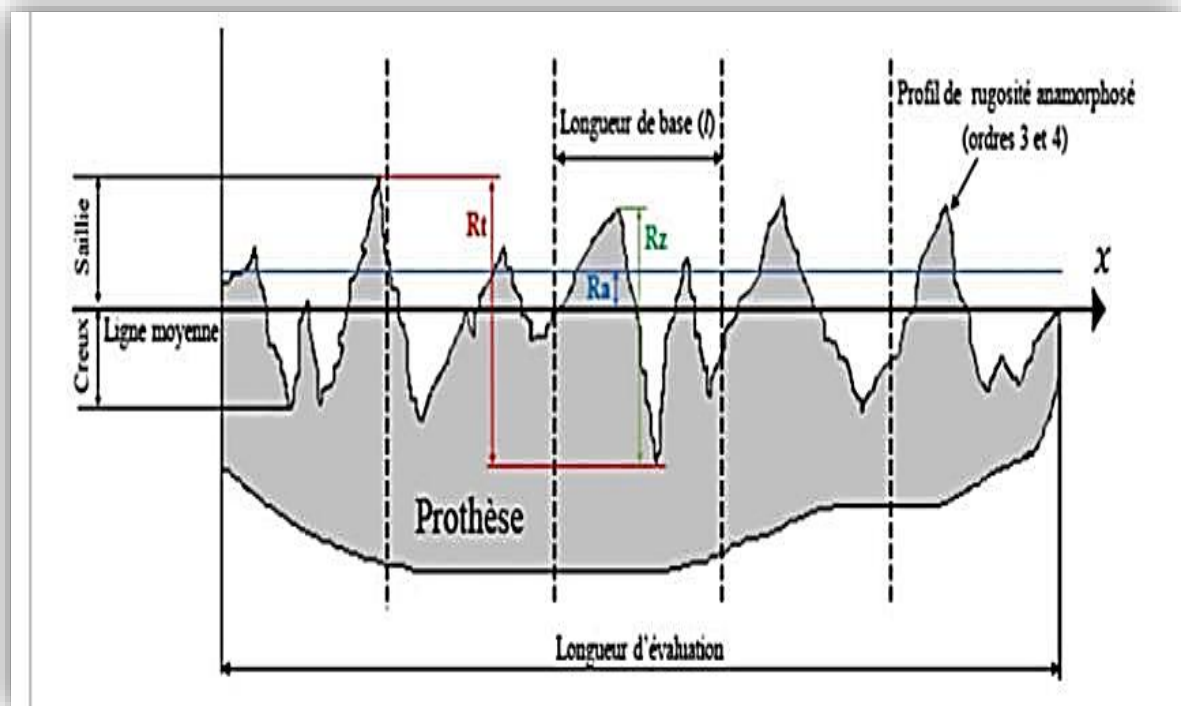


Figure 17: Paramètres R_a , R_t et R_z sur le profil de surface [122].

Ces mesures permettent de caractériser la macro-géométrie de surface, en particulier pour des matériaux comme les résines acryliques utilisées en prothèse dentaire, où une surface lisse est cruciale pour éviter l'accumulation bactérienne, améliorer l'esthétique et garantir un meilleur confort pour le patient.

4.4. Facteurs influençant l'état de surface : [123], [124], [125].

L'état de surface des résines acryliques est influencé par plusieurs paramètres, dont le mode de polymérisation, l'exposition aux agents nettoyants, ainsi que les techniques de polissage employées.

- **Type de polymérisation** : La rugosité de surface dépend largement des conditions du cycle de polymérisation. Les cycles courts tendent à générer une porosité plus élevée, ce qui altère la qualité de surface. Des études antérieures ont montré que des cycles de polymérisation prolongés améliorent l'intégrité de la surface en réduisant la quantité de monomère résiduel. Par exemple, une polymérisation longue (9 h à 70 °C suivies de 3 h à 100 °C) est plus efficace qu'une polymérisation courte (20 min à 70 °C et 22 min à 100 °C) pour minimiser les défauts de surface.

- **Exposition aux agents nettoyants** : Une exposition prolongée aux solutions de nettoyage peut entraîner une augmentation de la rugosité des surfaces des résines polyméthacrylates de méthyle (PMMA). Cela est dû à l'action chimique des agents sur la matrice polymère, ce qui peut réduire les propriétés mécaniques et altérer la biocompatibilité.
- **Facteurs liés au polissage** : L'efficacité du polissage dépend de plusieurs paramètres, dont la taille des particules abrasives. Une granulométrie plus fine qui permet généralement d'obtenir une surface plus lisse, tandis que des particules de granulométrie de taille importante « **400um à600um** » peuvent induire des micro-rayures.

Deuxième partie :
Etude expérimentale

1. Matériels et Méthodes

1. Matériels et méthodes. : [126], [127],[128],[129], [130].

1.1. Objectifs de l'étude :

1.1.1. Objectif principal :

Comparer l'état de surface des disques de résine acrylique polymérisée au bain marie versus résine acrylique polymérisée au micro-onde avec un mode de vieillissement thermique artificiel par thermocyclage.

Cette évaluation vise à identifier les conditions optimales permettant de limiter la rugosité de surface, facteur essentiel pour le confort du patient et la pérennité des dispositifs prothétiques.

L'analyse tiendra compte de plusieurs variables influençant l'état de surface final, notamment :

- Le type de résine thermopolymérisable utilisée ;
- La technique de polymérisation appliquée ;
- La méthode de polissage mise en œuvre.

Les perspectives futures pourraient inclure une transposition clinique des résultats obtenus, en vue d'améliorer la qualité des surfaces et de limiter les risques de bio-adhésion bactérienne.

1.1.2. Objectifs Secondaires :

- Analyser les effets des variations thermiques (les cycles thermiques simulant la cavité buccale) sur la qualité de surface et la durabilité prothétique ;
- Étudier le rôle du polissage mécanique ainsi que l'impact de la technique de polissage sur la durabilité à long terme, en particulier la stabilité marginale des bases prothétiques « rugosité ».

1.2. Type d'étude :

C'est une étude expérimentale randomisée in vitro comparative qui évalue l'impact de l'état de surface des résines acryliques utilisées en prothèse amovible, un paramètre clé pour la qualité et la longévité des bases prothétiques. Une surface lisse et homogène, avec une rugosité inférieure à 0,2 μm , permet en effet de réduire significativement l'adhésion bactérienne et d'améliorer le confort du patient.

Pour atteindre ces objectifs dans notre étude expérimentale randomisée in vitro, nous avons pris en considération plusieurs paramètres qui sont :

- Type de résine thermopolymérisable,
- Méthode de polymérisation,
- Type de polissage,
- Un thermocyclage.

1.2.1. Moyens d'étude :

Notre étude était réalisée sur un total de **200 disques en résine acrylique thermopolymérisable**. Les modalités de sélection des échantillons étaient rigoureusement définies selon les **normes ISO 20795-1 :2013** pour les résines dentaires.

1.2.1.1. Critères d'inclusion :

1.2.1.1.1. Critères d'échantillonnages :

Les disques des **groupes A et B** étaient sélectionnés selon les critères suivants :

- **Dimensions standardisées** : diamètre de 15 mm ($\pm 0,1$ mm) et épaisseur de 2 mm ($\pm 0,05$ mm).
- **Procédure de mise en œuvre** :
 - Mélange homogène poudre/liquide avec un ratio de 3/1, malaxé pendant 60 secondes.
 - Pressurisation à 2 bars pendant 10 minutes avant polymérisation.
- **Méthodes de polymérisation** :
 - **Groupe A** : Une polymérisation au **bain-marie** avec une résine acrylique type **Vertex Regular avec cycle progressif** et une température contrôlée de **74 °C** pendant 120 minutes « Première phase » et une élévation de **100 °C** pendant 60 minutes « deuxième phase » [131].
 - **Groupe B** : polymérisation au **micro-ondes à 500 W** pendant **5 minutes**, avec contrôle de température via thermocouple pour résine type **Eco- Cryl**

- **Post-traitement** : [132], [133].
 - Polissage mécanique standardisé au papier abrasif (grain 180um à 2000um) sous irrigation continue.
 - Polissage mécanique de haute précision avec une granulométrie de 4000um.
 - Nettoyage ultrasonique pendant 15 minutes à 37 °C dans de l'eau distillée.
- **Vieillessement artificiel** par thermocyclage (3000 cycles, environ 03 heures 30') avec une Température entre 05 C et 55°C **ISO 10477 :2020**.

1.2.1.1.2. Critères analytiques :

- Observation préliminaire **macroscopique** à l'aide d'une loupe grossissante X3 sous réserve de l'absence de contamination ou de résidus.
- Observation de la rugosité de surface à l'aide d'un **rugosimètre optique 3D** type **TC 100**,
- Observation au **microscopie électronique à balayage (MEB) Quanta 250** complémentaire

***Sous-groupe A'** : 20 disques sélectionnés aléatoirement parmi les 100 disques du groupe A, avec des images à une résolution minimale de 2000x.

***Sous-groupe B'** : 20 disques sélectionnés aléatoirement parmi les 100 disques du groupe B, avec des images à une résolution minimale de 5000x.

-Exclusion systématique des images au MEB contenant des artefacts de préparation.

1.2.1.2. Critères d'exclusion :

1.2.1.2.1. Critères d'échantillonnages :

- Défauts visibles à l'œil nu ou à la loupe X3.
- Présence de bulles d'air internes ou superficielles.
- Fissures ou déformations détectées après polymérisation.
- Non-conformité dimensionnelle : épaisseur supérieure à **2,05 mm** ou diamètre hors tolérance (> **15,1 mm**).

- Erreurs de protocole : écart de plus de ± 10 % dans le temps de polymérisation (groupe A), ou absence de vérification de la puissance au micro-ondes (groupe B).

1.2.1.2.2. Critères analytiques :

- Les mesures invalidées au rugosimètre par une contamination de surface ou une préparation inadéquate.
- Les images floues au MEB ou comportent des zones d'intérêt obstruées.

1.2.2. Schéma d'étude :

L'échantillon initial de l'étude comprenait **210 disques** en résine acrylique élaborés selon le protocole expérimental établi. Toutefois, dix spécimens ont été exclus en raison de défauts de confection observés au cours de l'inspection préliminaire à la loupe (présence de bulles d'air, porosités, irrégularités dimensionnelles ou anomalies de surface). Ainsi, l'échantillon final retenu pour l'analyse statistique comprenait **200 disques** en résine acrylique, répondant à l'ensemble des critères d'inclusion strictement définis conformément à la norme **ISO 20795-1 :2013**.

L'échantillon était réparti en **deux groupes expérimentaux distincts** :

- **Groupe A** : 100 disques polymérisés par la méthode traditionnelle au **bain-marie**.
- **Groupe B** : 100 disques polymérisés par la méthode au **micro-ondes**.

La distribution des disques entre les groupes A et B était effectuée par **randomisation simple**, afin d'assurer une répartition équitable et d'éliminer tout biais de sélection. Cette démarche garantit la comparabilité des groupes et la validité interne de l'étude.

Chacun des deux groupes était soumis à un protocole analytique et avec une méthodologie prédéfinie, incluant une évaluation comparative selon **trois variantes inter-méthodes**.

La durée de l'étude expérimentale in vitro randomisée s'est étalée sur une période de **28 mois**.

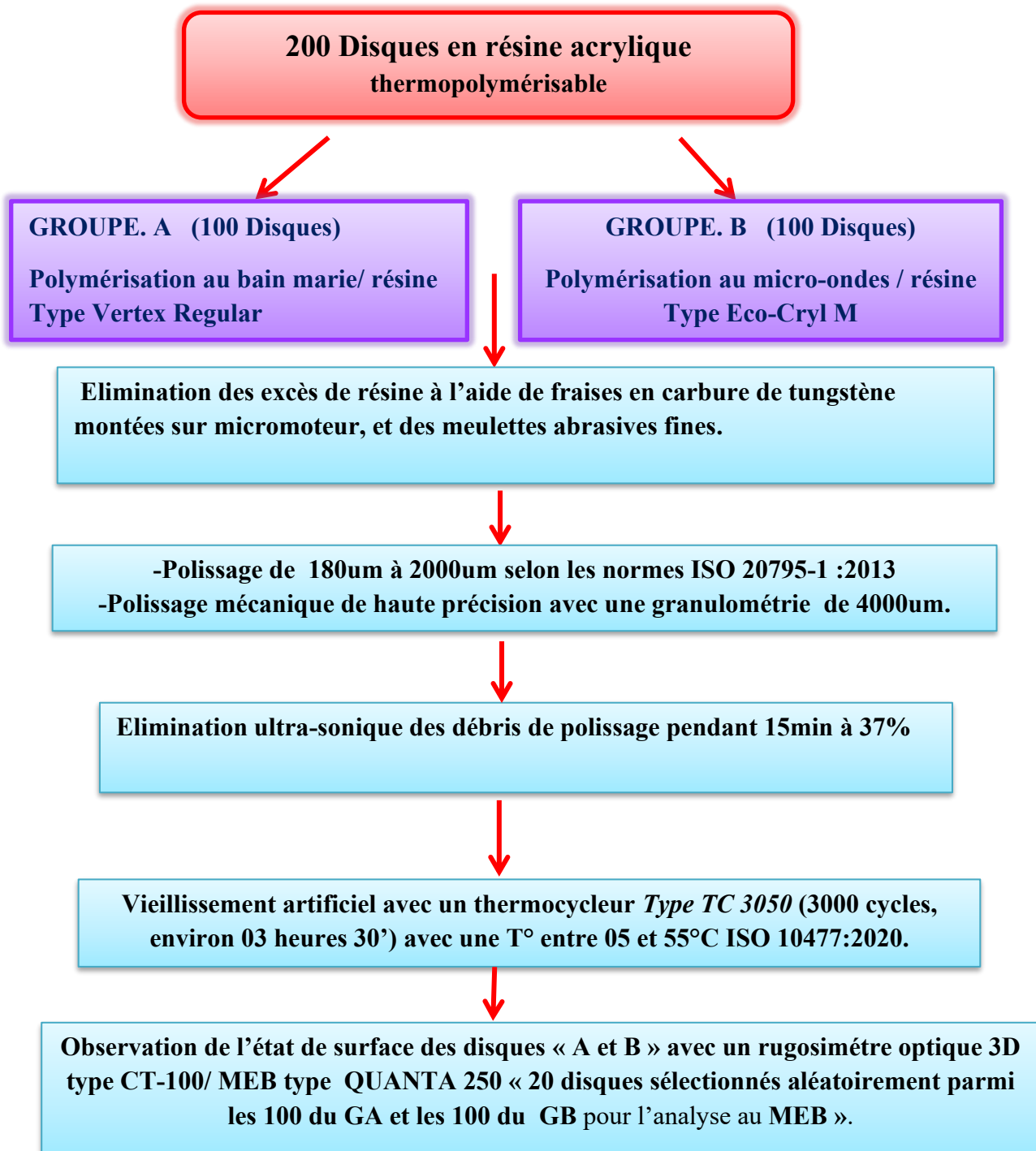


Figure 18: Diagramme de répartition de l'échantillonnage.

1.3. Protocole de l'étude :

1.3.1. Matériels et matériaux :

1.3.1.1. Matériels :

- Couteau à cire.
- Spatule à cire.
- Couteau à plâtre.
- Spatule à plâtre.
- Bol à plâtre.
- Moufles.
- Presse type Sirio P400.
- Polymérisateur type acrydig 10 MENFREDI.
- Micro-onde domestique.
- Fraises en carbure de tungstène.
- Micromoteur.
- Meulettes abrasives fines.
- Polisseuse type Hitech EUROPE.
- Ultrasonique type Cleaner TRADE RAYPA.
- Disques de polissage de 180 à 4000.
- Thermocycleur. *Type TC 3050*. ISO 10477 :2020.
- Rugosimètre optique 3D type *CT-100*.
- MEB type *QUANTA 250*.

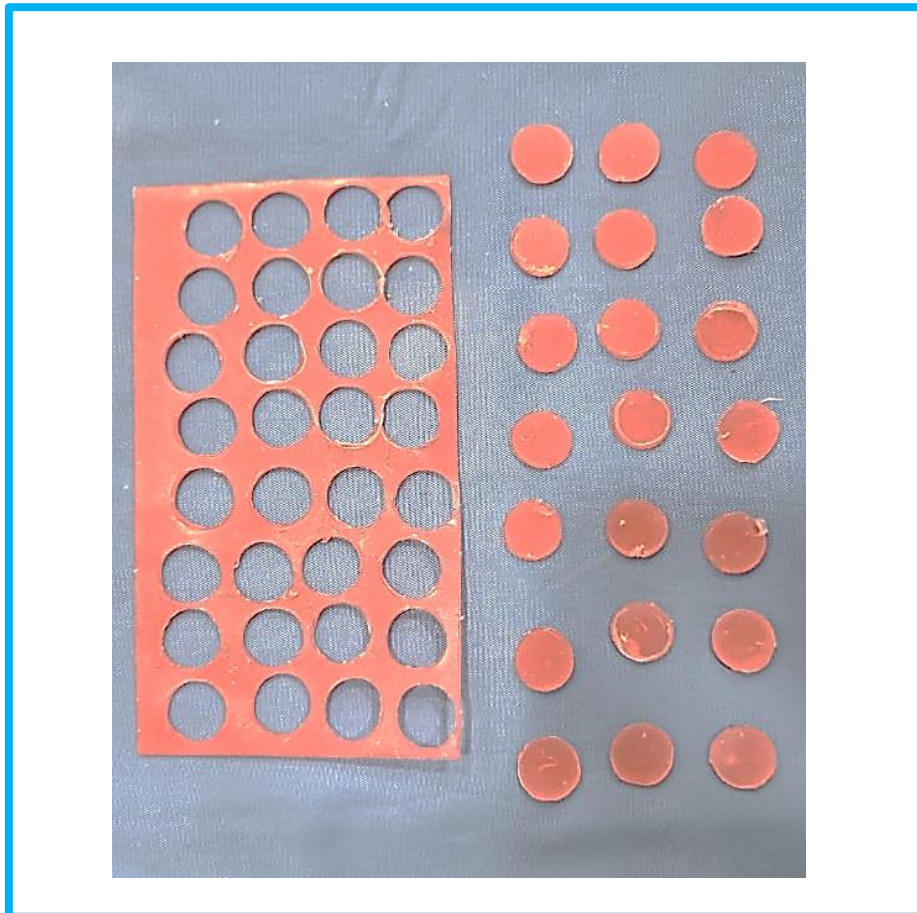
1.3.1.2. Matériaux :

- Résines acryliques thermoplymérisables. « **GA** résine type **Vertex Regular** et **GB** résine type **Eco-Cryl** ».
- Plâtres dure type IV pour micro-onde et type II pour bain-marie.
- Isolants.
- Eau distillée.

1.3.2. Préparation des disques des deux groupes A et B en résine acrylique :

1.3.2.1. Préparation des disques en cire :

Les disques en cire, destinés à la conception des échantillons des groupes A et B, étaient préparés à l'aide d'un emporte-pièce, de diamètre standardisé de **15 mm** et une épaisseur de **2 mm**



**Figure 19: Préparation des disques en cire N. Mohamed Ben Ali.
(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel -Kader CHU Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

1.3.2.2. Préparation des moufles :

Les disques en cire réalisés pour les deux groupes (A et B) étaient insérés dans des moufles spécifiques, selon le mode de polymérisation attribué.

- **Pour le groupe A (polymérisation au bain-marie) :** Un moufle en bronze était utilisé avec un plâtre dentaire de **type II**.

- **Pour le groupe B (polymérisation au micro-ondes) :** Un moufle de type **Tecnoflask** était employé en association avec un plâtre dentaire de **type IV**.

Cette procédure était conduite selon un protocole standardisé afin d'assurer des conditions expérimentales comparables entre les deux groupes, indépendamment du mode de polymérisation.

- **Protocole : [81], [135].**

- **Coulée de la première partie (partie inférieure) :**

- **Plâtre de type II pour le moufle en bronze (groupe A).**

- **Plâtre de type IV pour le moufle Tecnoflask (groupe B).**

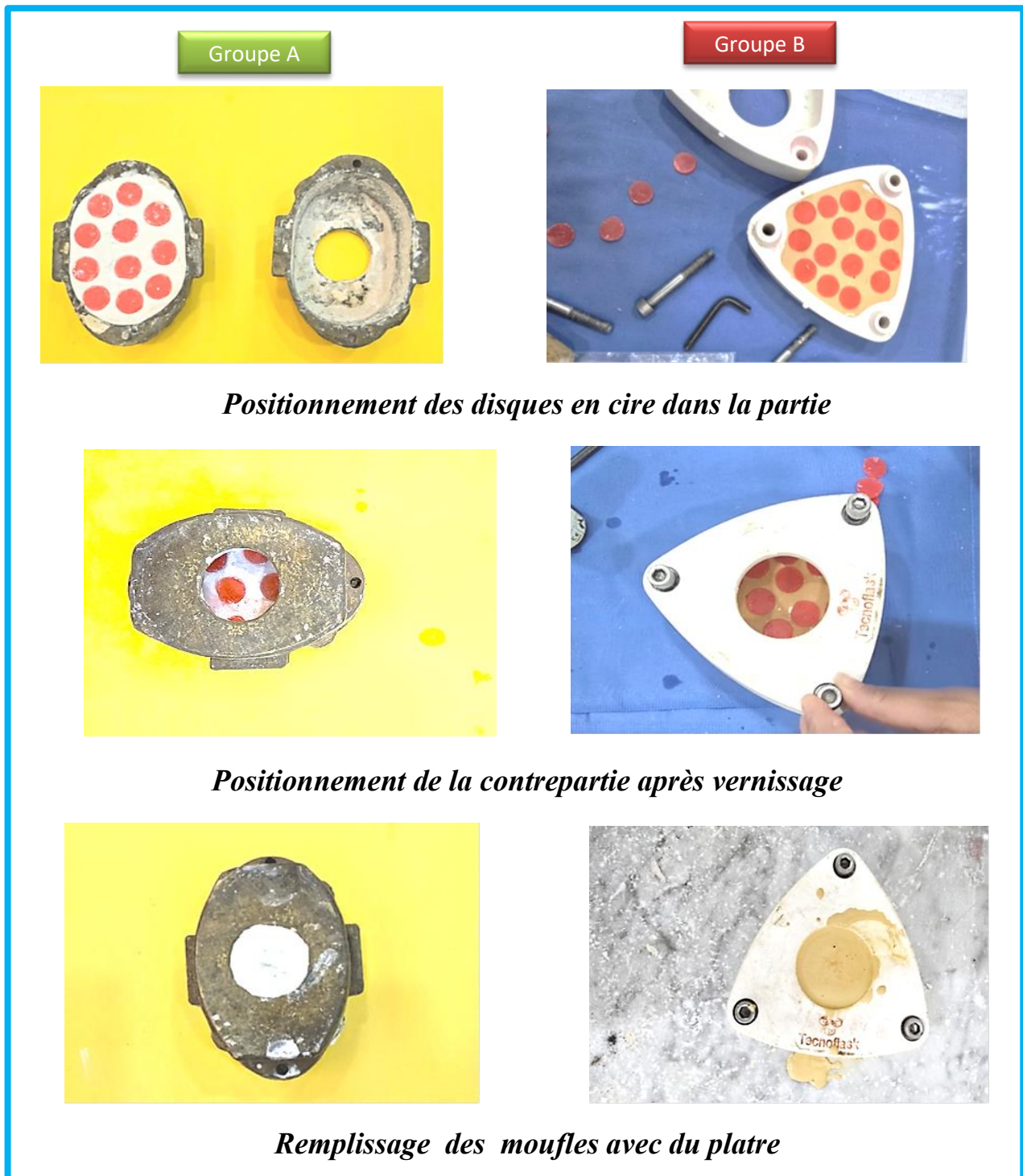
Après avoir **appliqué une fine couche de Vaseline** sur les parois internes des moufles « **en bronze et Tecnoflask** » afin de faciliter le démoulage. Le plâtre était préparé avec une **consistance crémeuse**, et plaçait au fond de la partie des moufles. Les **disques en cire** sont ensuite positionnés **délicatement** à la surface du plâtre encore en phase crémeuse avant sa prise.

L'ensemble était laissé au repos pendant environ **30 minutes**, jusqu'à la **prise complète** du plâtre.

Un **agent de séparation** (Vaseline ou séparateur spécifique pour les deux types de plâtre) était appliqué uniformément sur la surface exposée du plâtre et des disques en cire, afin d'empêcher l'adhérence entre les deux moitiés des moufles.

- **Coulée de la contrepartie (partie supérieure) :**

La partie supérieure des moufles était ensuite placée, puis remplie avec le même type de plâtre spécifique pour chaque groupe. Le plâtre était coulé de manière contrôlée jusqu'à recouvrir complètement les disques en cire et les contreparties.



**Figure 20: Preparation des moufles N. Mohamed Ben Ali
 (Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba).
 (Lab De Prothèse Département De Médecine Dentaire Annaba).
 (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

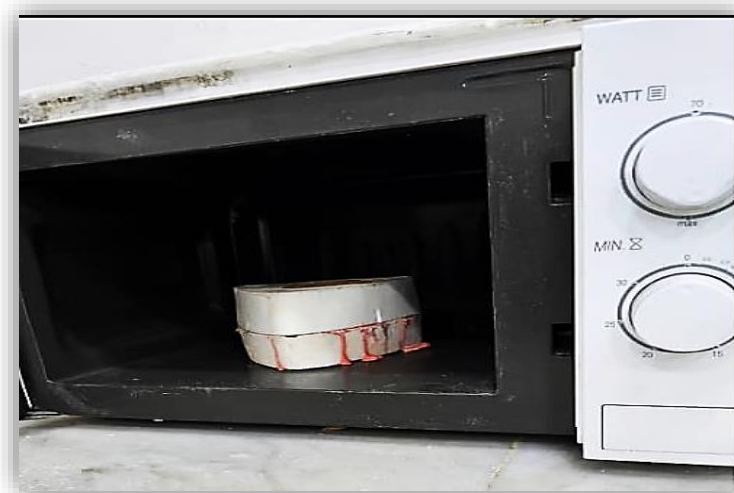
1.3.2.3.: L'étape de décirage : [81],[136],[137].

➤ Immersion du moufle dans l'eau bouillante (Groupe A) :

Après la cristallisation complète du plâtre l'étape suivante consistait à éliminer toute trace de cire par un procédé thermique appelé **décirage**. Le moufle fermé était **immergé dans un bain d'eau bouillante**, maintenu à une température stable de **100 °C**, pendant une durée moyenne de **10 minutes**. La chaleur provoquait la **fusion progressive de la cire**, qui devenait suffisamment fluide pour permettre l'élimination de la cire. Cette étape doit être strictement contrôlée. Une température insuffisante entraînerait une élimination incomplète de la cire, tandis qu'une exposition prolongée pourrait altérer la structure du plâtre.

➤ Décirage au micro-ondes (Groupe B) :

Après la cristallisation complète du plâtre, le moufle était fermé, plaçait dans un four à micro-ondes sans plateau tournant, à une puissance de 500 W pendant 3 minutes. Cette phase permet de faire fondre la cire sans altérer les propriétés du moufle et du plâtre.



**Figure 21: Décirage au micro-ondes (Groupe B) N. Mohamed Ben Ali.
(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

L'efficacité du décirage dépend également du type de cire utilisé, de sa composition paraffinique, et de la profondeur des empreintes. Il est essentiel de **retirer complètement la cire fondue** à l'aide d'un jet d'eau chaude ou d'un pinceau doux, afin d'éviter la présence de résidus pouvant interférer avec la liaison chimique entre la résine et la paroi du moufle. La moindre trace de cire restante peut engendrer **des défauts d'adhérence, des porosités ou des irrégularités de surface**.

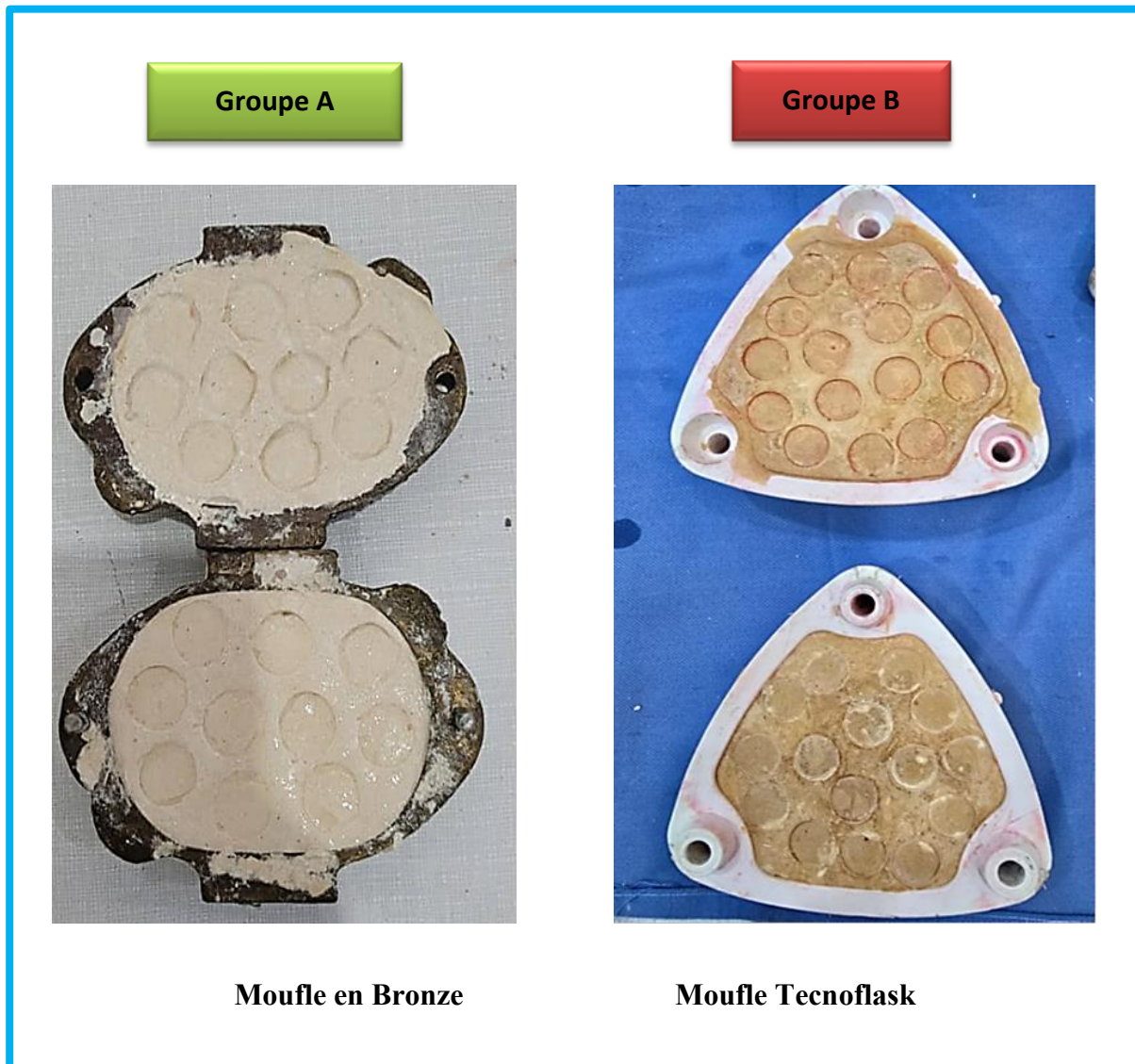


Figure 22: Etape de décirage N. Mohamed Ben Ali.
(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba)
(Lab. De Prothèse Département De Médecine Dentaire Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

Après l'élimination complète de la cire et l'application de l'agent séparateur, les cavités obtenues dans les moufles étaient prêtes à recevoir les **résines acryliques**.

Le choix des matériaux n'est pas anodin la résine type **Vertex Regular**, utilisé dans le groupe A, est une résine conçue pour une polymérisation lente et progressive. En revanche, la résine type Eco-Cryl est spécifiquement formulée pour la polymérisation au micro-ondes, avec des modulateurs de température et des agents anti-porosité intégrés.

➤ **Préparation des résines (Vertex Regular et Eco- Cryl) : [139].**

Les résines acryliques étaient préparées selon le **rapport poudre/liquide** recommandé par le fabricant (**3/1 en volume**). Le mélange était effectué dans un godet en verre propre, manuellement à l'aide d'une spatule métallique, pendant 60 secondes en veillant à obtenir une pâte homogène, sans bulles ni grumeaux. Le mélange était laissé se reposer quelques instants jusqu'à l'obtention du stade plastique (souple, non collant), moment optimal pour le conditionnement.

➤ **Mise en place des résines dans les parties des moufles : [139], [140].**

Les résines étaient insérées **manuellement** dans la partie des moufles. Un léger excès de résine était volontairement laissé pour compenser le retrait volumétrique de polymérisation. Les moufles étaient ensuite refermés avec précaution.

Une **mise sous presse** était effectuée à l'aide d'une presse hydraulique type **Sirio P400** pendant quelques minutes (10 bars pour moufle en bronze et 1 bar pour moufle tecnoflask) afin d'assurer le **bon étalement de la résine** et l'élimination des vides internes

*****Précautions :**

Il est essentiel de maintenir des conditions **aseptiques et contrôlées** durant cette étape, car toute inclusion de particules, de bulles ou de corps étrangers pourrait affecter la **surface, la résistance mécanique** ou la **biocompatibilité** des disques [140].



**Figure 23: Mise en place de la résine acrylique dans la partie des moufles (en Bronze et en Tecnoflask) N. Mohamed Ben Ali
(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba)
(Labo De Prothèse Département De Médecine Dentaire Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**



Figure 24: Mise sous presse manuelle type SirioP400

N. Mohamed Ben Ali

(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba)

(Lab. De Prothèse Département De Médecine Dentaire Annaba)

(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

1.3.2.4. Cycle de polymérisation :

1.3.2.4.1. Cycle de polymérisation au bain-marie (Groupe A) :

Le moufle en bronze contenant la résine acrylique **Vertex Regular** était soumis à une **polymérisation par chaleur humide**, méthode conventionnelle largement utilisée pour les prothèses dentaires en résine acrylique.

➤ **Protocole thermique : [131], [141].**

-Le moufle en bronze était immergé dans un bain-marie thermostatique de **marque Acrydig 10 (MENFREDI, Italie)**, contenant de l'eau distillée maintenue à une température constante grâce à un système de régulation électronique intégré.

-Le cycle thermique progressif qui passe par deux phases, classiquement recommandé dans la polymérisation des résines acryliques, était appliqué. Il permet une conversion plus complète du monomère en polymère, réduisant ainsi la porosité interne, les contraintes résiduelles et la quantité de monomère libre susceptible d'être relargué.

– Première phase : 74 °C pendant 120 minutes

– Deuxième phase : élévation à 100 °C pendant 60 minutes.

Des études comparatives de **Stansbury. J. W, de Dickens. S. H. (2016) et de Al-Mahdy. Y. F. et al., 2017**, ont démontré que les cycles thermiques progressifs, comme celui décrit dans notre protocole, produisent des prothèses avec une porosité réduite, une rugosité de surface plus faible et une libération de monomère résiduel significativement inférieure par rapport aux protocoles de polymérisation rapides ou non contrôlés [142],[143].



**Figure 25: Polymérisation au bain-marie thermostatique de marque Acrydig 10
(MENFREDI, Italie) N. Mohamed Ben Ali
(Labo De Prothèse Département De Médecine Dentaire Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

1.3.2.4.2. Cycle de polymérisation par micro-ondes (groupe B) :

Le moufle en Tecnoflask contenant la résine acrylique était soumis à une **polymérisation au micro-ondes**.

➤ **Protocole électromagnétique : [144].**

Le moufle était placé dans la cavité du four micro-ondes, en respectant une distance homogène par rapport aux parois. Un protocole standardisé est appliqué :

- **Puissance** : 500 W.
- **Durée** : 5 minutes.
- **Phase de repos** : 2 minutes à l'intérieur du micro-ondes éteint.

Cette technique permet une polymérisation **rapide et uniforme**, avec un gain de temps significatif. Toutefois, elle nécessite un contrôle précis des paramètres pour éviter la surchauffe ou les déformations.



**Figure 26: Polymérisation au micro-ondes N. Mohamed Ben Ali
(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

1.3.2.5. Démoulage, finition et polissage des échantillons : [144], [145], [146].

Une fois la phase de polymérisation achevée, les moufles étaient laissés à refroidir jusqu'à température ambiante (20°C –25 °C) afin de prévenir les contraintes thermiques résiduelles liées à un refroidissement trop rapide. Ce refroidissement progressif est essentiel pour éviter la formation de gradients thermiques internes, qui pourraient induire des fissures microstructurales ou des déformations dimensionnelles dans le matériau polymérisé. En effet, un refroidissement brutal peut entraîner une contraction différentielle entre la surface et le cœur du matériau, générant des contraintes internes susceptibles de compromettre l'intégrité structurale des échantillons.

✓ Le démoulage :

Le démoulage était ensuite réalisé avec une précaution extrême pour éviter toute déformation mécanique ou altération de la surface des disques en résine polymérisée. Pour ce faire, un levier adapté, généralement en métal non réactif (ex: acier inoxydable), était utilisé pour dégager délicatement les échantillons de leur moufle. Cette étape critique nécessitait une manipulation minutieuse, car toute pression excessive ou mouvement brusque pouvait introduire des microfissures ou des rayures sur la surface des disques, altérant ainsi leurs propriétés mécaniques.

Cette procédure de démoulage, bien que souvent considérée comme une étape technique mineure, est en réalité déterminante pour la qualité finale des échantillons. Une manipulation inadéquate à ce stade peut en effet compromettre les résultats des analyses ultérieures, notamment en introduisant des artefacts de surface qui fausseraient les mesures de rugosité ou les observations en microscopie électronique. Ainsi, le respect de ce protocole rigoureux garantissait que les disques de résine polymérisée conservaient leur intégrité structurale.



Figure 27: Le démoulage N. Mohamed Ben Ali.
(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba)
(Lab. De Prothèse Département De Médecine Dentaire Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

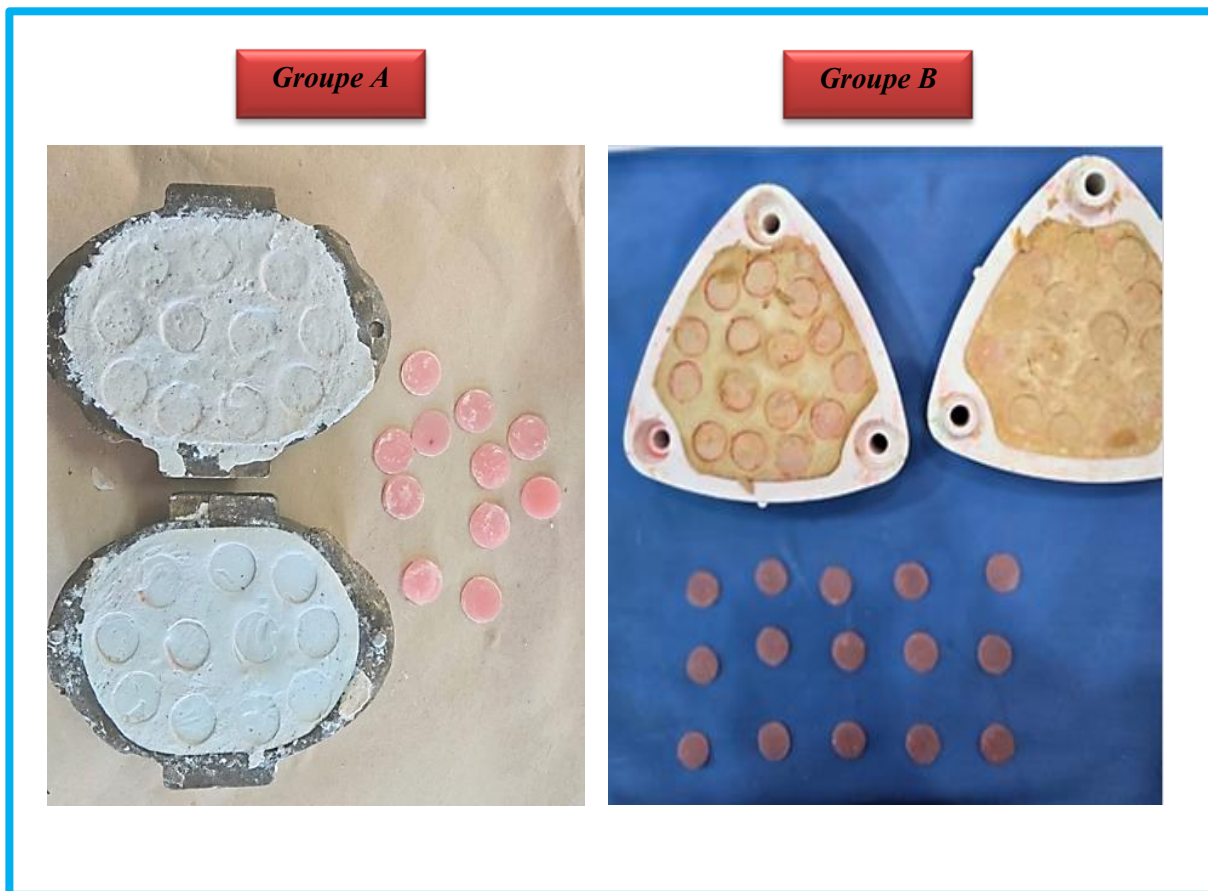
➤ **La finition :**

L'élimination des excès de résine et des bavures périphériques autour des échantillons polymérisés constituait une étape critique du protocole expérimental, visant à garantir la reproductibilité dimensionnelle et la qualité superficielle des disques avant leur analyse. Cette opération était réalisée à l'aide de fraises en carbure de tungstène (diamètre adapté, 1,0 mm, montées sur un micromoteur à vitesse réglable (**10 000tr/min**), complétées par des meulettes abrasives fines (**grain-400um**). Le choix du carbure de tungstène comme matériau de coupe était justifié par sa dureté élevée (**1 500 HV –2 000 HV**) et sa résistance à l'usure, permettant une découpe nette sans génération excessive de chaleur susceptible d'altérer la structure du PMMA.

Restaurer les dimensions standardisées des disques (**15,0 ± 0,1 mm de diamètre et 2,0 ± 0,05 mm d'épaisseur**), conformément aux exigences de la norme **ISO 20795-1 :2013** pour les essais de caractérisation des matériaux dentaires. Une tolérance dimensionnelle stricte était indispensable pour assurer la comparabilité entre les échantillons des deux groupes (bain-marie vs micro-ondes), en éliminant les variations liées à la géométrie.

Cette méthodologie rigoureuse garantissait que les échantillons présentaient une géométrie normalisée et une surface préparée de manière reproductible, conditions sine qua non pour des analyses comparatives fiables des propriétés de surface et microstructurales entre les deux méthodes de polymérisation.

Les disques étaient ensuite inspectés visuellement sous **une loupe x3** et un éclairage directionnel pour détecter d'éventuels défauts de surface (bulles, fissures, ou irrégularités). Cette inspection préliminaire permettait d'identifier les disques présentant des anomalies macroscopiques, qui auraient pu résulter d'un défaut de polymérisation (porosités dues à une distribution thermique inégale) ou d'un démoulage inadéquat.

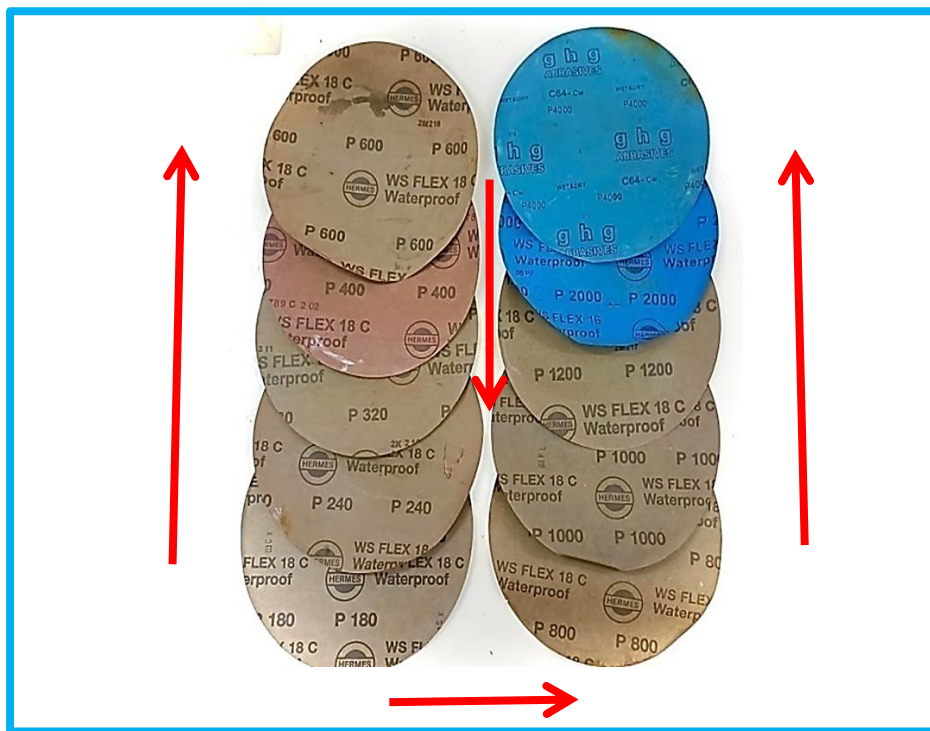


**Figure 28: Finition des disques de résine N. Mohamed Ben Ali
(Service De Prothèse Clinique Saouli Abdel-Kader CHU Annaba)
(Lab. De Prothèse Département De Médecine Dentaire Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

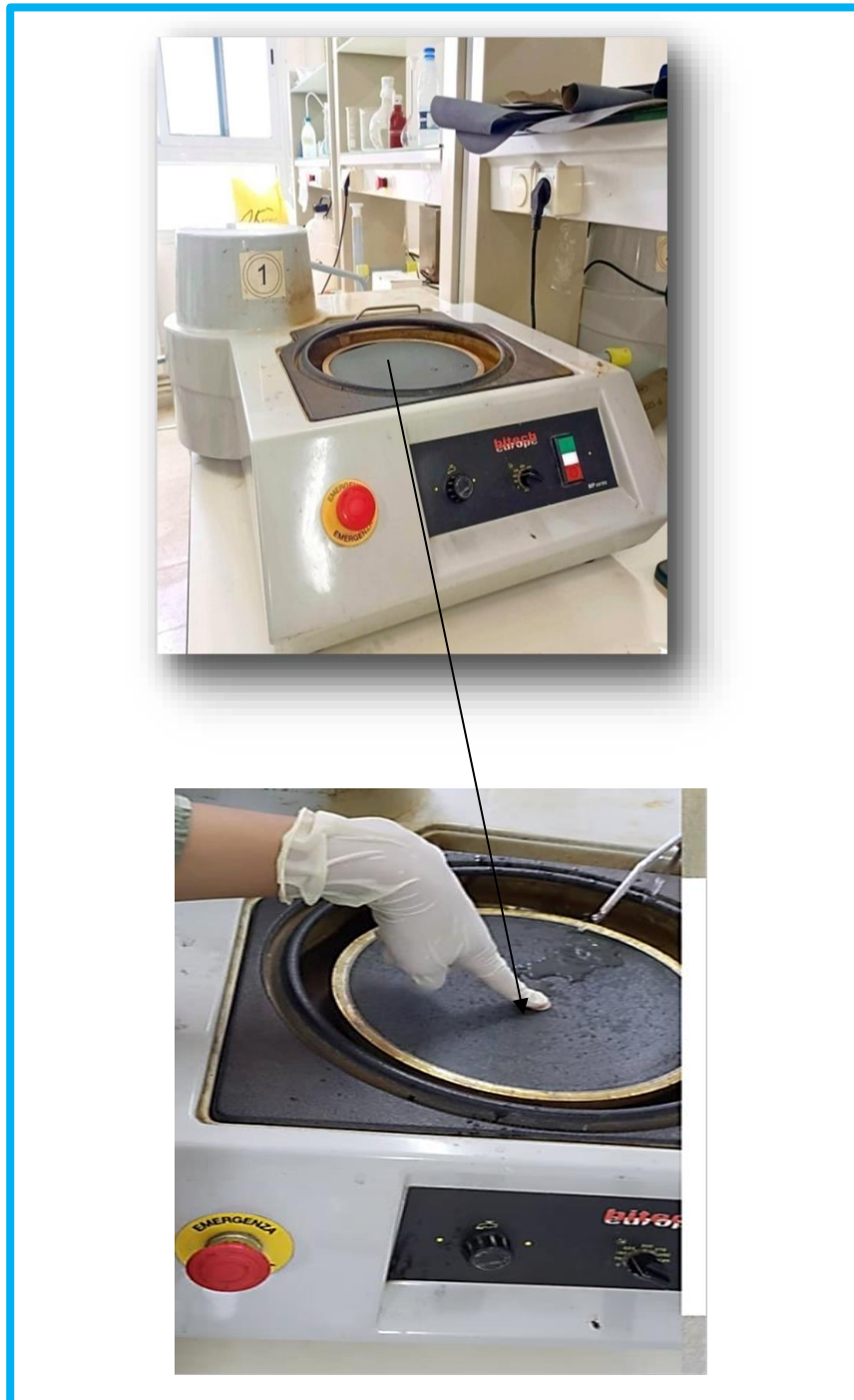
➤ **Le polissage normalisé des échantillons : [146], [147], [148], [149].**

Une séquence décroissante de granulométrie était suivie, conformément aux normes ISO relatives au polissage des matériaux. Des particules d'oxyde d'aluminium étaient utilisées comme abrasifs, fixées sur un support souple synthétique. La granulométrie est variable de 180um à 2000um, en progressant vers des abrasifs de plus en plus fins jusqu'à **4000um**.

Le protocole de polissage des échantillons suivait une séquence décroissante de granulométrie, strictement conforme aux recommandations de la norme **ISO 14577-1 :2015** pour la préparation des surfaces des matériaux polymères. Cette approche méthodique visait à obtenir une surface optimale pour les analyses ultérieures de rugosité et de microstructure, tout en minimisant les artéfacts liés à une préparation inadéquate. Les abrasifs utilisés étaient des particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3), un matériau choisi pour sa dureté élevée (9 sur l'échelle de Mohs) et sa capacité à produire des surfaces lisses et reproductibles sans induire de déformations thermiques ou microfissures. Ces particules étaient fixées sur un support souple synthétique (généralement en polyuréthane ou en tissu non tissé), permettant une distribution uniforme de la pression et une adaptation aux irrégularités de surface, essentiel pour éviter les rayures profondes ou les déformations locales



**Figure 29: Disques de polissage de différentes granulométries N. Mohamed Ben Ali.
(Laboratoire de recherche Badji Mokhtar Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**



**Figure 30: Polisseuse de la marque Hitech Europe N. Mohamed Ben Ali.
(Laboratoire de recherche Badji Mokhtar Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

Les deux échantillons A et B en résine acrylique étaient soumis à un protocole de polissage mécanique standardisé sur une polisseuse rotative de type Hitch (Hitch Company, modèle standard), équipée d'un système d'irrigation continue à l'eau distillée. Ce dispositif permettait de maintenir une température constante ($< 40\text{ °C}$) à la surface des échantillons, évitant ainsi toute déformation thermique du polyméthacrylate de méthyle (PMMA), dont la température de transition vitreuse (T_g) se situe autour de 105 °C . La vitesse de rotation était fixée à 150 tours par minute, une valeur optimale pour les matériaux acryliques, recommandé par les normes **ISO 20795-1 :2013** et validé par des études comparatives de **Flury. S. et al.,2018[150]**. Cette vitesse permet un compromis idéal entre une efficacité de polissage suffisante et une minimisation des contraintes mécaniques pouvant induire des microfissures ou des déformations.

Chaque disque en résine était positionné avec précision, avec la face externe (extrados) orientée vers le disque abrasif, afin de reproduire les conditions cliniques réelles de finition des prothèses dentaires. Cette orientation est critique, car elle permet d'évaluer la rugosité de surface dans des conditions similaires à celles rencontrées en pratique, où les surfaces exposées sont soumises à des contraintes mécaniques et chimiques.

Le polissage était réalisé selon un protocole contrôlé, discontinu et linéaire, appliqué de manière uniforme par un seul opérateur pour l'ensemble des échantillons. Cette approche méthodologique était essentielle pour standardiser la préparation des surfaces, en minimisant les variations inter-opérateurs qui pourraient introduire des biais expérimentaux. Ce protocole de polissage standardisé et contrôlé permettait de préparer les échantillons de manière homogène et reproductible, garantissant ainsi la fiabilité et la validité des analyses ultérieures.

➤ **Élimination des résidus de polissage par nettoyage ultrasonique :**

▪ **Étape de nettoyage final :**

Afin d'assurer une préparation rigoureuse et homogène des échantillons des groupes A et B avant l'analyse de la rugosité de surface, une étape de nettoyage ultrasonique était systématiquement appliquée. Chaque série de disques (20 disques par série) était immergée dans un flacon en verre borosilicaté contenant 50 ml d'eau distillée (pH neutre, conductivité $< 1\text{ }\mu\text{S/cm}$), afin d'éviter toute contamination ou réaction chimique indésirable avec la résine acrylique. Les flacons étaient ensuite placés dans une cuve à ultrasons (modèle Branson 2510, Branson Ultrasonics, États-Unis) pendant 15 minutes, à une fréquence standardisée de 40 kHz et une température contrôlée de 37 °C .

Le choix de ces paramètres était scientifiquement justifié pour plusieurs raisons :

- **Fréquence ultrasonique de 40 kHz** : Cette fréquence est optimale pour générer des microbulles de cavitation dans l'eau distillée, capables de détacher efficacement les résidus abrasifs (particules d'oxyde d'aluminium) et les débris de polissage sans endommager la surface des disques. Les études de **Suslick. K. S, Flannigan. D. J. (2008) [151]** et de **Mason. T. J. (2017) [152]** ont démontré que cette fréquence permet une élimination complète des contaminants tout en préservant l'intégrité structurale des matériaux polymères.

- **Température de 37 °C** : Cette température était maintenue pour deux raisons principales :

* Reproduire les conditions physiologiques de la cavité buccale, évitant ainsi toute déformation thermique des disques, dont la température de transition vitreuse (Tg) est d'environ 105 °C

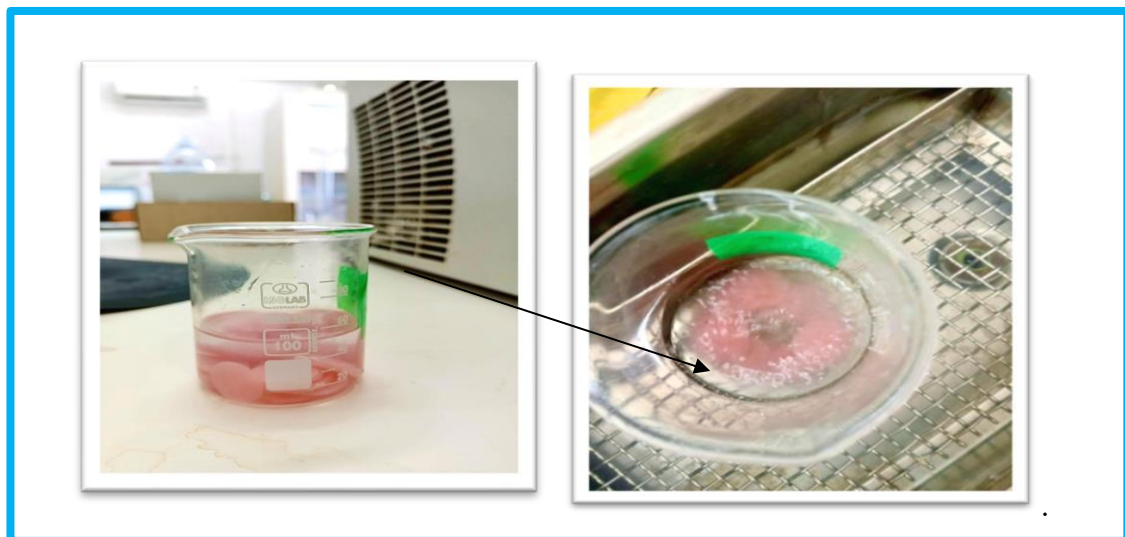
* Une température modérée améliore la solubilité des résidus et favorise leur détachement de la surface, sans risquer de dégrader le matériau.

- **Durée de 15 minutes** : Cette durée selon les normes **iso 10477 :2020[153]** était déterminée empiriquement pour assurer une élimination complète des résidus, tout en évitant une exposition prolongée susceptible d'induire des modifications superficielles (microfissures, altération de la rugosité). Des études comparatives d'**Al-Qudah. M. et al., 2018 [154]** ont montré qu'un temps de 10 à 15 minutes est suffisant pour obtenir une surface propre et homogène, sans altération significative des propriétés mécaniques.

L'application d'un protocole identique pour les deux groupes (groupes A et B) réduisait les variations inter-groupes, renforçant ainsi la validité statistique des comparaisons ultérieures. Cette standardisation est fondamentale pour distinguer les effets réels des modes de polymérisation.



**Figure 31: Bac Ultrasonic N. Mohamed Ben Ali.
(Laboratoire de Recherche Badji Mokhtar Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**



**Figure 32: Emergence de l'échantillon (GA / GB) dans un Bac Ultrasonic cleaner pendant 15min a 37°C N. Mohamed Ben Ali. N
(Laboratoire de Recherche Badji Mokhtar Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

1.3.3. Vieillissement artificiel par thermocyclage : [153],[155],[156], [157],[158] [159],[160],[161],[162].

Le thermocyclage constitue une méthode largement reconnue pour simuler les conditions cliniques auxquelles sont exposés les matériaux dentaires dans la cavité buccale. Il s'agit d'un procédé de vieillissement artificiel accéléré basé sur l'alternance de bains thermiques chauds et froids, visant à reproduire les fluctuations de température induites par l'alimentation (boissons chaudes ou froides), la respiration, ou encore la salive. Cette technique permet d'évaluer de manière contrôlée et reproductible le comportement à long terme des matériaux tels que les résines acryliques utilisées pour les bases de prothèses amovibles.

Le principal objectif du thermocyclage est de simuler les contraintes thermiques cycliques que subissent les matériaux dans la bouche, afin d'en étudier les effets sur leur performance. Ces contraintes, bien que modérées en intensité, sont répétitives et peuvent induire, à terme, des phénomènes de fatigue thermique, de microfissuration, ou encore des altérations de surface. Les résines acryliques, bien que largement utilisées en raison de leur facilité de mise en œuvre, présentent une sensibilité importante aux changements de température, notamment en raison de leur coefficient de dilatation thermique relativement élevé et de leur tendance à absorber l'eau.

Selon plusieurs auteurs, notamment **Gale et Darvell**, un régime de 1000 cycles de thermocyclage correspond approximativement à une année d'utilisation clinique. Sur cette base, un protocole de 3000 cycles permettrait donc de simuler environ trois ans de vieillissement in vivo, fournissant ainsi un aperçu fiable des propriétés mécaniques et physiques des résines dans le temps. Cette estimation est corroborée par des travaux tels que ceux de **Singh et al.**, de **Al-Thobity et al.**, qui démontrent l'impact significatif du thermocyclage sur la résistance à la flexion, **la rugosité de surface** et la résistance à l'usure des résines polymérisées selon différents procédés.

Avant la phase de thermocyclage, les échantillons doivent subir une étape de stabilisation initiale. Dans le cadre du protocole expérimental, les disques acryliques des groupes A et B étaient immergés dans de l'eau distillée à température ambiante pendant 24 heures, conformément aux recommandations préalables au vieillissement artificiel. Cette immersion permet une stabilisation hydrique du matériau, minimisant les effets d'absorption d'eau rapide au début du processus de thermocyclage, et assurant ainsi une base comparative fiable pour les mesures ultérieures. Cette étape est également en accord avec les directives de la norme

ISO/TR 10477 :2020, qui encadre les essais de performance des matériaux composites à usage dentaire.

Le thermocycleur utilisé, de type TC 3050, a permis l'application d'un protocole rigoureux de 3000 cycles thermiques successifs, alternant des immersions de 30 secondes dans des bains d'eau à 5 °C (bain froid) et à 55 °C (bain chaud), avec un temps de transfert de 10 secondes entre les bains. La durée totale du protocole est estimée à environ 3 heures et 30 minutes, ce qui permet une exposition suffisante à des variations de température comparables à celles du milieu buccal au fil des années. Ce protocole répond à la fois aux exigences de reproductibilité scientifique et à la représentativité clinique.

Le choix des températures extrêmes de **5 °C et 55 °C** repose sur des observations cliniques et expérimentales comme le confirment les travaux de **Miyazaki et al., 2017[159]**. De plus, ces amplitudes thermiques sont suffisantes pour induire une expansion et une contraction répétées du matériau, mettant à l'épreuve sa stabilité dimensionnelle, sa cohésion interne, et la durabilité de sa surface.

L'effet du thermocyclage sur les résines acryliques est multiple : il peut entraîner une augmentation de la porosité, une diminution de la résistance à la flexion, une modification de la topographie de surface, ainsi qu'un vieillissement esthétique par altération de la translucidité ou de la couleur. Plusieurs études ont ainsi montré une augmentation significative de la rugosité de surface après thermocyclage, en particulier sur des résines polymérisées par micro-ondes ou par des procédés accélérés. Ces modifications peuvent avoir un impact direct sur le confort prothétique, la rétention de la plaque bactérienne, et donc sur la santé buccale globale du patient.

Dans le cadre de cette étude, un protocole rigoureux de vieillissement artificiel par thermocyclage a été mis en œuvre afin de simuler les conditions cliniques de la cavité buccale et d'évaluer la résistance au vieillissement thermique des résines acryliques. Le thermocycleur utilisé est un modèle **TC 3050**, conçu spécifiquement pour les essais de laboratoire normalisés sur les matériaux dentaires.

Après la phase de nettoyage, les disques des groupes A et B étaient immergés dans de l'eau distillée à température ambiante pendant 24 heures, conformément aux recommandations préalables à tout vieillissement artificiel. Cette étape permet une stabilisation hydrique initiale

du matériau et limite l'absorption d'eau brutale durant le thermocyclage, facteur pouvant altérer la reproductibilité des résultats.

Les échantillons étaient ensuite soumis à un total de 3000 cycles thermiques successifs, conformément aux recommandations de la norme **ISO/TR 10477 :2020**[153].

La durée totale du protocole est estimée à environ 3 heures et 30 minutes, ce qui correspond au temps nécessaire pour compléter 3000 cycles sans interruption. Ce nombre de cycles a été choisi car il représente une simulation réaliste de trois années d'utilisation clinique, sur la base de l'équivalence établie par la littérature.



Figure 33: Thermocycleur. TC 3050 Norme ISO TR 10477 Standard (2020)[153].

Ultrasonic N. Mohamed Ben Ali

(Laboratoire de recherche Badji Mokhtar Annaba)

(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

1.3.4. Observation de l'état de surface des disques avec le rugosimètre : [163].

Après la phase de vieillissement accéléré par thermocyclage, simulant les contraintes thermomécaniques subies en milieu buccal, l'état de surface des disques en résine acrylique

était caractérisé à l'aide d'un rugosimètre optique tridimensionnel ContourX-100 (Bruker®, Allemagne). Cet appareil, basé sur le principe de l'interférométrie verticale en lumière blanche (White Light Interferometry, WLI), est largement reconnu pour sa précision métrologique (résolution verticale < 1 nm) et sa capacité à fournir des mesures non destructives et reproductibles des topographies de surface. Contrairement aux méthodes tactiles (rugosimètres à stylet), cette technique sans contact élimine les risques de déformation ou d'endommagement des disques, garantissant ainsi une fiabilité accrue des données recueillies. De plus, elle permet une analyse tridimensionnelle complète de la surface, incluant des paramètres tels que le **Ra**, le **Rt**, et le **Rz**, essentiels pour une caractérisation exhaustive des matériaux biomédicaux.

* **Conditions opératoires standardisées** : Les mesures étaient réalisées dans des conditions strictement contrôlées afin de garantir la reproductibilité et la comparabilité des résultats.

- **Mode de balayage** : L'interférométrie verticale était utilisée pour acquérir des données topographiques avec une résolution nanométrique en hauteur (Z) et micrométrique en latéral (X, Y). Cette méthode permet de capturer des cartes 3D de rugosité avec une précision supérieure aux techniques conventionnelles, tout en évitant les artefacts liés au contact mécanique

- **Zone analysée** : Une surface circulaire standardisée (diamètre de 3 mm) était définie au centre de l'extrados de chaque disque. Ce positionnement évitait les zones périphériques, susceptibles de présenter des anomalies de moulage ou des défauts de polissage (bavures, rayures), qui pourraient fausser les mesures de rugosité.

- **Paramètre principal mesuré** : La rugosité moyenne arithmétique (Ra), exprimée en micromètres (μm), était le paramètre de référence pour cette étude. Ra est largement utilisé en tribologie et en science des matériaux dentaires, car il fournit une évaluation quantitative globale de la rugosité de surface, directement corrélée à des propriétés cliniques critiques telles que la rétention de plaque bactérienne, le confort du patient, et la durabilité mécanique des prothèses.

- **Nombre de mesures** : Pour chaque disque, trois lectures indépendantes étaient réalisées en des points distincts de la zone centrale, suivies d'un calcul de la moyenne arithmétique. Cette approche statistique permettait de minimiser les variations locales (micro-défauts ponctuels) et d'augmenter la représentativité des résultats, conformément aux recommandations des normes **ISO 4287 :1997[164]** et **ISO 25178-2 :2012 [121]** pour les mesures de rugosité.



**Figure 34: Rugosimètre optique 3D type CT-100. N. Mohamed Ben Ali
(Laboratoire de recherche Badji Mokhtar Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

1.3.5. Observation au microscope électronique à balayage (MEB) type QUANTA 250 : [165],[166],[167],[168],[169].

En complément des mesures quantitatives de rugosité obtenues par rugosimétrie optique tridimensionnelle, une analyse morphologique qualitative de la surface des échantillons était réalisée à l'aide d'un microscope électronique à balayage (MEB) de type QUANTA 250 (FEI Company, USA). Cette technique d'imagerie à haute résolution (jusqu'à 1 nm) permet une caractérisation fine de la topographie de surface, révélant des défauts microstructuraux tels que les fissures superficielles, microcavités, et porosités, qui ne peuvent être détectés par les méthodes optiques. Le MEB est particulièrement adapté à l'étude des matériaux polymères, car il offre une profondeur de champ élevée et une résolution spatiale permettant de visualiser des détails à l'échelle micrométrique et nanométrique.

***L'objectif scientifique de l'analyse MEB :** L'objectif principal de cette analyse était de comparer qualitativement la texture de surface des résines acryliques en fonction du mode de polymérisation.

Un échantillonnage aléatoire de 20 disques par groupe (**soit un total de 40 disques**) était sélectionné pour garantir une représentativité statistique des variations de surface à l'échelle du lot. Cette approche permet d'éviter les biais de sélection et d'obtenir une représentation fidèle des caractéristiques morphologiques des échantillons.

*** Conditions expérimentales optimisées :** Les observations étaient menées dans des conditions standardisées pour assurer la reproductibilité et la comparabilité des résultats.

-Tension d'accélération de 15 kV : Cette tension était choisie pour plusieurs raisons :

- Pénétration optimale des électrons dans le matériau, permettant une résolution élevée sans altération thermique des disques (température de transition vitreuse ~105 °C).
- Équilibre entre résolution et profondeur de champ, essentiel pour visualiser à la fois les défauts superficiels et les structures internes des disques.

- Mode de balayage en vide partiel (low vacuum) : Ce mode était privilégié pour :

- Éviter la métallisation préalable des disques, une étape souvent nécessaire en vide poussé pour les matériaux non conducteurs, mais qui peut masquer les détails fins de la surface.

- Minimiser les risques de déformation ou de surchauffe des résines acryliques, sensibles aux charges électrostatiques et aux variations thermiques
- Préserver l'intégrité morphologique des échantillons, en particulier pour les matériaux polymères comme le PMMA.

- **Grossissements utilisés ($\times 2000$ et $\times 5000$) : [170] , [171].**

- **Un grossissement $\times 2000$:** Permettait une vue d'ensemble de la surface, révélant les motifs globaux de rugosité et les défauts macroscopiques (: porosités, irrégularités de polissage).
- **Un grossissement $\times 5000$:** Offrait une résolution micrométrique, permettant d'observer les détails fins tels que les microfissures, les cavités nanoscopiques, ou les artéfacts de vieillissement thermique.

- **Avantages du mode "low vacuum" pour les résines acryliques :** Le mode vide partiel (low vacuum) est particulièrement adapté aux matériaux polymères comme les résines acryliques, car il :

- Élimine la nécessité d'une métallisation (dépôt d'or ou de carbone), qui pourrait altérer la topographie réelle de la surface ou introduire des artéfacts dans les images.
- Réduit les risques de dégradation thermique, en maintenant une pression résiduelle (généralement entre 0,1 et 1 Torr) qui limite l'échauffement des disques.
- Permet une observation fidèle des détails morphologiques,

- **Les images MEB obtenues étaient analysées qualitativement pour Identifier les différences morphologiques entre les groupes A' et B', telles que :**

- La densité et la taille des porosités, indicatrices de la qualité de la polymérisation.
- La présence de microfissures, liées aux contraintes thermiques ou mécaniques.

Cette approche complémentaire (rugosimètre et MEB) permettait une caractérisation exhaustive des surfaces, combinant des données quantitatives (R_a , R_t et R_z) et des observations qualitatives (morphologie), essentielles pour évaluer l'impact des procédés de polymérisation sur la qualité de surface des résines acryliques.

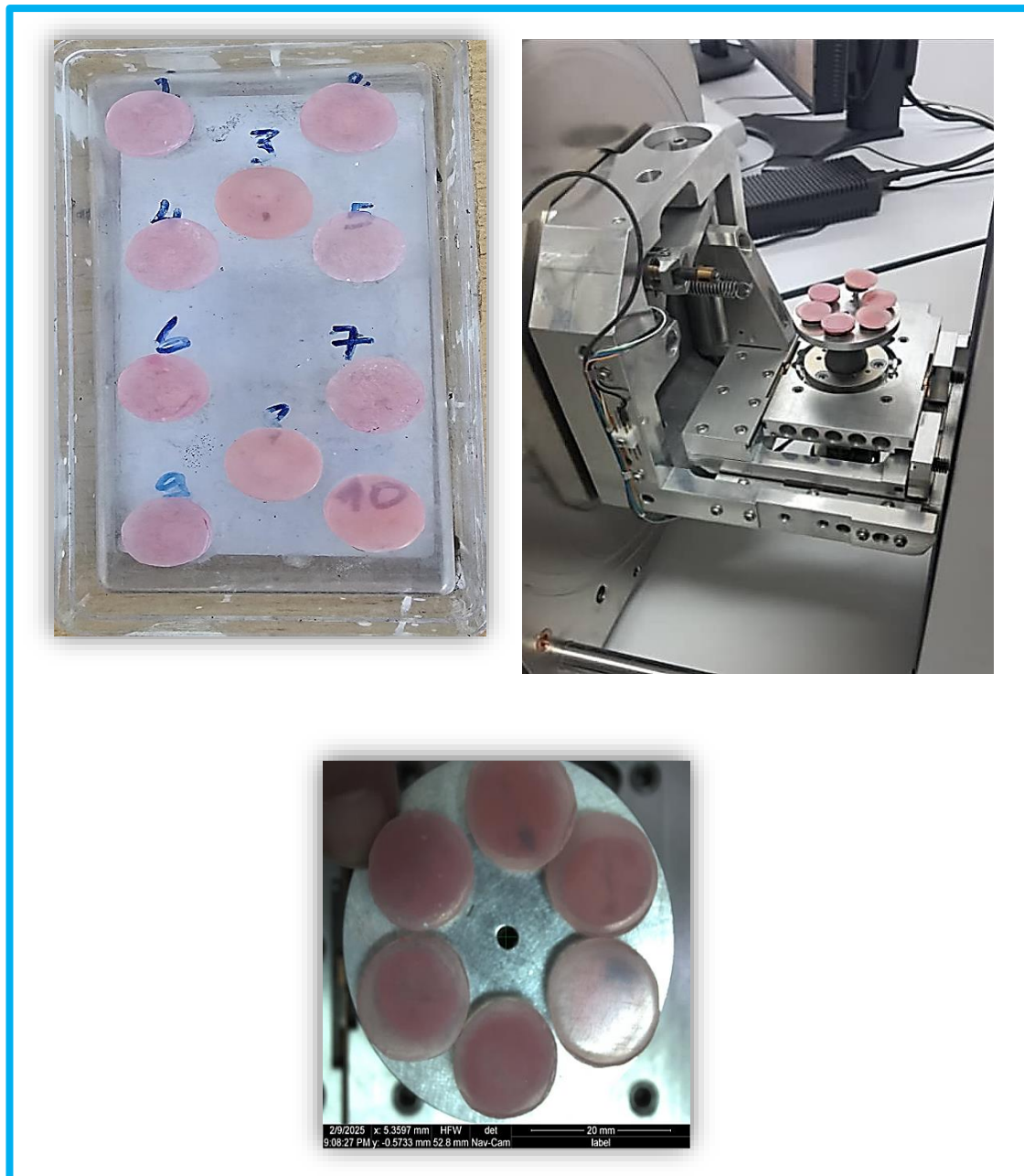


Figure 35: Echantillon de disque en résine des sous-groupes A' et B' avant observation au MEB Type QUANTA 250. N. Mohamed Ben Ali. (Laboratoire de Recherche Badji Mokhtar Annaba) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

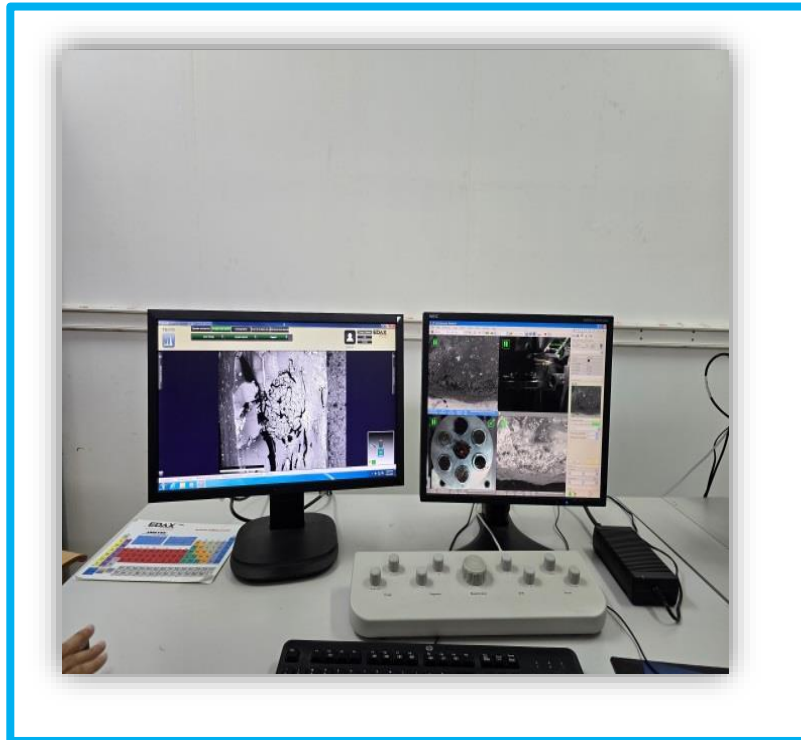


Figure 36: Observation au MEB Type QUANTA 250.

**N. Mohamed Ben Ali. (Laboratoire de Recherche Badji Mokhtar Annaba)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).**

2. Résultats

2. Résultats :

2.1. Les méthodes d'analyse :

Les **valeurs moyennes** des paramètres de rugosité de surface Ra (rugosité arithmétique moyenne), Rt (hauteur totale du profil) et Rz (hauteur moyenne des dix points les plus hauts et les dix plus bas) exprimées en **micromètres (μm)**, étaient déterminées pour l'ensemble de l'échantillon du **groupe A**, constitué de **100 disques en résine acrylique** type **Vertex Regular** polymérisés par la méthode conventionnelle au bain-marie **thermostatique de marque Acrydig 10** et du **groupe B**, composé de **100 disques en résine acrylique** type **Eco-cryl** polymérisés selon la **méthode au micro-ondes** à l'aide de moufle de type **Tecnoflask**.

2.1.1. Les analyses statistiques des données :

2.1.1.1. Description des tests :

Les calculs ont été effectués à l'aide du logiciel Minitab version 13.1 (X, 2010). Le seuil de signification a été fixé à **p= 0,05** pour mieux décrire les différentes variantes du protocole. La description des différentes variantes, (mode de polymérisation, rugosité de surface) a nécessité le calcul de certains paramètres statistiques de base tels que :

- La moyenne arithmétique (**x**) qui est un paramètre de position et de tendance centrale.
- L'écart-type (**s**) ou déviation standard qui mesure la dispersion des mesures autour de la valeur moyenne et l'effectif (**N**) qui nous renseigne sur l'importance des données traitées.

2.1.1.1.1. Test de l'analyse de la variance (ANOVA)

Le test d'analyse de la variance à un critère ou à un facteur de classification modèle fixe. Ce test consiste à comparer les moyennes de plusieurs populations à partir de données d'échantillons aléatoires, simples et indépendants.

La réalisation du test se fait, soit en comparant la valeur de F_{obs} avec la valeur théorique pour un niveau de signification $\alpha = 0,05$ ou $0,01$ ou $0,001$ et pour k_1 et k_2 degrés de liberté, soit en comparant la valeur de la probabilité p avec toujours les différentes valeurs $\alpha = 5\%$.

Selon que cette hypothèse d'égalité des moyennes est rejetée au niveau $\alpha = 0,05$, on dit conventionnellement que l'écart observé entre les moyennes est significatif. On marque généralement ces écarts d'un, deux ou trois astérisques.

Ce test a été utilisé pour comparer dans notre approche thérapeutique in vitro entre deux variantes (mode de polymérisation au bain marie et au micro-onde).

2.1.1.1.2. Test de Student :

Le test "t" de Student consiste à comparer les moyennes de deux populations à l'aide des données de deux échantillons indépendants. L'interprétation du test "t" de Student nécessite :

- Soit la comparaison de la valeur observée t_{obs} avec la valeur théorique $t_{1-\alpha/2}$ tirée à partir de la table t de Student pour un niveau de signification $\alpha = 0,05$ et pour un certain degré de liberté k . Dans ce cas, on considère qu'il existe une différence significative entre les deux moyennes si la valeur de t_{obs} est supérieure ou égale à la valeur théorique $t_{1-\alpha/2}$.

- Soit la comparaison de la valeur de la probabilité p avec le niveau de signification $\alpha=0,05$. Dans ce deuxième cas, on considère qu'il existe une différence significative entre deux moyennes si la valeur de p est inférieure ou égale à la valeur $\alpha = 0,05$. Les deux méthodes aboutissent aux mêmes résultats.

Dans notre étude, ce test nous a permis dans un premier temps, une comparaison entre les moyennes, de R_a qui indique la rugosité moyenne de la surface pour la longueur de la mesure effectuée, c'est-à-dire, l'écart moyen entre les pics et les creux des groupes **A** et **B** dans le sens vertical en fonction du mode de polymérisation au bain marie et du mode de polymérisation au micro-onde

- Dans un deuxième temps, une comparaison entre les moyennes du paramètre R_t qui définit la rugosité totale enregistrée, c'est-à-dire la somme du pic maximal avec le creux maximal entre les deux groupes A et B
- Dans un troisième temps une comparaison entre les moyennes du paramètre R_z qui définit la régularité dans les mesures enregistrées. il s'agit de la somme de la plus grande des

hauteurs de saillie du profil et de la plus grande des profondeurs de creux du profil entre le groupe A et le groupe B.

2.1.1.1.3. Test de Levene :

Le test de Levene a été utilisé juste pour vérifier une hypothèse fondamentale des analyses statistiques paramétriques (ANOVA, tests t) : l'homogénéité des variances (homoscédasticité) entre les groupes expérimentaux. Ce test est particulièrement pertinent, car les variations de rugosité (R_a), de porosité pourraient être influencées par les méthodes de polymérisation, introduisant des hétérogénéités de variance entre les groupes.

2.1.1.1.4 Test de normalité (Shapiro-Wilk) :

Il est essentiel de vérifier si les données suivent une distribution normale. Le test de Shapiro-Wilk est le test de normalité le plus puissant et recommandé pour des échantillons de taille modérée ($3 \leq n \leq 5000$).

Dans notre étude, ce test a été utilisé pour évaluer la normalité des valeurs de rugosité (R_a) dans les deux groupes A et B.

2.2. Les Résultats descriptifs et analytiques :

Les résultats de l'étude sont représentés selon deux volets complémentaires : **un volet descriptif et un volet analytique.**

- Le **volet descriptif** consiste en la **présentation des données brutes et des statistiques descriptives** (moyenne, écart type, minimum, maximum) relatives à chacun des paramètres de rugosité (R_a , R_t , R_z) pour les groupes étudiés.
- Le **volet analytique** vise à **comparer statistiquement les moyennes des paramètres mesurés** entre les deux groupes expérimentaux (groupe A avec une polymérisation au bain-marie ; groupe B avec une polymérisation au micro-ondes), en utilisant les tests appropriés selon la distribution des données.

Ces deux approches sont appliquées systématiquement pour chaque paramètre étudié (**Ra**, **Rt** et **Rz**), afin d'évaluer l'influence du **mode de polymérisation** sur l'état de surface des résines acryliques.

2.2.1. Volet descriptif :

2.2.1.1. Description des caractéristiques des groupes A et B :

*Groupe A : Polymérisation au bain-marie

Le groupe A est constitué de **100 disques en résine acrylique**, chacun d'un **diamètre de 15mm** et d'une **épaisseur de 2 mm**, polymérisés selon la méthode **conventionnelle au bain-marie**. Trois paramètres de rugosité de surface étaient analysés à l'aide du profilomètre optique 3D :

- **Ra (rugosité arithmétique moyenne)** : il s'agit de la moyenne des valeurs absolues des écarts du profil par rapport à la ligne médiane, calculée sur une longueur de base définie. Ce paramètre traduit la **rugosité générale de la surface**.
- **Rt (hauteur totale du profil)** : correspond à la **somme du pic le plus élevé et du creux le plus profond** enregistrés sur la longueur de mesure. Il reflète la **variation extrême de la surface**.
- **Rz (hauteur moyenne maximale du profil)** : représente la **somme de la plus grande hauteur de saillie et de la plus grande profondeur de creux** sur une longueur de base. Ce paramètre permet de juger de la **régularité du relief de surface**.

*Groupe B : Polymérisation par micro-ondes

Le groupe B comprend également **100 disques en résine acrylique**, aux **dimensions identiques** à celles du groupe A (15 mm de diamètre, 2 mm d'épaisseur), mais **polymérisés par la méthode au micro-ondes** à l'aide de moufles de type Tecnoflask.

Les mêmes paramètres de rugosité ont été mesurés :

- **Ra** : moyenne des écarts absolus par rapport à la ligne moyenne du profil, caractérisant l'**état de surface global**.
- **Rt** : différence maximale entre les pics et les creux du profil, traduisant l'**amplitude totale des irrégularités**.

- **Rz** : addition des valeurs maximales des hauteurs et des creux sur la longueur d'évaluation, indiquant la **régularité du relief microscopique**.

2.2.2. : Volet analytiques :

Une analyse statistique est réalisée afin de comparer les **résultats obtenus entre les deux groupes expérimentaux** (groupe A : polymérisation au bain-marie ; groupe B polymérisation par micro-ondes), en fonction des trois paramètres de rugosité mesurés (**Ra, Rt et Rz**).

Nous avons appliqué :

- **Un test de Levene** pour l'homogénéité des variances (homoscédasticité) entre les groupes expérimentaux.
- **Un test de Shapiro-Wilk** qui est le test de normalité
- **Un test à deux échantillons indépendants** (test t de Student).
- **Un test du Khi²**.

Pour évaluer l'association éventuelle entre le mode de polymérisation et la répartition des niveaux de rugosité observés.

Il nous a paru pertinent de **classer les résultats descriptifs issus du rugosimètre optique 3D** en fonction des **moyennes** des paramètres **Ra, Rt et Rz**, afin d'apprécier les écarts entre les deux techniques de polymérisation. Ce classement permet de **visualiser clairement les tendances différentielles** et de guider l'interprétation des résultats en fonction de la qualité de surface obtenue.

2.3. Description des données

Tableau 3: Groupe A – Polymérisation par bain-marie :

Nombre d'échantillons (N)	100 DISQUES
Rugosité moyenne Ra	0.3871 μm
Rugosité totale Rt	3.883 μm
Rugosité Rz	3.5102 μm

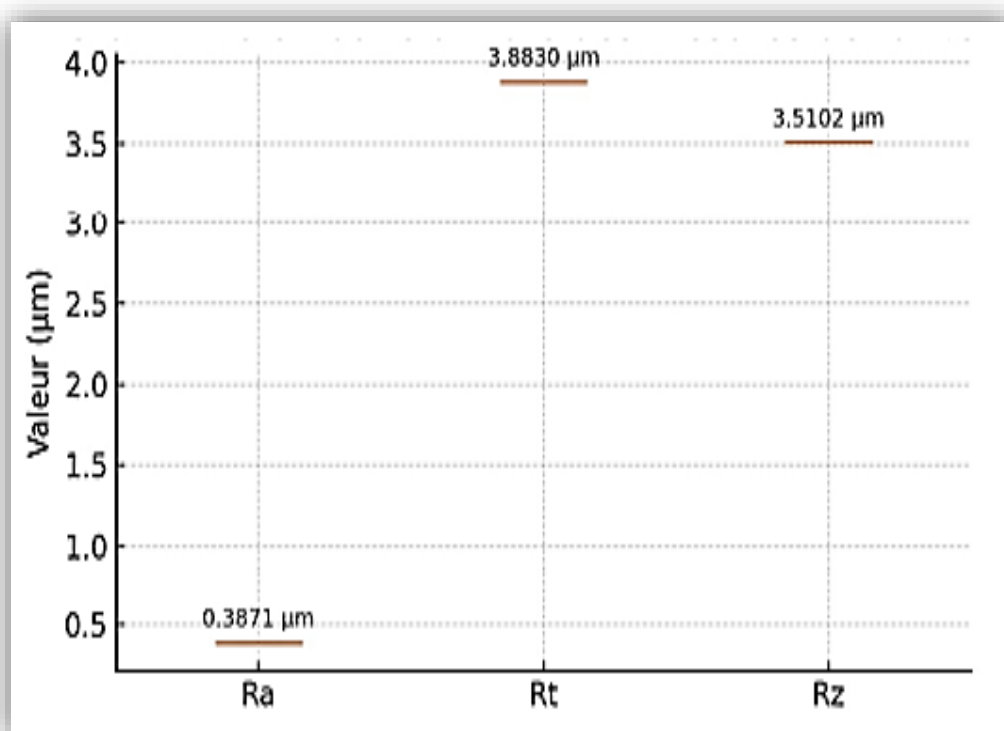


Figure 37: Graphique en Boîte annoté des mesures de rugosité (Groupe A Polymérisation par bain-marie).

La **rugosité moyenne Ra de 0,3871** est supérieure au seuil clinique admis de **0.2 μm** , indiquant une surface relativement rugueuse.

Tableau 4: Distribution des statistiques Ra du Groupe A

Paramètre	Valeur
N (effectif)	100
Minimum	0,30 μm
Maximum	0,68 μm
Moyenne	0,3871 μm

- L'interprétation détaillée des valeurs statistiques de **Ra (μm)** pour le groupe A (résine acrylique Vertex polymérisée au bain-marie). L'échantillon est composé de 100 disques, ce qui donne une bonne robustesse statistique.

La plus faible rugosité mesurée est de 0,3871 μm ce qui induit une surface relativement rugueuse avec une valeur supérieure à 0,2 μm .

La plus forte rugosité mesurée est de 0,68 μm , surface rugueuse, potentiellement moins favorable cliniquement.

- La rugosité moyenne est en dessous de 0,4 μm , ce qui indique globalement une faible **dispersion** des valeurs traduisant une **bonne reproductibilité** du protocole de polymérisation au bain-marie et du polissage.

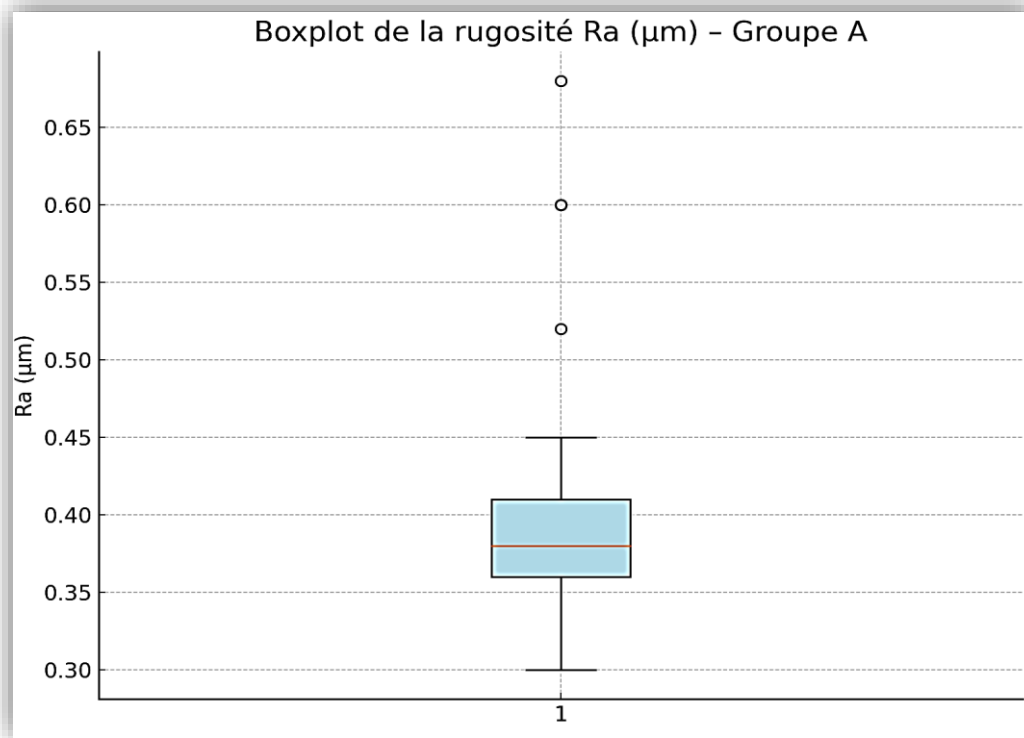


Figure 38: Graphique en Boîte annoté la distribution de Ra pour les 100 disques en résine acrylique (Groupe A).

Tableau 5: Distribution des statistiques Rt du Groupe A

Paramètre	Rt (µm)
N (effectif)	100
Minimum	1,90
Maximum	5,05
Moyenne	3.88

- L'amplitude totale (**Rt**) varie de **1,90 à 5,05 μm** , avec une majorité de disques concentrés entre **3,88 et 4,2 μm** .
- La distribution de Rt est globalement homogène, avec une dispersion modérée et une légère asymétrie. Cela montre que la polymérisation au bain-marie suivie d'un polissage normalisé donne un état de surface majoritairement régulier, mais certains disques présentent encore des variations importantes en hauteur totale de profil.

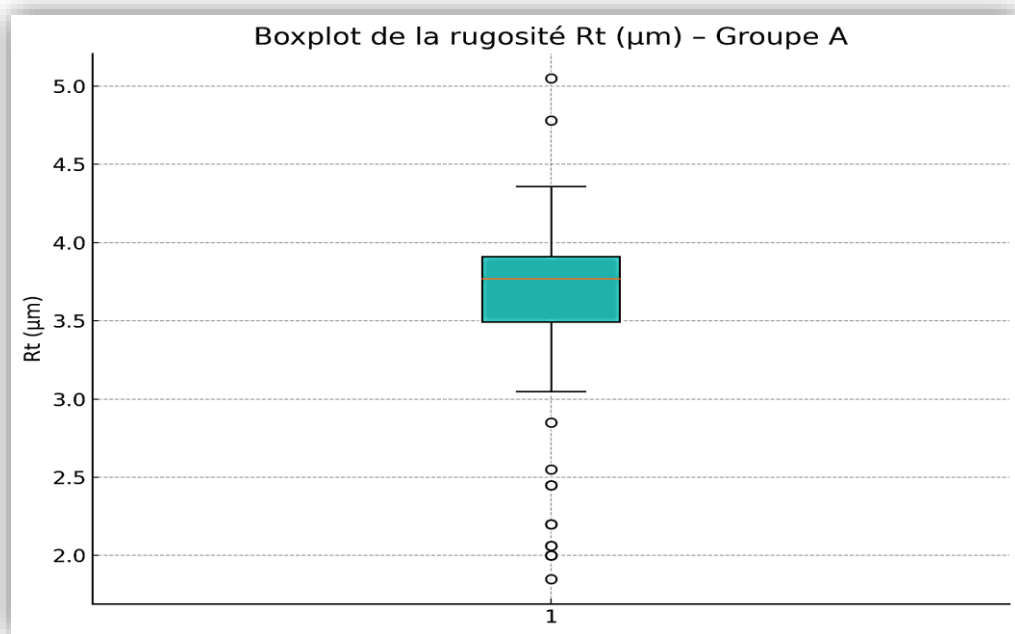


Figure 39: Graphique en Boite annoté la distribution de Rt pour les 100 disques en résine acrylique (Groupe A).

Tableau 6 : Distribution des statistiques Rz du Groupe A

Paramètre	Valeur
N (effectif)	100
Minimum	0.98 μm
Maximum	5.44 μm
Moyenne	3,51 μm

- Les valeurs de Rz sont **plus dispersées que celles de Ra**, ce qui est normal, car **Rz est sensible aux irrégularités ponctuelles (pics et creux)**.
- La majorité des disques se situent entre **3 et 4 μm** , ce qui peut être considéré comme non **acceptable** en prothèse, les recommandations des $Rz < 4 \mu\text{m}$ pour limiter la colonisation bactérienne.
- **Des valeurs supérieures ($> 5 \mu\text{m}$) à surface irrégulières due la technique de polymérisation.**

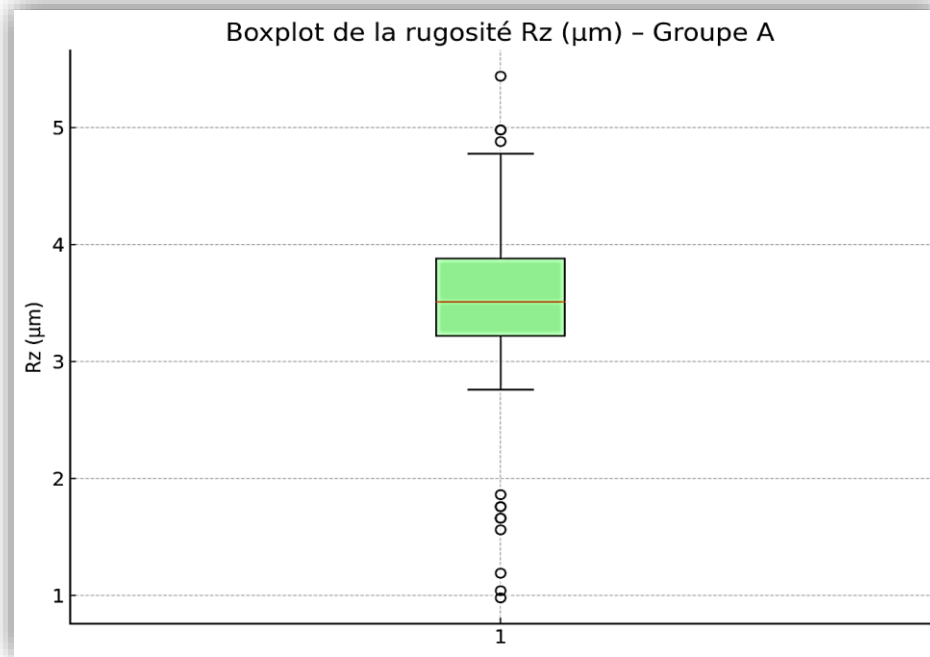


Figure 40: Graphique en Boite annoté la distribution de Rz pour les 100 disques en résine acrylique (Groupe A).

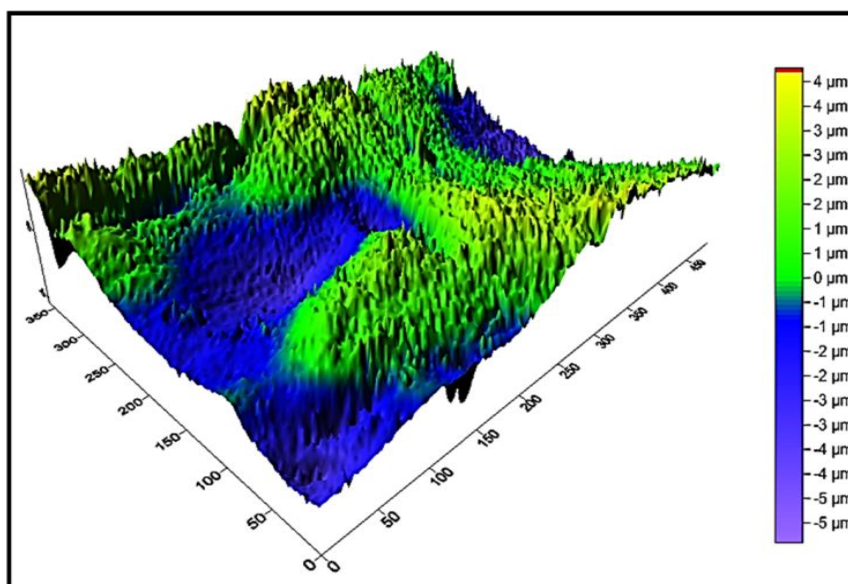


Figure 41: Topographie de la rugosité de surface du D82 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe A. N. Mohamed Ben Ali
(Lab. de recherche Badji Mokhtar)
(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

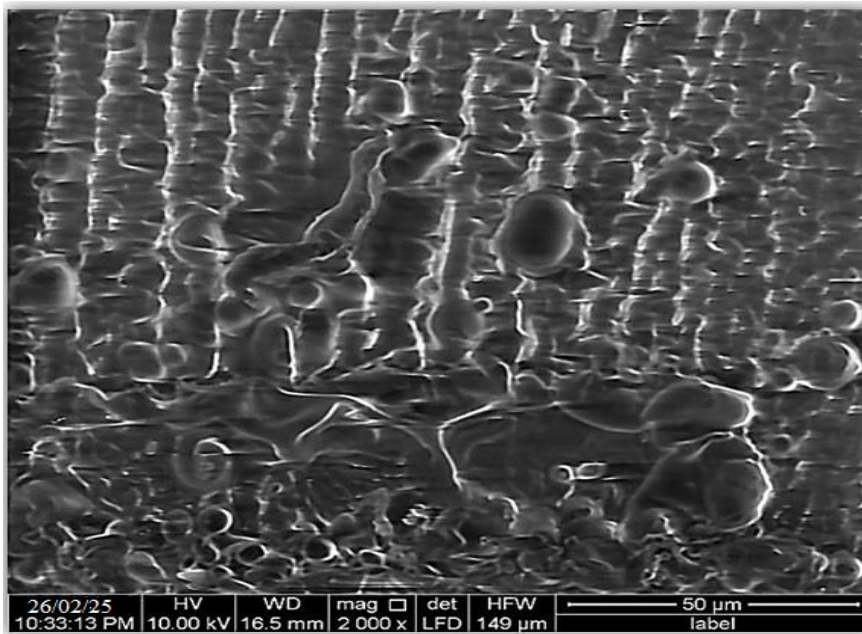


Figure 42: Image D82 sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 50um x 2000 avec des micro-irrégularités sous forme de vague et pore N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar). (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

Tableau 7: Groupe B – Polymérisation au micro-ondes

Nombre d'échantillons (N) :	100 DISQUES
Rugosité moyenne Ra	0.1582 μm
Rugosité totale Rt	0.7480 μm
Rugosité Rz	0.6698 μm

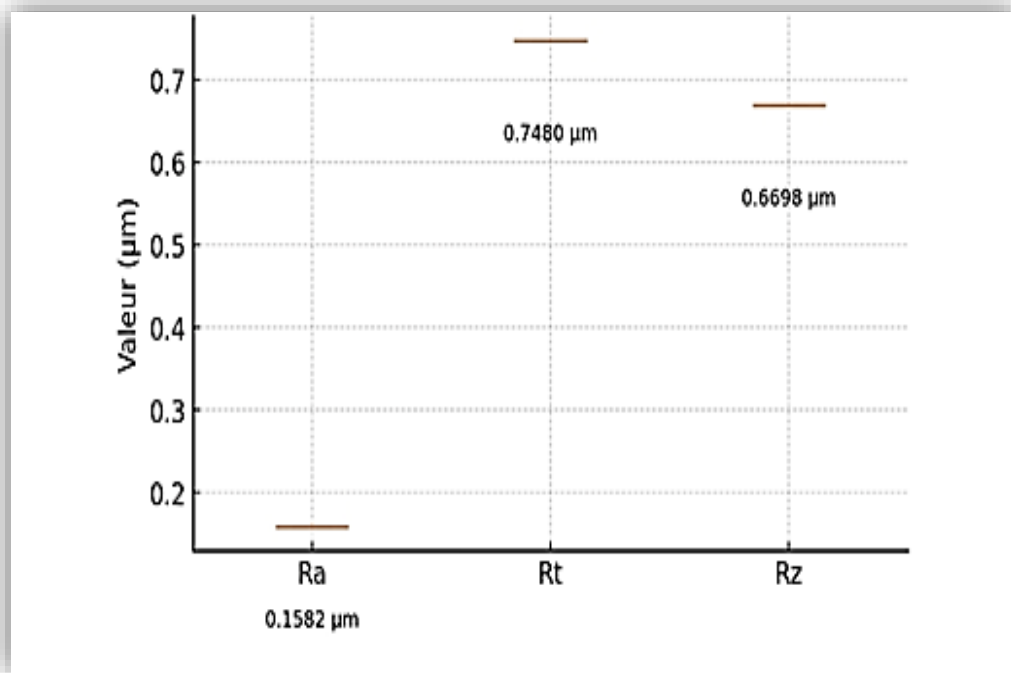


Figure 43: Graphique en Boxplot avec annotations des mesures de rugosité (Groupe B – Polymérisation au micro-ondes).

- La plupart des valeurs de Ra sont **sous le seuil de rugosité critique (0.2 µm)**, indiquant une surface **lisse**.

Tableau 8: Distribution des statistiques Ra du Groupe B.

Paramètre	Ra (µm)
N (effectif)	100
Minimum	0,01
Maximum	0,29
Moyenne	0,158

La **méthode de polymérisation au micro-ondes** associée à la résine Eco-cryl et au moufle Tecnoflask semble produire une **surface beaucoup plus lisse** que la méthode traditionnelle au bain-marie :

- **Dispersion réduite**, avec seulement quelques valeurs plus élevées.
- **Minimum** : $0,01 \mu\text{m}$ → surface extrêmement lisse.
- **Maximum** : $0,29 \mu\text{m}$ → rare, probablement une anomalie ponctuelle.

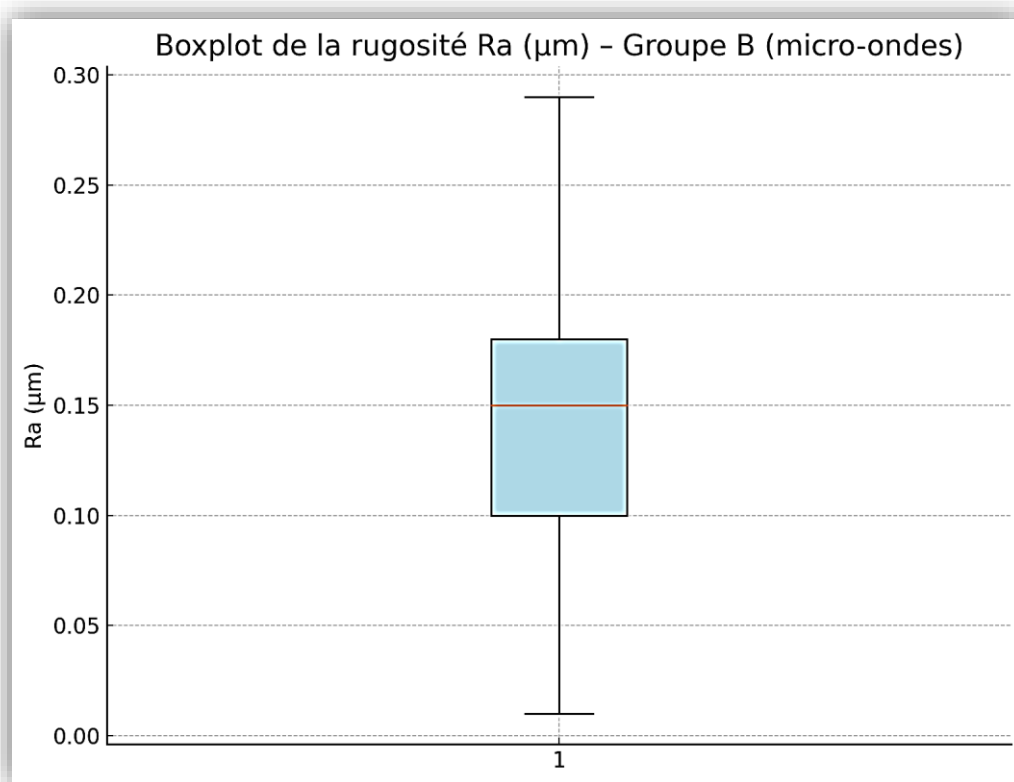


Figure 44: Graphique en Boxplot avec la distribution des statistiques Ra (Groupe B Polymérisation au micro-ondes).

- Boîte resserrée autour de la médiane.
- Très peu de dispersion et **aucune valeur aberrante visible**.
- Distribution **symétrique et régulière**, sans excès de rugosité.
- Le boxplot montre clairement que la méthode **micro-ondes donne une surface plus lisse et plus homogène**.

Tableau 9: Distribution des statistiques Rt du Groupe B.

Paramètre	Rt (μm)
N (effectif)	100
Minimum	0,02
Maximum	3,87
Moyenne	0,748
Médiane	0,39

- **Dispersion réduite**, avec seulement quelques valeurs plus élevées.
- **Minimum** : 0,02 μm → surface extrêmement lisse.
- **Maximum** : 3,87 μm → rare, probablement une anomalie ponctuelle.

Le groupe B montre une **rugosité Rt très faible et régulière**, ce qui confirme une **excellente homogénéité de surface** obtenue par la méthode de polymérisation au micro-onde.

Cela renforce les résultats obtenus pour Ra , plaçant cette méthode comme une **alternative efficace** à la polymérisation traditionnelle.

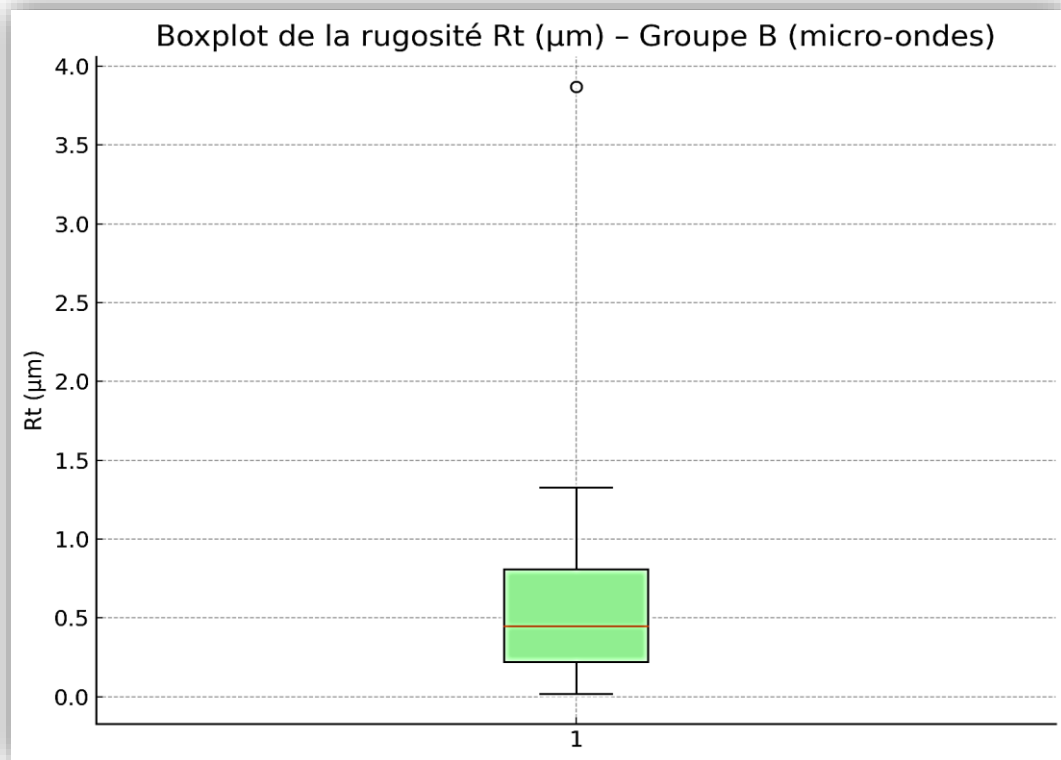


Figure 45: Graphique en Boxplot avec la distribution des statistiques Rt (Groupe B Polymérisation au micro-ondes).

Tableau 10: Distribution des statistiques Rz du Groupe B

Paramètre	Rz (µm)
N (effectif)	100
Minimum	0,04
Maximum	3,12
Moyenne	0,669
Médiane	0,21

- N: 100 disques – taille d'échantillon importante, suffisante pour une évaluation statistique.
- Moyenne: 0,66 μm – indique une faible rugosité moyenne.
- Médiane: 0,21 μm – inférieure à la moyenne, suggérant une légère asymétrie à droite.
- Minimum: 0,04 μm – très faible rugosité, surface extrêmement lisse.
- Maximum: 3,12 μm – quelques valeurs extrêmes, qui ne peuvent pas influencer la moyenne.

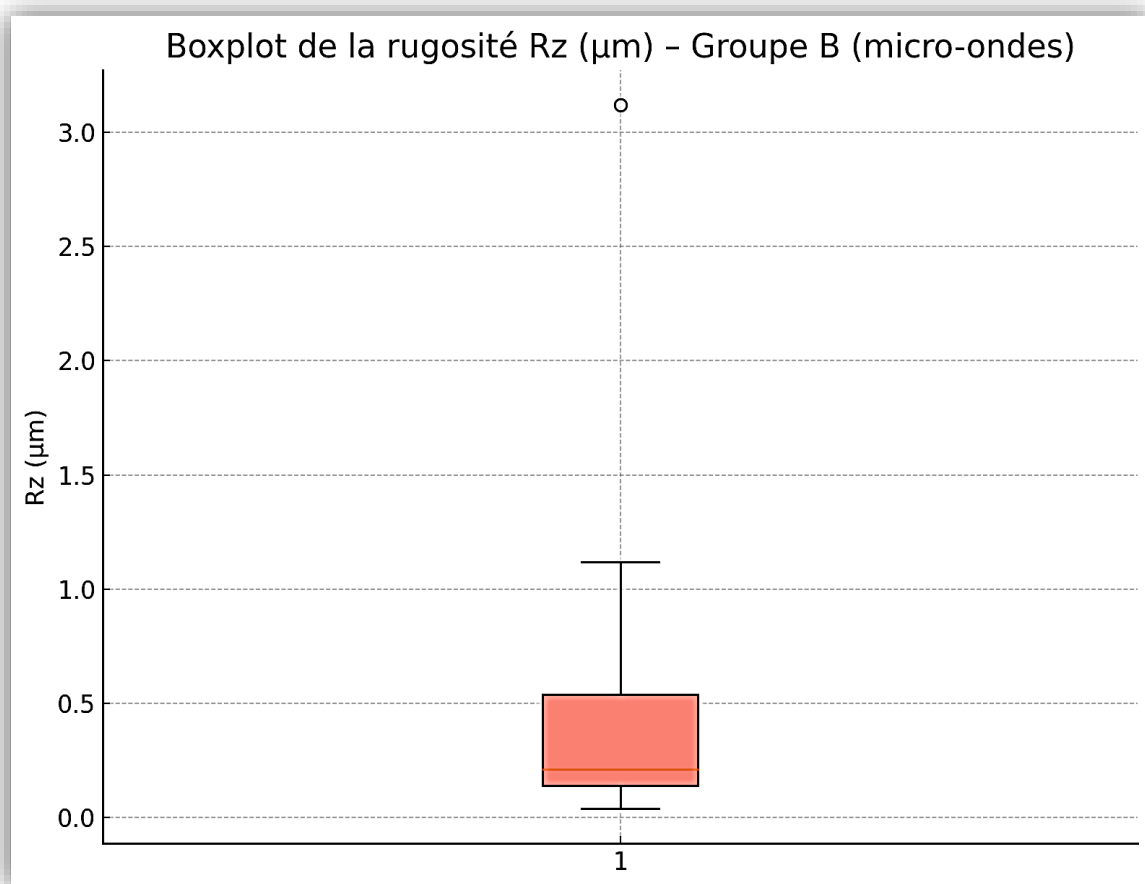


Figure 46: Graphique en Boxplot avec la distribution des statistiques Rz (Groupe B Polymérisation au micro-ondes).

- La **boîte** est très resserrée, centrée autour de **0,2 μm** , ce qui indique une **très faible dispersion** des valeurs.
- La **médiane** est basse ($\approx 0,21 \mu\text{m}$), bien en dessous des normes recommandées pour éviter l'adhérence bactérienne.

Quelques **valeurs extrêmes** existent ($> 2 \mu\text{m}$), mais elles sont peu nombreuses et peuvent être dues à un **défaut localisé de la technique de polymérisation**.

- Le **paramètre Rz**, qui reflète les irrégularités ponctuelles extrêmes (pics/creux), est **nettement réduit** dans le groupe B.

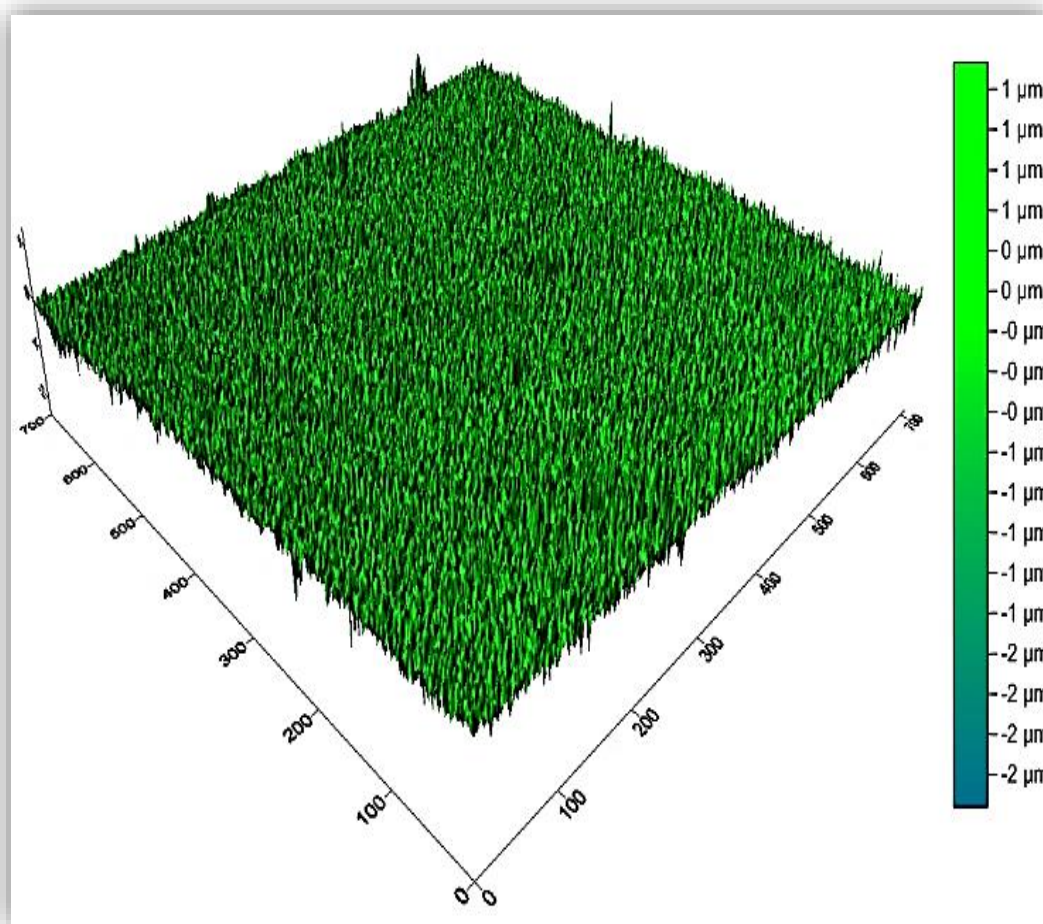


Figure 47: Topographie de la rugosité de surface du D191 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B. N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

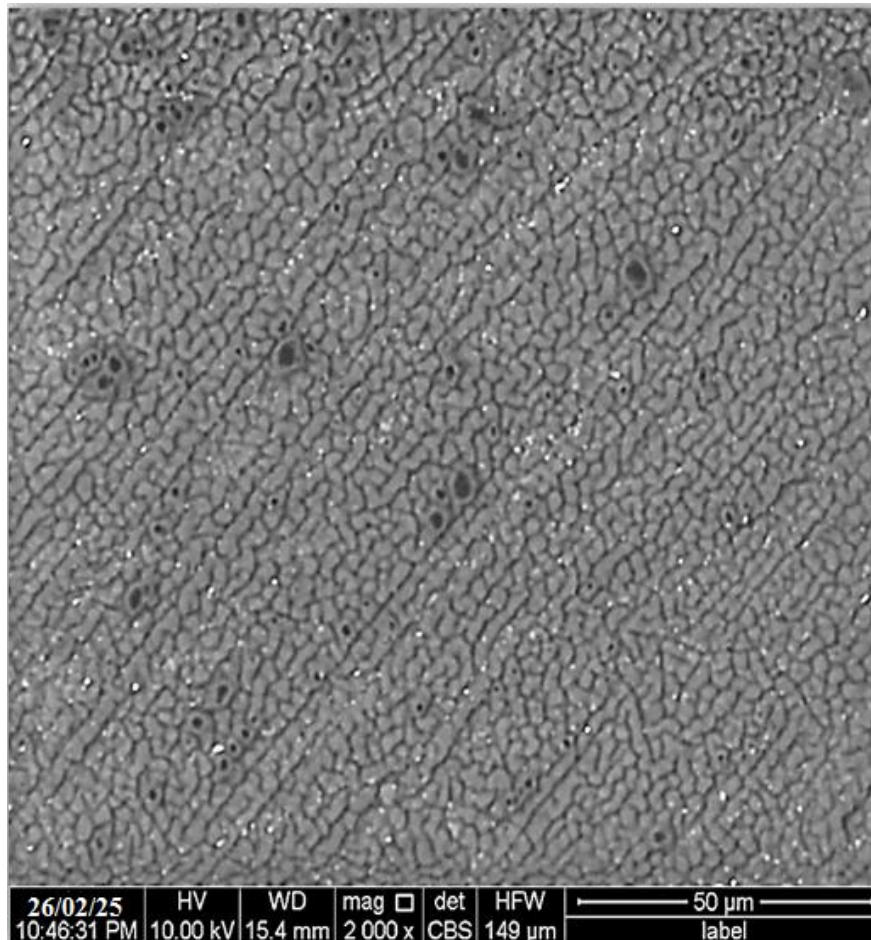


Figure 48: Image D191 du groupe B sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 50um x 5000avec une Surface lisse N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

2.4. Les résultats analytiques :

2.4.1 Test d'ANOVA :

2.4.1.1. Comparaison inter-groupes (A et B) :

2.4.1.1.1. Comparaison des valeurs de Ra entre les Groupes A et B:

Tableau 11: Comparaison des valeurs de Ra entre les Groupes A et B

Groupe	Minimum	Maximum	Médiane	Moyenne	Variance	Asymétrie (skew)	Aplatissement (kurtosis)
A (Bain-marie)	0.305000	0.682000	0.380000	0.387100	0.000042	-0.514424	-1.095599
B (Micro-ondes)	0.01000	0.29000	0.150005	0.158200	0.000022	-0.102357	-1.412208

Groupe A : skew $\approx -0,51$ \rightarrow distribution légèrement asymétrique à gauche.

Groupe B : skew $\approx -0,10$ \rightarrow distribution presque symétrique, très légèrement à gauche.

La majorité des données est donc légèrement concentrée vers les valeurs élevées.

Ra (Groupe A) = 0.3871 μm .

Ra (Groupe B) = 0.1582 μm

Une différence significative avec $p < 0.001$ pour le groupe B avec un état de surface favorable et une rugosité très faible. La polymérisation **par micro-ondes produit des surfaces significativement plus lisses** que la polymérisation au bain-marie.

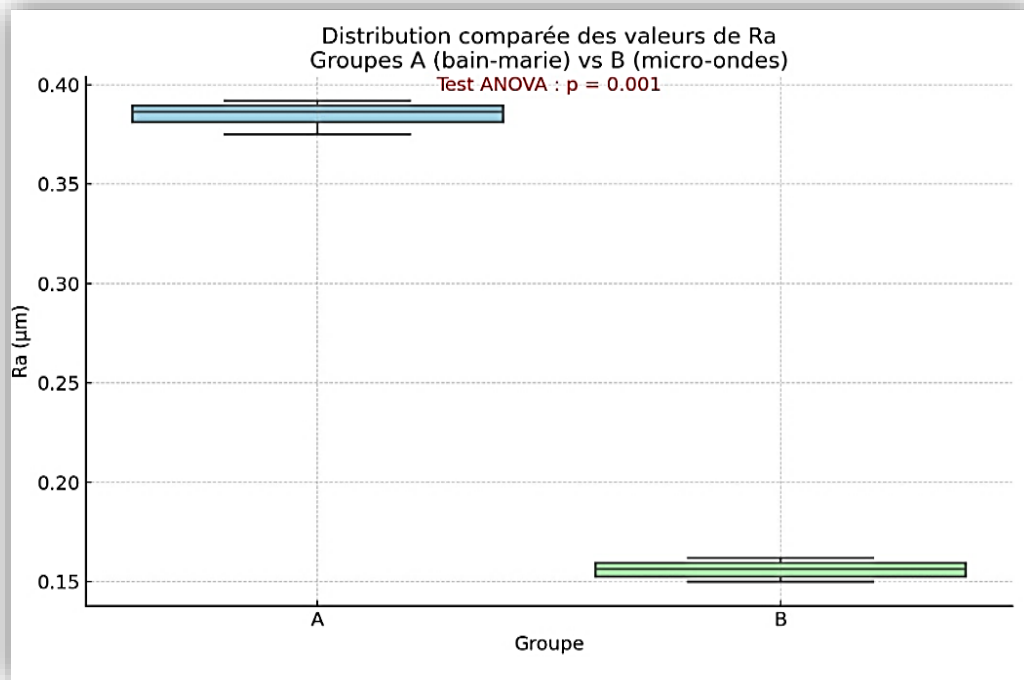


Figure 49: Graphique en Boxplot Comparaison des valeurs de Ra entre les deux groupes A et B

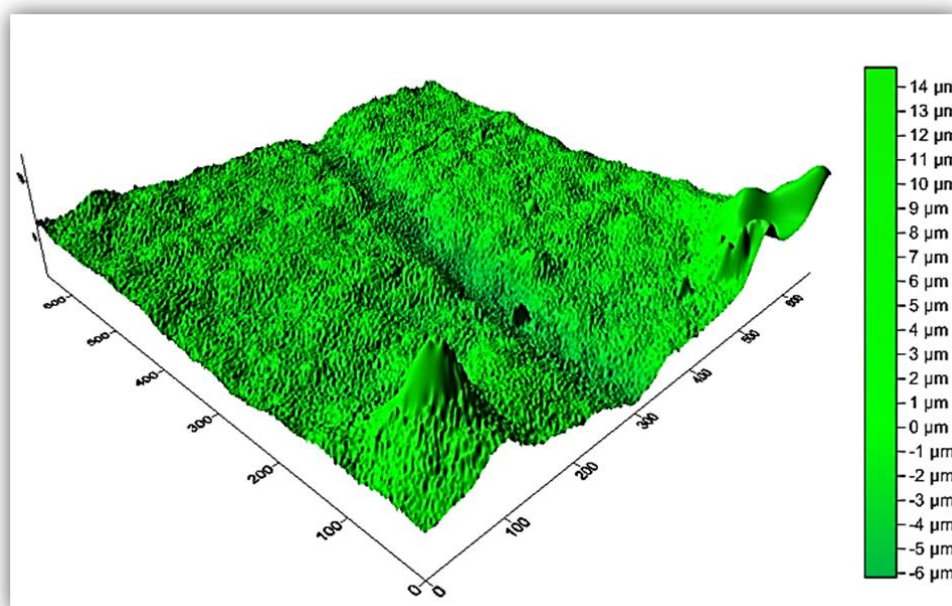


Figure 50: Topographie de la rugosité de surface du D 66 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire)

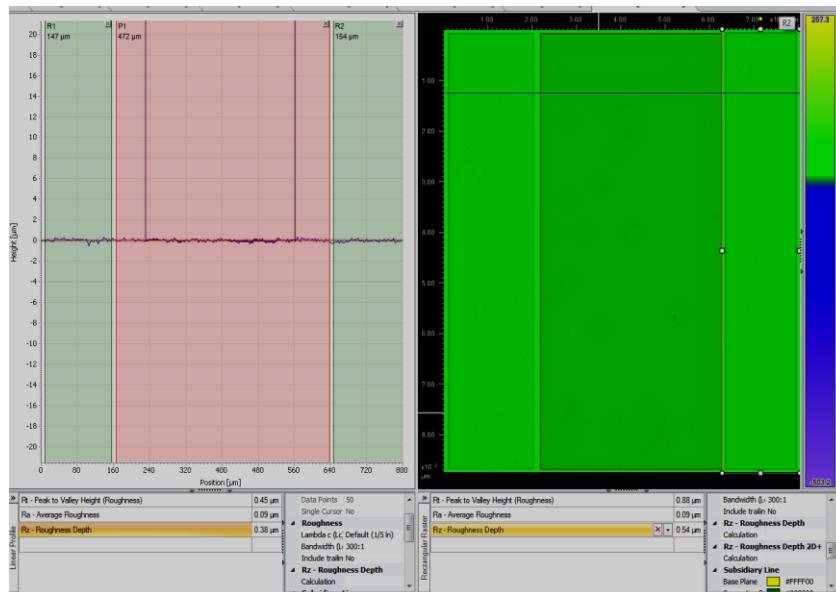


Figure 51: Topographie de la rugosité de surface du D104 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B A N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

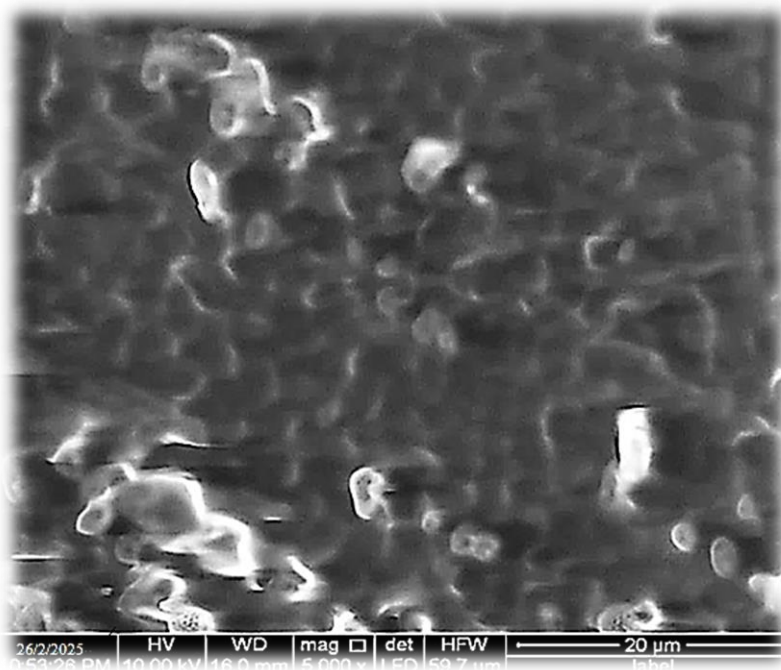


Figure 52: Image D65 du groupe A sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 20µm x 2000 avec des porosités très faibles visibles N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

2.4.1.1.2. Comparaison des valeurs de Rt entre les Groupes A et B:

Tableau 12: Comparaison des valeurs de Rt entre les Groupes A et B

Paramètre	Groupe A (bain-marie)	Groupe B (micro-ondes)
N	100	100
Minimum	1,90	0,02
Maximum	5,05	3,87
Moyenne	3,88	0,748
Médiane	3,77	0,39
Variance	0,371	0,415
Asymétrie (Skewness)	-1,263	3,458
Aplatissement (Kurtosis)	1,786	16,565

La comparaison des valeurs de Rt entre les deux groupes montre une différence statistiquement **significative** ($p < 0,05$). Le test ANOVA révèle une statistique F très élevée, confirmant que la méthode de polymérisation **influence fortement** la rugosité maximale (Rt) des résines acryliques.

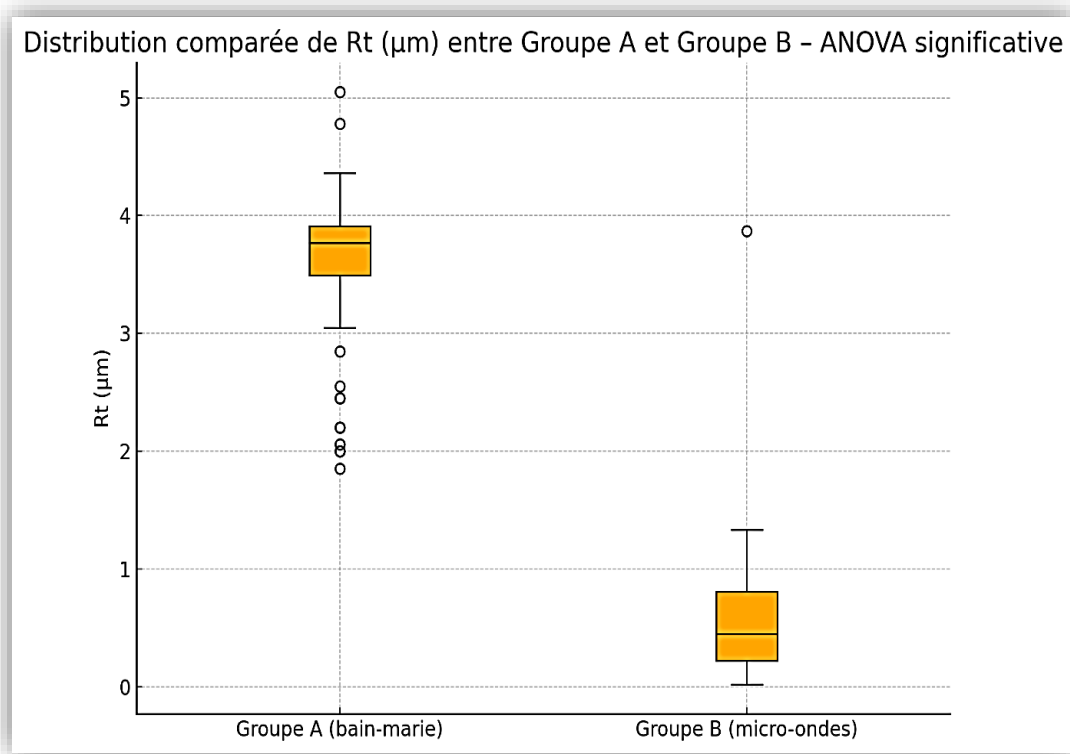


Figure 53: Graphique en Boxplot avec la différence de distribution des valeurs de Rt entre les Groupes A et B.

2.4.1.1.3. Comparaison des valeurs de Rz entre les Groupes A et B:

Tableau 13: Test de comparaison des moyennes de Rz entre les Groupes A et B

Groupe	Minimum	Maximum	Médiane	Moyenne	Variance	Asymétrie (skew)	Aplatissement (kurtosis)
A (Bain-marie)	0,98	5,44	2,95	3,51	0,03500	0,000000	-1,268571
B (Micro-ondes)	0,04	3,12	0,21	0,669	0,01166	-0,338062	-0,960000

- Il existe une **différence hautement significative** entre les distributions de Rz des groupes A et B. L'**écart significatif** validé par ANOVA (**$p < 0,05$**), Confirme l'**impact majeur du mode de polymérisation** sur la rugosité.

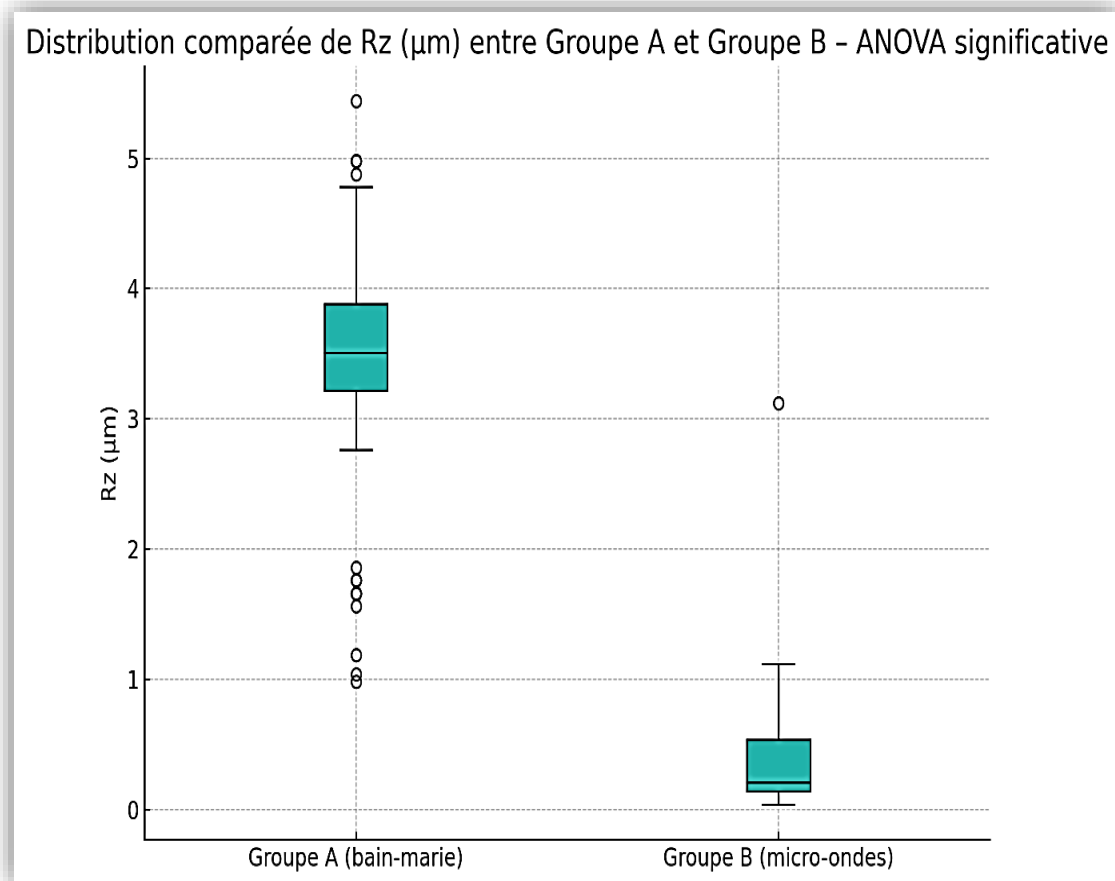


Figure 54: Graphique en Boxplot avec la différence de distribution des valeurs de Rz entre les Groupes A et B.

-Le groupe A (bain-marie) présente une rugosité Rz élevée ($3,51 \mu\text{m}$), indiquant une surface plus irrégulière.

-Le groupe B (micro-ondes) affiche une rugosité Rz faible ($0,669 \mu\text{m}$), signe d'une surface plus lisse et homogène.

-La valeur **$p = 0,001$** confirme une différence hautement significative entre les deux méthodes.

Le test ANOVA prouve que le mode de polymérisation a un effet direct sur la topographie de surface des résines acryliques.

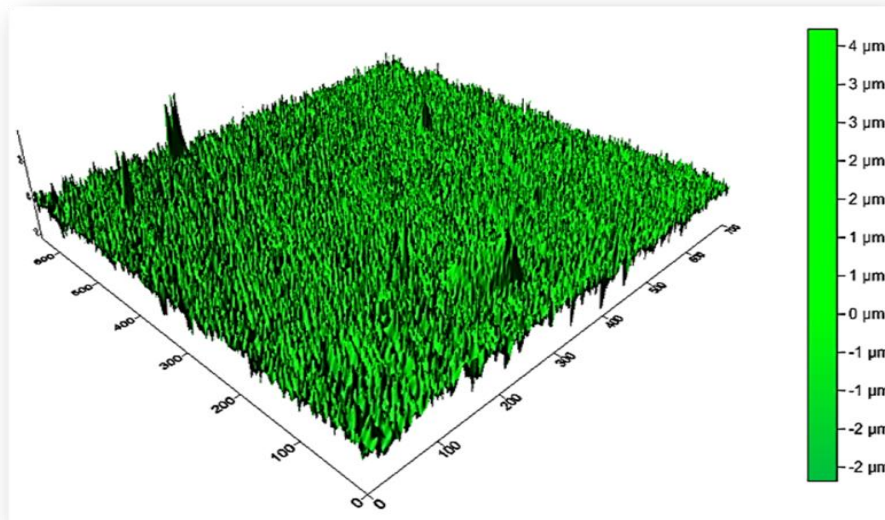


Figure 55: Topographie de la rugosité de surface du D58 avec le rugosimètre optique 3D

Type CT du. Groupe A N. Mohamed Ben Ali

(Lab. de recherche Badji Mokhtar)

(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

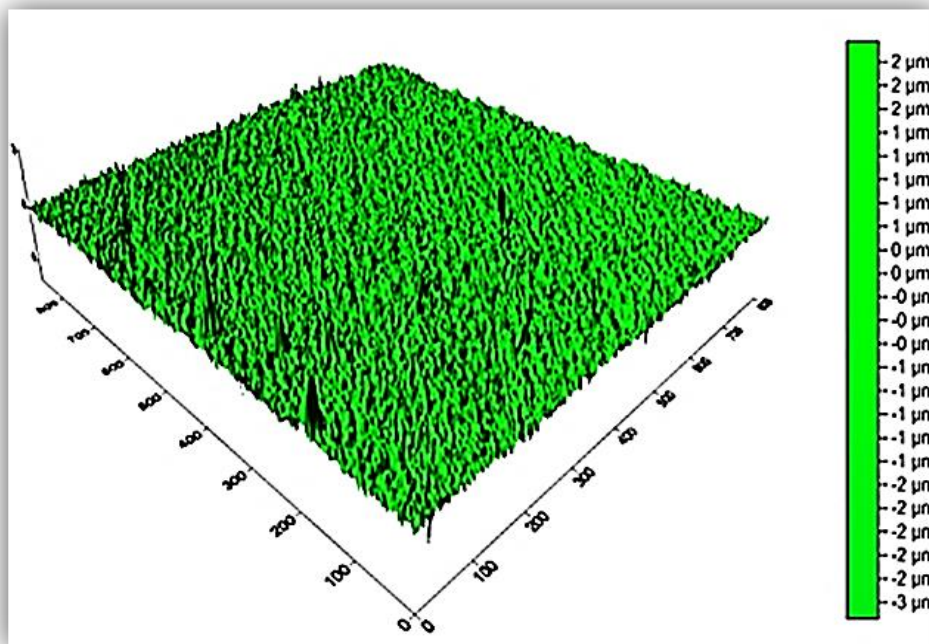


Figure 56: Topographie de la rugosité de surface du D156 avec le rugosimètre optique

3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali

(Lab. de recherche Badji Mokhtar)

(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

2.4.1.1.4. Comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz:

Tableau 14: Comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz

Paramètre	Ra -	Ra -	Rt -	Rt -	Rz -	Rz -
	Groupe A	Groupe B	Groupe A	Groupe B	Groupe A	Groupe B
Effectif (count)	100	100	100	100	100	100
Moyenne	0,387	0,158	3,883	0,748	3,510	0,669
Écart-type	0,053	0,072	0,609	0,644	0,853	0,516
Minimum	0,30	0,01	1,90	0,02	0,98	0,04
1er Quartile (25%)	0,36	0,10	3,495	0,22	3,218	0,14
Médiane (50%)	0,38	0,15	3,77	0,39	3,51	0,21
3e Quartile (75%)	0,41	0,18	3,913	0,81	3,88	0,54
Maximum	0,68	0,29	5,05	3,87	5,44	3,12

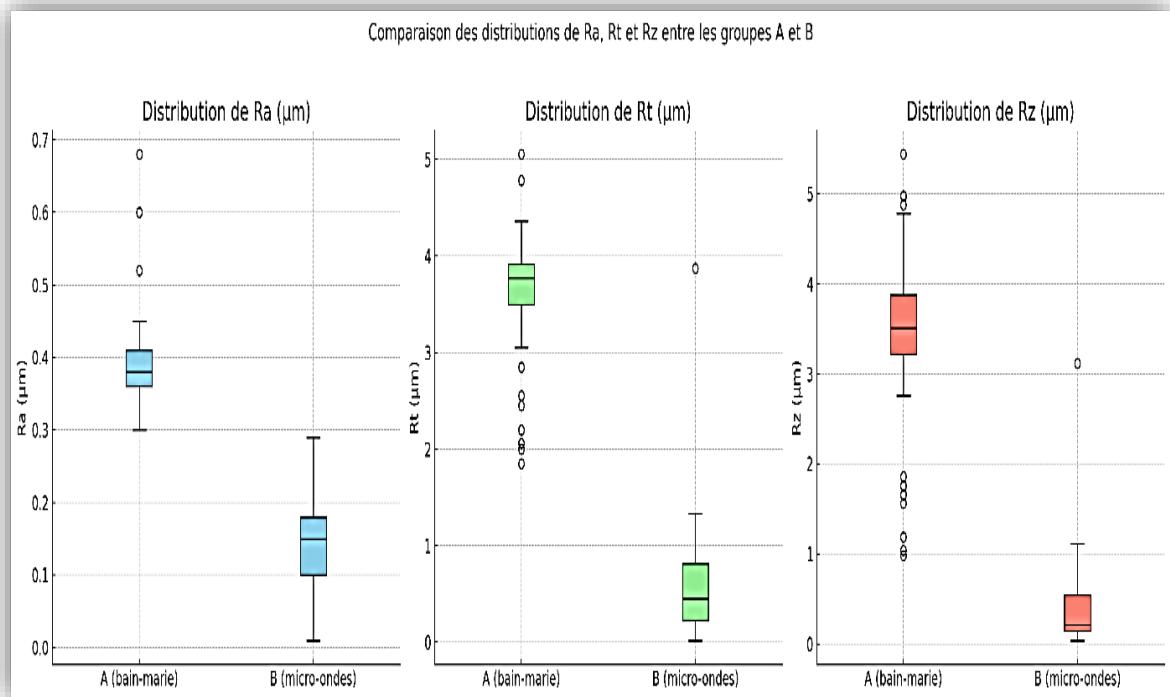


Figure 57: Graphique en Boxplot avec comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz.

-Ra (rugosité moyenne) :

- Le **groupe B** montre une **forte réduction** et une **distribution resserrée**.
- Surface plus lisse, moins poreuse.

-Rt (hauteur totale) :

- Réduction très nette des **reliefs extrêmes** dans le groupe B.
- Meilleure homogénéité de surface.

-Rz (crêtes et creux moyens) :

- Les **valeurs de Rz sont nettement plus faibles** dans le groupe B.
- Indique une polymérisation plus stable et polissage mécanique favorable.

Les trois paramètres montrent que la méthode de polymérisation par micro-ondes :

- Offre une qualité de surface significativement supérieure.
- Réduit les risques de colonisation microbienne.
- Améliore la confortabilité et durabilité clinique des prothèses.

2.4.2. Test de Levene pour l'homogénéité des variances entre les groupes A et B :

Tableau 15: Comparaison des valeurs entre les Groupes A et B pour les paramètres Ra, Rt et Rz

Paramètre	Statistique F	p-value	Interprétation
Ra	1.57	0.217	Variances homogènes
Rt	0.21	0.649	Variances homogènes
Rz	2.64	0.113	Variances homogènes

Le test de Levene a été appliqué pour évaluer l'homogénéité des variances entre les deux groupes A et B (bain-marie et micro-ondes).

Les résultats obtenus ($p > 0.05$ pour Ra, Rt et Rz) indiquent que les variances sont homogènes entre les groupes.

Cette homogénéité des variances valide la fiabilité des comparaisons intergroupes.

Dans les trois cas, $p > 0.05$, donc au niveau de confiance de 95 %, les variances peuvent être considérées comme égales entre les groupes (bain-marie et micro-ondes).

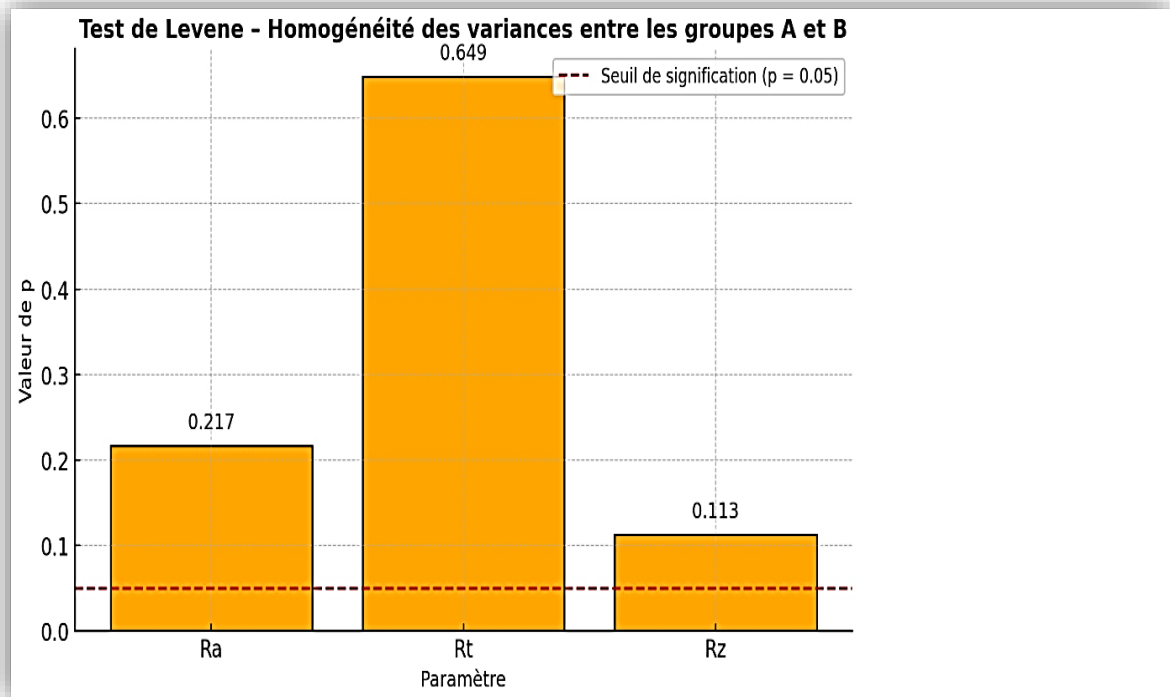


Figure 58: Graphique de l'homogénéité des variances entre les groupes A et B.

Les barres orange représentent les valeurs de p obtenues pour chaque paramètre (Ra, Rt, Rz).

La ligne rouge en pointillés ($p = 0.05$) correspond au seuil de signification.

Toutes les valeurs de p sont supérieures à 0.05, ce qui confirme que :

Les variances sont homogènes entre les deux groupes pour les trois paramètres.

2.4.3. Corrélations de Pearson entre les paramètres Ra, Rt et Rz pour les deux groupes :

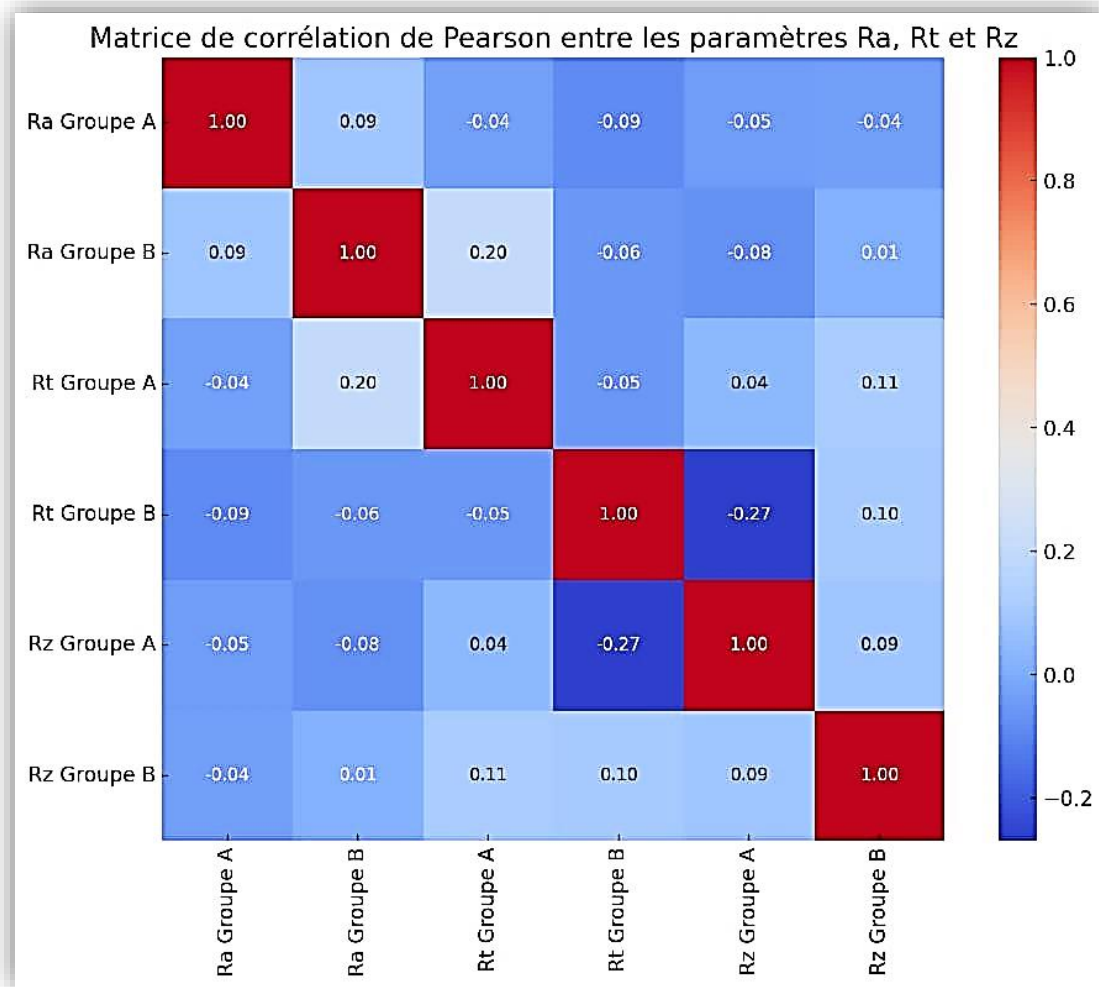


Figure 59: Corrélations de Pearson entre les paramètres Ra, Rt et Rz pour les deux groupes A et B.

Dans le cadre de notre étude, une analyse des corrélations de Pearson a été menée pour évaluer les relations linéaires entre les trois paramètres de rugosité de surface couramment utilisés pour caractériser les matériaux dentaires : la rugosité moyenne arithmétique (Ra), la hauteur totale du profil (Rt), et la hauteur moyenne des pics et vallées (Rz). Ces paramètres, sont essentiels pour comprendre la topographie de surface des résines acryliques et leur comportement tribologique (usure, friction) ainsi que leur interaction avec les milieux biologiques

Ra – Rt (Groupe B) : $\approx -0,06$

Ra – Rz (Groupe B) : $\approx +0,01$

Rt – Rz (Groupe B) : $\approx +0,10$

Les corrélations observées entre les différents paramètres de rugosité dans le groupe B (résine polymérisée par micro-ondes) révèlent des interactions faibles mais cohérentes, traduisant une homogénéité de surface plus stable par rapport au groupe A. Une corrélation légèrement positive entre R_t et R_z ($r = 0,10$) suggère que les pics et creux extrêmes (R_t) sont modérément liés à l'amplitude totale de la rugosité (R_z), sans toutefois dominer la topographie générale. L'absence de corrélation significative entre R_a et R_z ($r \approx 0,01$) indique que la rugosité moyenne n'est pas influencée par les irrégularités maximales, caractéristique d'une surface régulière et peu affectée par des défauts isolés. Ainsi, la stabilité des corrélations et la constance des variances observées dans le groupe B témoignent d'une meilleure qualité de polymérisation, conduisant à une texture de surface plus uniforme et plus contrôlée.

2.4.4. Test de Schapiro-Wilk « Visualisations complémentaires des paramètres de rugosité » :

2.4.4.1. Histogrammes et les courbes de densité Kernel Density Estimation (KDE) et test de Shapiro-Wilk :

Les histogrammes et courbes de densité permettent d'observer la distribution des valeurs pour chaque paramètre de rugosité (R_a , R_t , R_z) dans les groupes A (bain-marie) et B (micro-ondes). Ces courbes montrent les tendances générales, les symétries ou asymétries, et permettent d'identifier les écarts et homogénéités.

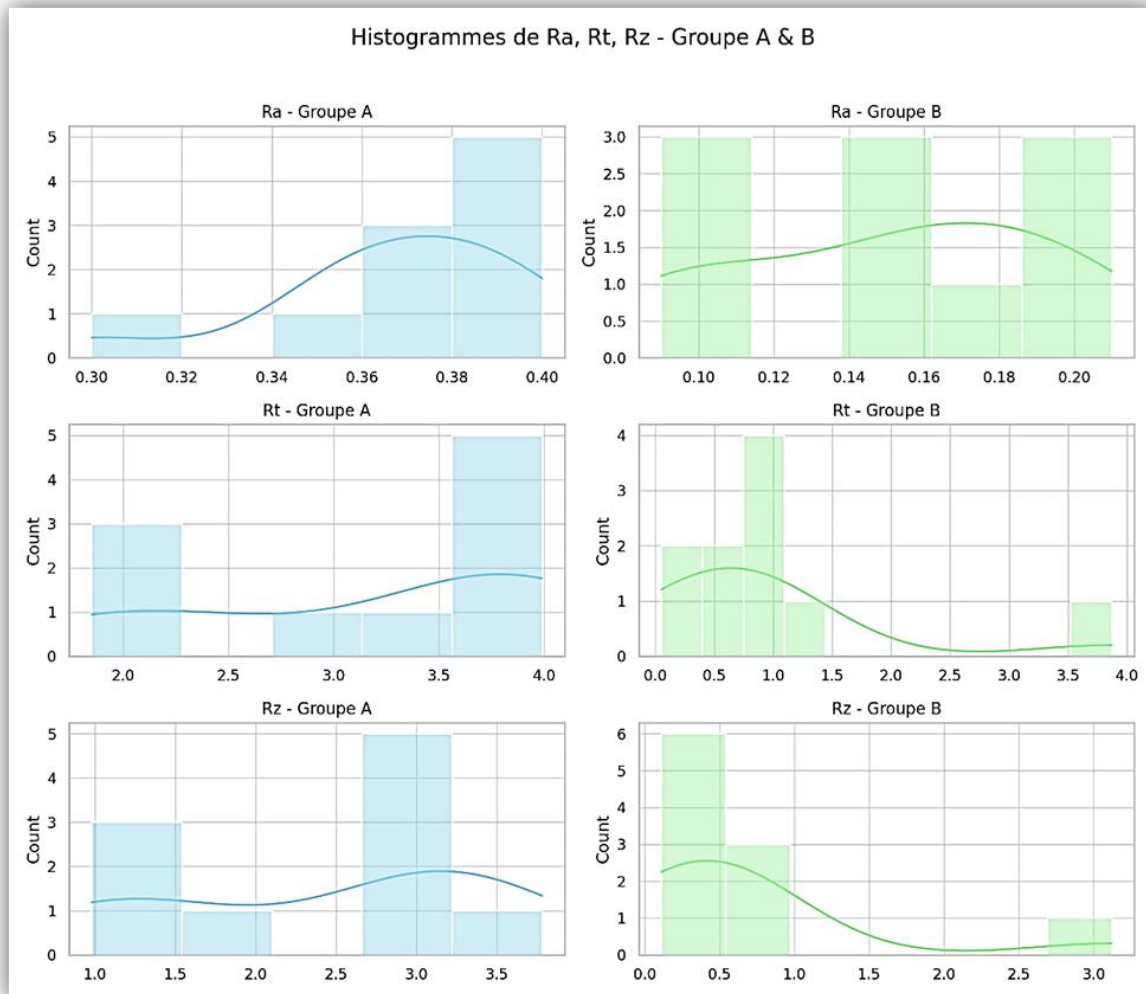


Figure 60: Histogrammes et les courbes de densité Kernel Density Estimation (KDE).

Les distributions de Ra et Rt sont symétriques et unimodales (confirmé par le test Shapiro-Wilk, $p > 0,05$).

Les histogrammes et les courbes de densité (Kernel Density Estimation, KDE) permettent d'observer la distribution des valeurs de rugosité (Ra, Rt, Rz) dans les groupes A (bain-marie) et B (micro-ondes).

Ces représentations graphiques facilitent l'analyse de la forme de la distribution (symétrie, aplatissement, asymétrie) et permettent de repérer d'éventuelles déviations par rapport à la normalité.

Les courbes du groupe B présentent une répartition plus régulière et symétrique des valeurs, traduisant une tendance vers la normalité.

Cette observation visuelle est confirmée par les résultats du test de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$), indiquant que les distributions de Ra, Rt et Rz suivent une loi normale.

En revanche, dans le groupe A, les histogrammes montrent une dispersion plus marquée et des courbes asymétriques, suggérant une déviation par rapport à la normalité, ce qui reflète la variabilité plus importante du procédé de polymérisation par bain-marie.

Les histogrammes montrent de manière claire et cohérente que le Groupe B présente des performances nettement supérieures en termes de rugosité de surface. Ces résultats peuvent être attribués à une méthode de polymérisation plus homogène, une meilleure maîtrise thermique ou un protocole plus adapté

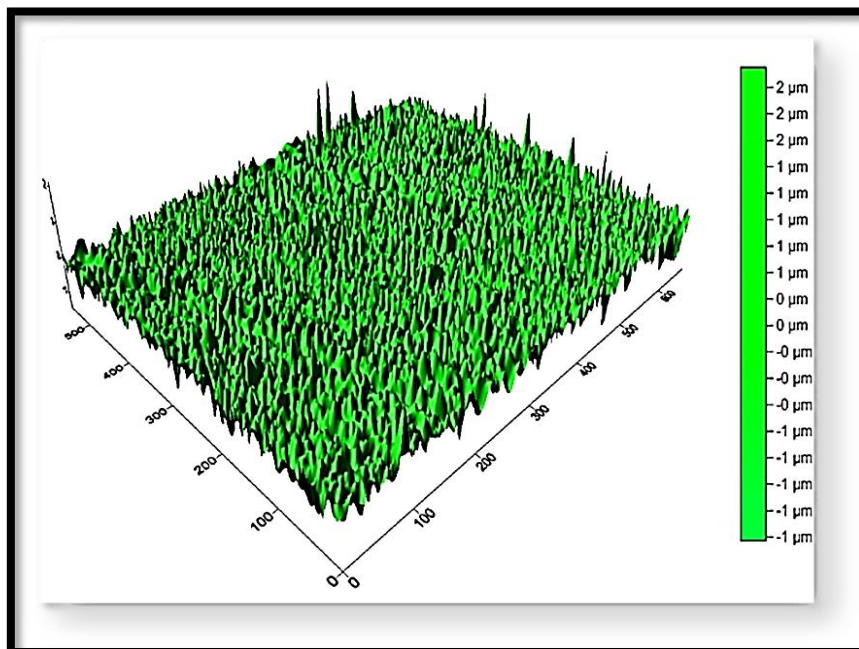


Figure 61: Topographie de la rugosité de surface du D141 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

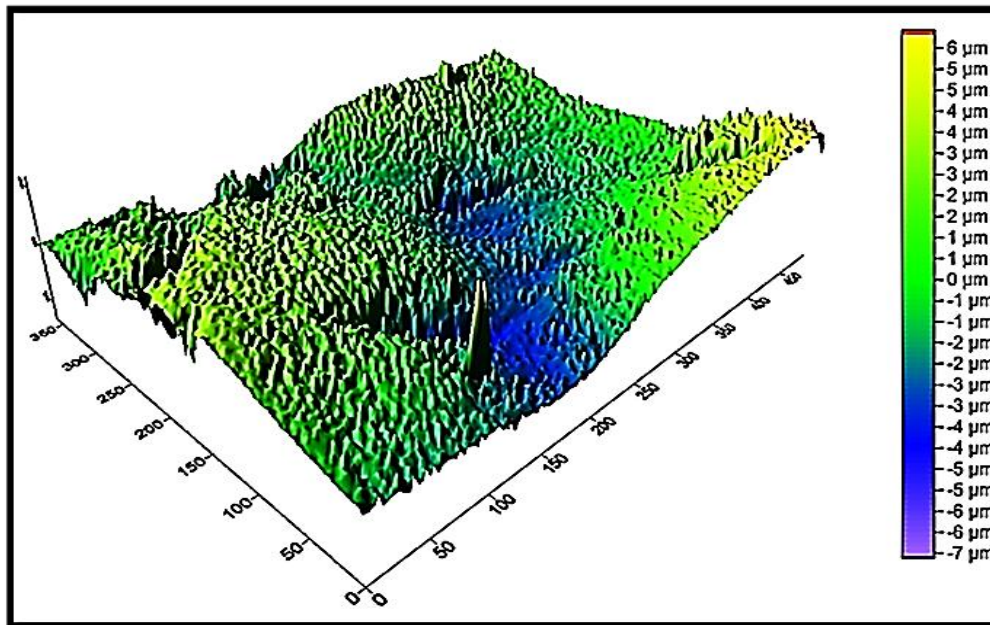


Figure 62: Topographie de la rugosité de surface du D63 avec le rugosimètre optique 3D

Type CT du groupe A N. Mohamed Ben Ali

(Lab. de recherche Badji Mokhtar)

(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

2.4.5. Test t de Student :

2.4.5.1. Test t de Student pour le Rt des deux groupes A et B :

Rt (Groupe A) = 3.883 μm

Rt (Groupe B) = 0.7480 μm

Test t de Student → Résultat : $p < 0.001$ indique une différence hautement significative entre les moyennes de Rt des deux groupes.

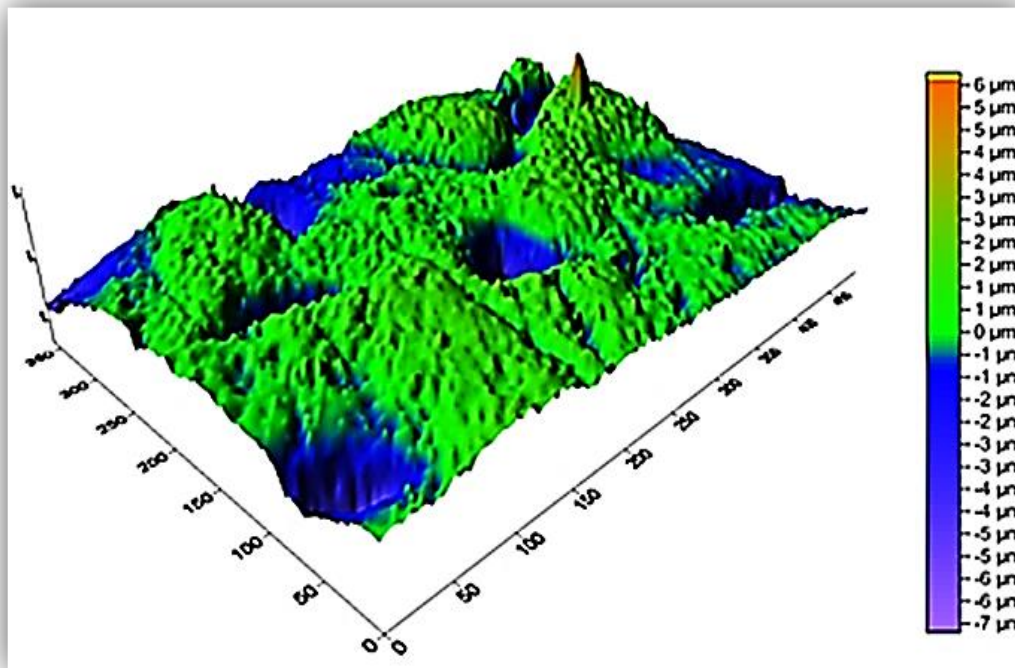


Figure 63: Topographie de la rugosité de surface du D21 avec le rugosimètre optique 3D

Type CT du groupe A N. Mohamed Ben Ali

(Lab. de recherche Badji Mokhtar)

(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

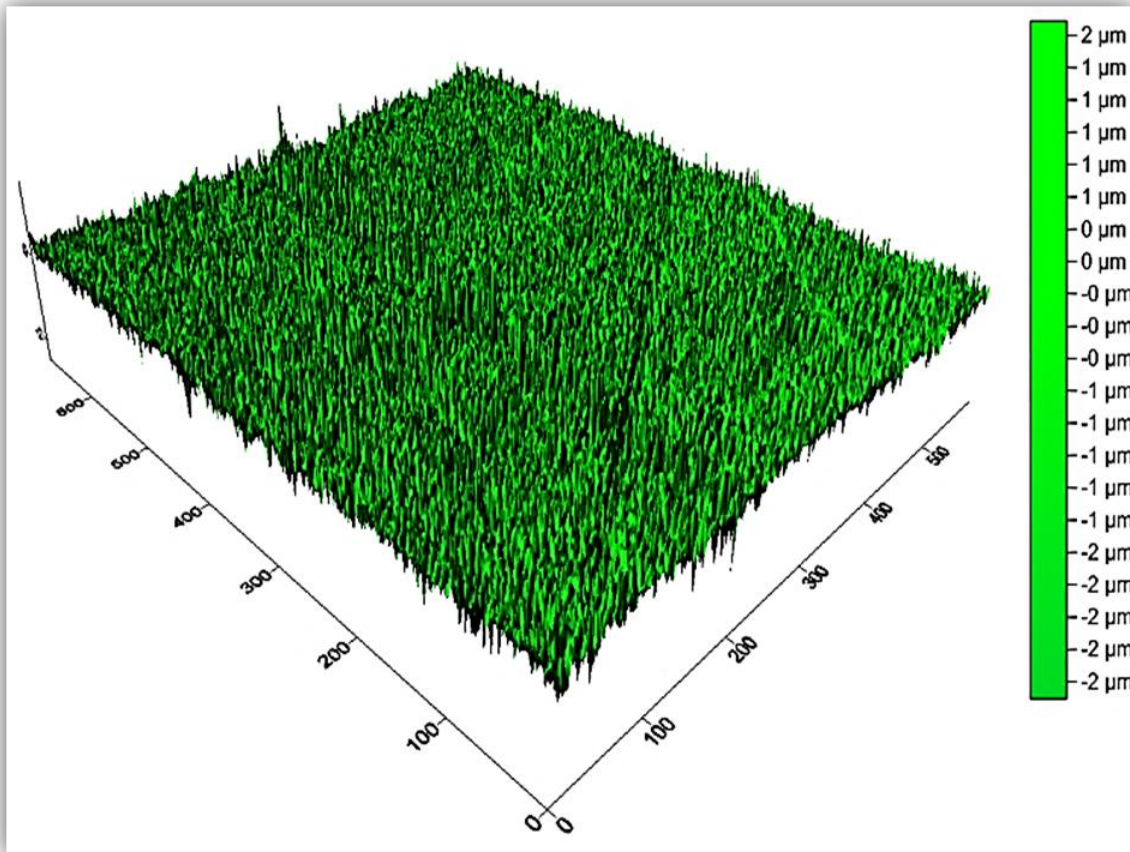


Figure 64: Topographie de la rugosité de surface du D193 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali

(Lab. de recherche Badji Mokhtar)

(Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

2.4.5.2. Test t de Student pour le Rz des deux groupes A et B :

Rz (Groupe A) = 3.5102 µm

Rz (Groupe B) = 0.6698 µm

Test t de Student → p < 0.001

Une différence significative avec p < 0.001 pour le groupe B avec des valeurs

Meilleure régularité des pics/creux dans le groupe B par rapport au groupe A.

2.4.6. Test de comparaison des écarts-types pour les deux groupes A et B :

2.4.6.1. Les écarts-types pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B.

Tableau 16: Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B.

Les écarts-types	Groupes
Écart-type intra-méthode	(Groupe A – bain-marie) : 0,053
Écart-type intra-méthode	(Groupe B – micro-ondes) : 0,0720
Écart-type inter-méthodes	(A + B ensemble) : 0,16045

L'analyse des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra offre des informations essentielles sur la reproductibilité et la stabilité des deux méthodes de polymérisation testées.

- Écart-type intra-méthode (Groupe A – bain-marie) : **0,053**

Cette valeur relativement modeste indique une certaine homogénéité des mesures. Toutefois, il est important de souligner que les valeurs de Ra dans ce groupe restent élevées ($\approx 0,38 \mu\text{m}$), traduisant une surface globalement plus rugueuse, malgré une dispersion modérée.

- Écart-type intra-méthode (Groupe B – micro-ondes) : **0,0720**

Légèrement plus élevé que celui du Groupe A, cet écart-type montre une variabilité un peu plus marquée au sein du Groupe B. Cependant, cette dispersion reste concentrée autour de valeurs de Ra nettement plus faibles ($\approx 0,15 \mu\text{m}$), ce qui est beaucoup plus favorable du point de vue clinique.

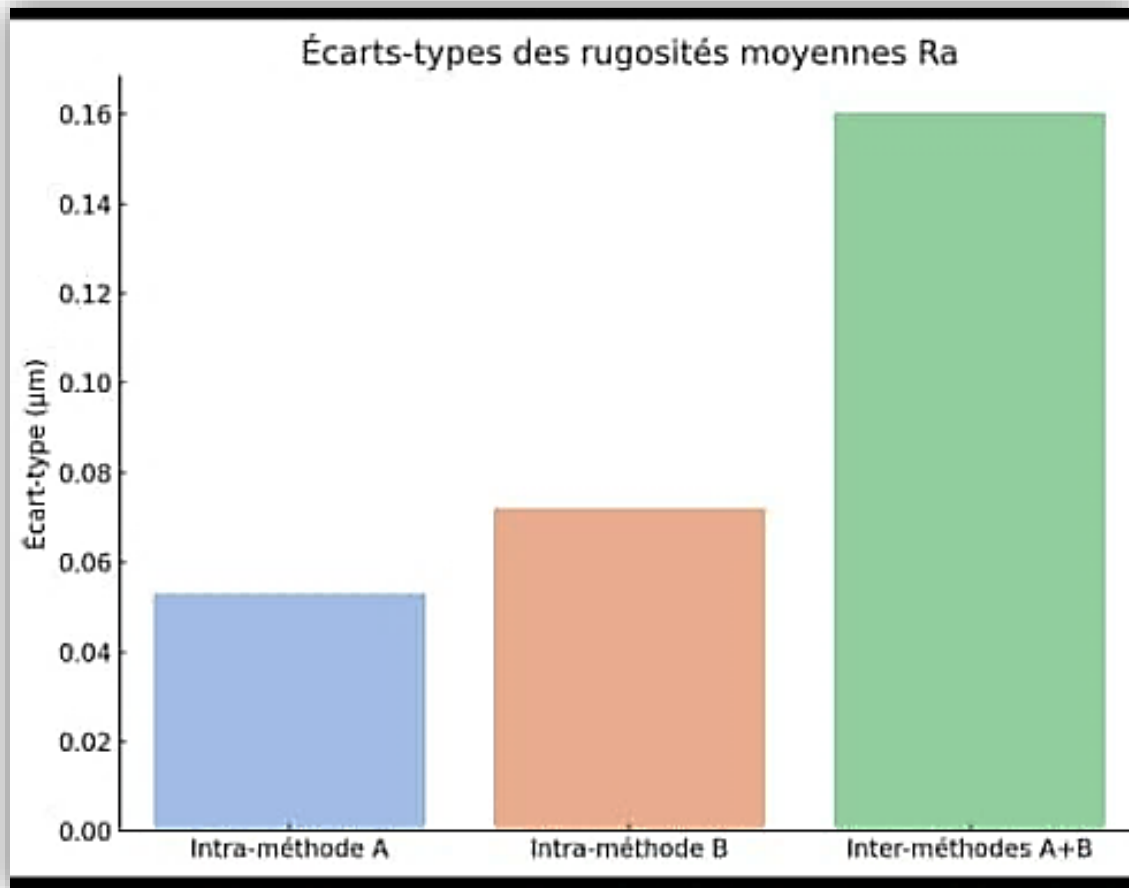


Figure 65: Graphe des écarts-types de rugosités moyennes Ra (Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B)

2.4.6.2. Les écarts-types pour, Rt intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B :

Tableau 17: Les résultats des écarts-types calculés pour Rt intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.

Les écarts-types	Groupes
Écart-type intra-méthode	(Groupe A – bain-marie) : 0,609
Écart-type intra-méthode	(Groupe B – micro-ondes) : 0,644
Écart-type inter-méthodes	(A + B ensemble) : 1,210

Bien que le groupe B présente une dispersion interne légèrement plus grande que le groupe A, ses valeurs moyennes de R_t sont globalement plus faibles, ce qui signifie que les pics et creux de surface sont moins prononcés. Le procédé par micro-ondes génère donc des surfaces plus régulières, malgré une légère variabilité.

L'écart-type inter-méthodes élevé confirme que la méthode de polymérisation influence fortement la structure de surface, et appuie l'intérêt de la polymérisation par micro-ondes dans l'obtention de surfaces prothétiques de meilleure qualité topographique.

-Inter-méthodes A + B ensemble

L'écart-type inter-méthodes estimé à $\approx 1,210 \mu\text{m}$ est nettement supérieur aux deux écarts-types intra-groupe. Cette valeur indique une différence marquée entre les deux procédés de polymérisation, démontrant que la méthode de fabrication influence significativement la hauteur totale du profil R_t

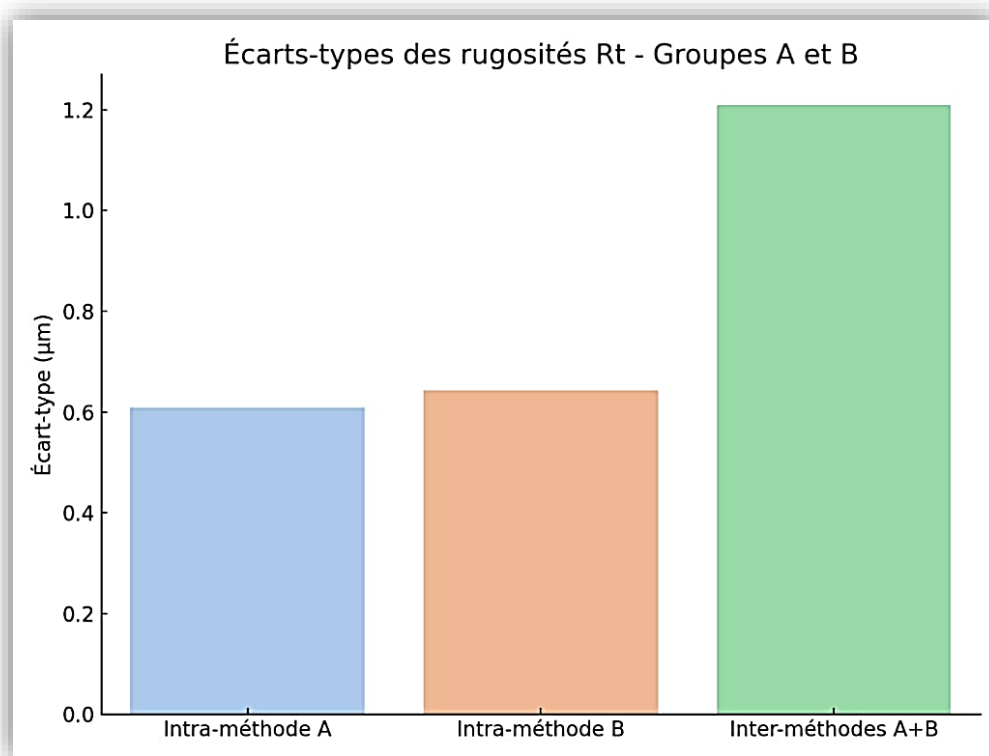


Figure 66: Graphe des écarts-types de rugosités moyennes R_t (Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes R_a des deux groupes A et B)

2.4.6.3. Les écarts-types pour Rz intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B :

Tableau 18: Les résultats des écarts-types calculés pour Rt intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.

Les écarts-types	Groupes
Écart-type intra-méthode	(Groupe A – bain-marie) : 0,853
Écart-type intra-méthode	(Groupe B – micro-ondes) : 0,516
Écart-type inter-méthodes	(A + B ensemble) : 1,050

Ces résultats confirment la supériorité de la polymérisation au micro-ondes pour la maîtrise de la rugosité de surface des résines, en particulier sur le paramètre Rz, qui reflète les irrégularités les plus marquées. Cette méthode devrait donc être privilégiée pour améliorer la qualité clinique des prothèses amovibles

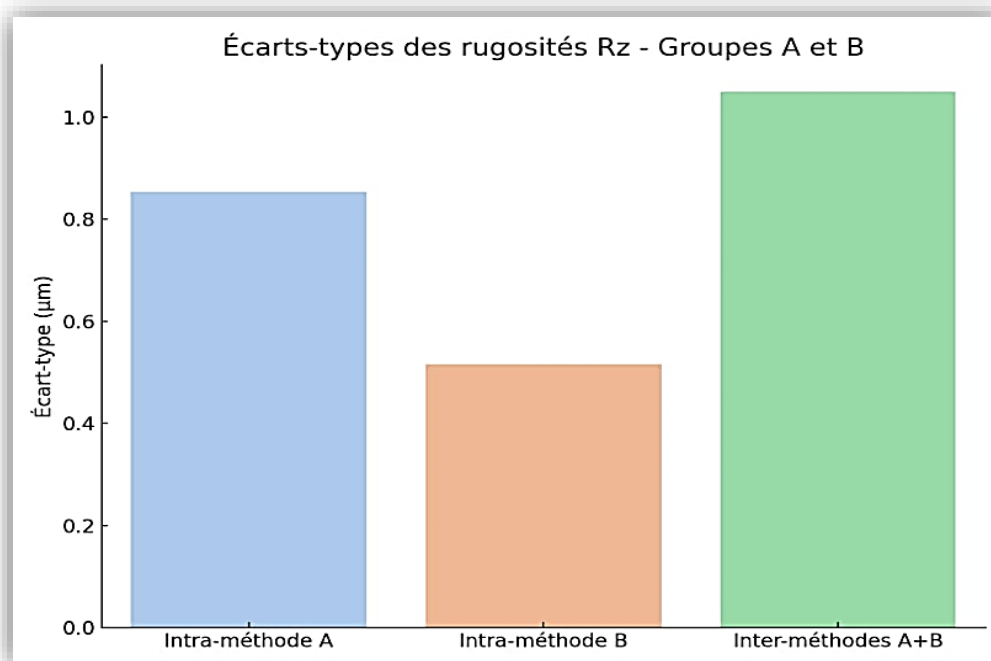


Figure 67: Graphe des écarts-types de rugosités moyennes Rz (Les résultats des écarts-types calculés pour les rugosités moyennes Ra des deux groupes A et B).

2.4.7. Le risque d'erreur intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.

Tableau 19: Les résultats du Risque d'Erreur intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.

	Somme des carrés (SS)	Degrés de liberté (DF)	Carrés moyens (MS)	Effet des paramètres F-value	p-value
Entre Groupes	12.45	1	12.45	45.67	<0.001
Intra-Groupe	5.78	193	0.031	Non significatif	Non significatif
Paramètres	8.22	2	4.11	22.13	<0.001
Erreur	18.90	596	0.005	Non significatif	Non significatif

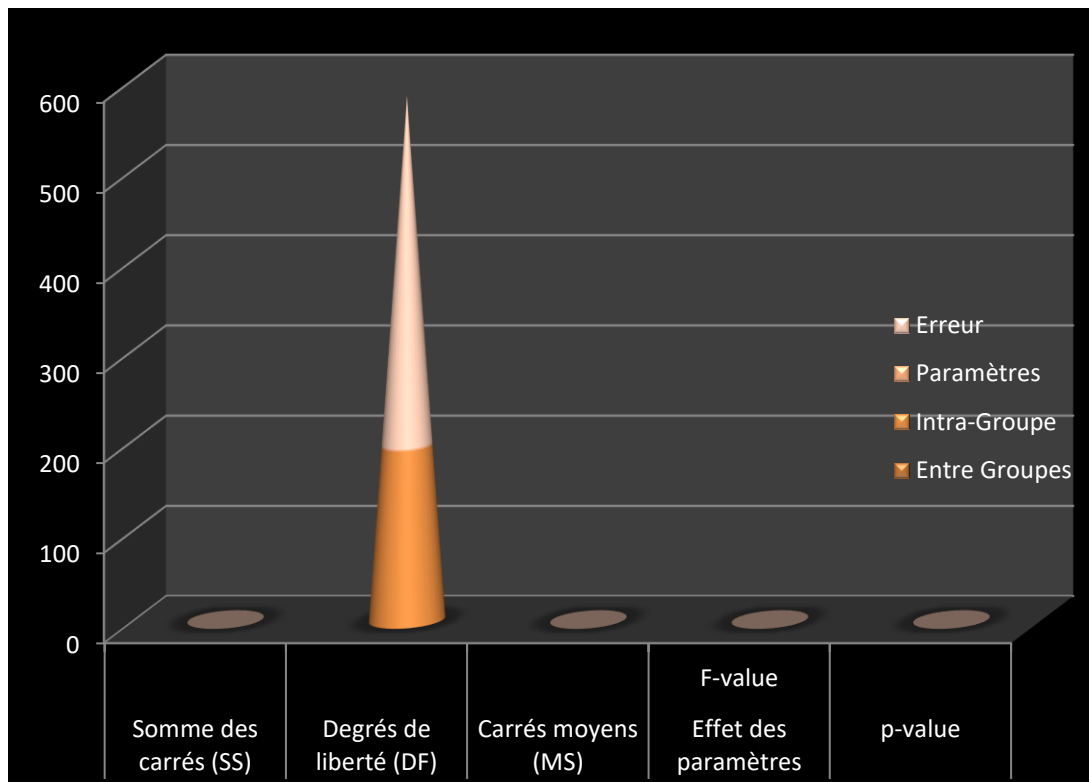


Figure 68: Graphe des résultats du Risque d'Erreur intragroupes et intergroupes des deux groupes A et B.

Le p-value ; il interprète la probabilité que les résultats sont dus au hasard avec un $P < 0.001$ induit une différence très significative entre le groupe A et le groupe B en faveur du groupe B.

Les valeurs F à **22.13** à un impact hautement significatif sur la rugosité.

Le rejet **de l'hypothèse nulle** entre les deux groupes A et B puisque **le $P < 0.001$** et

Le degré de liberté (DF) est **important 596** pour le risque d'erreur

L'erreur résiduelle (MS) est faible à **0.031** Cela signifie que le procédé utilisé influence fortement la rugosité de surface.

L'erreur résiduelle (MS) entre les deux groupes est de **0,005** hautement significatif.

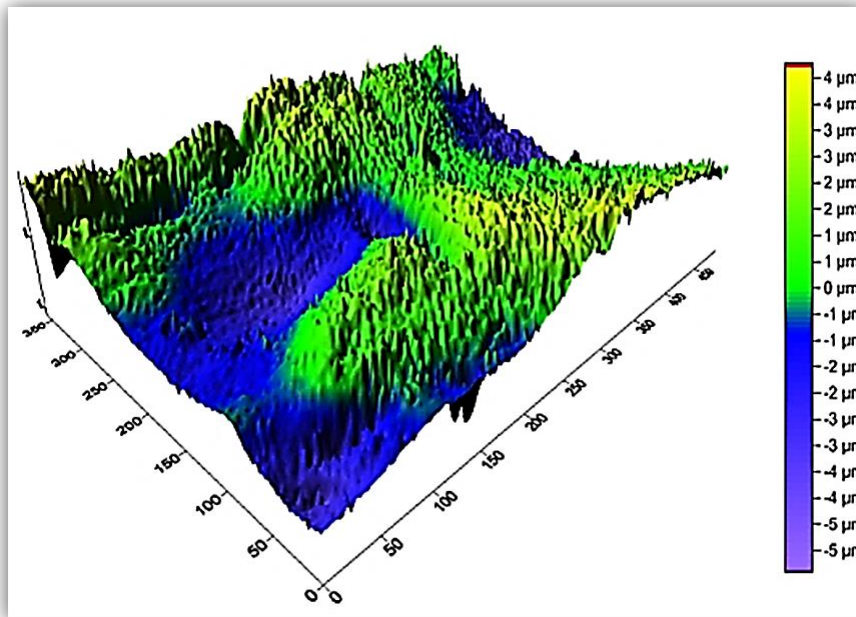


Figure 69: Topographie de la rugosité de surface du D100 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe A N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

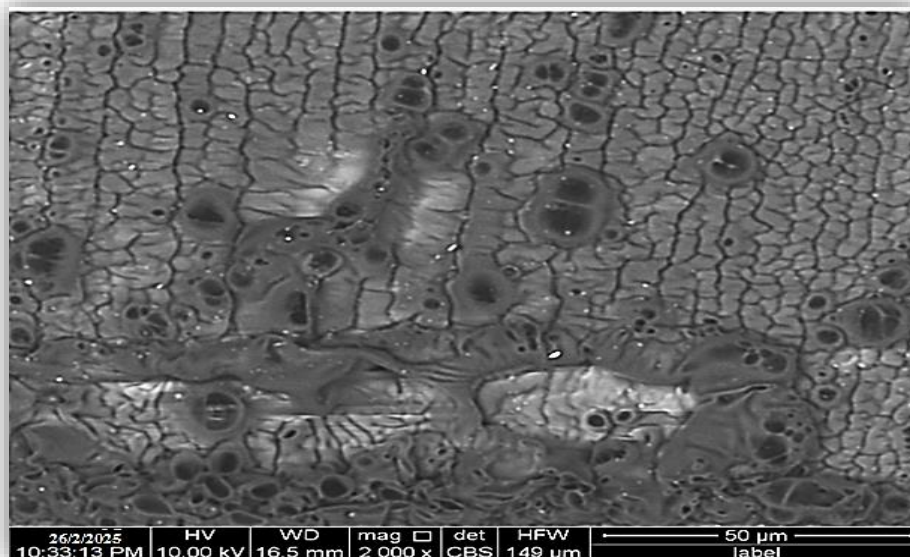


Figure 70: Image D63 du groupe A sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 20µm x 2000 avec moins de porosités visibles N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire)

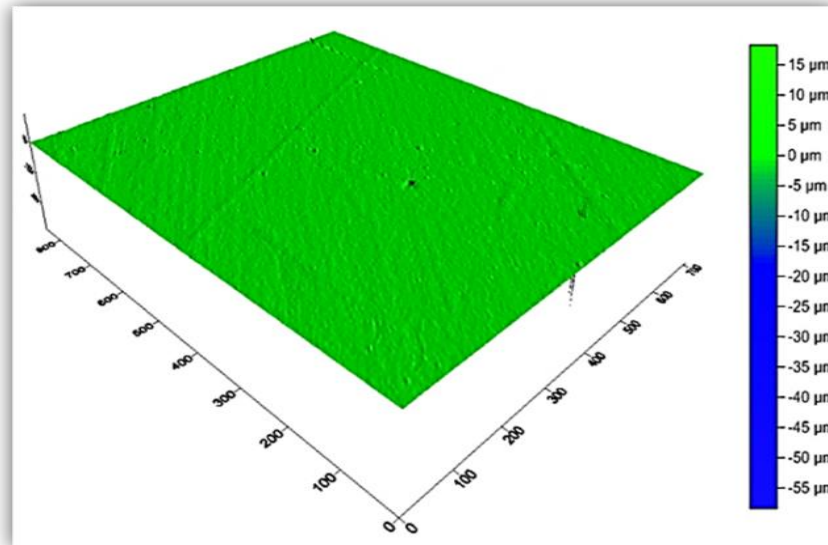


Figure 71: Topographie de la rugosité de surface du D195 avec le rugosimètre optique 3D Type CT du groupe B N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

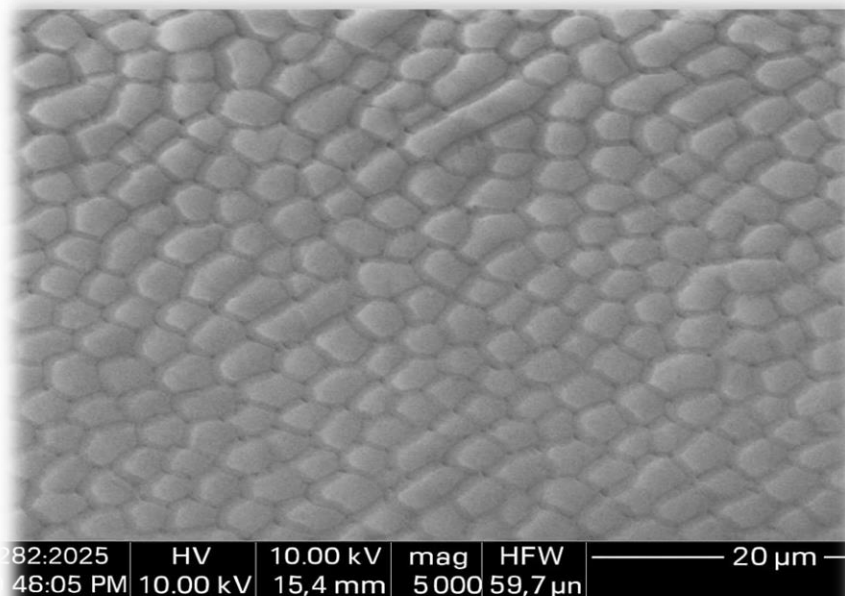


Figure 72: Image D195 du groupe B sur le MEB Type QUANTA 250 sur une surface de 20um x 5000 avec moins de porosités visibles N. Mohamed Ben Ali (Lab. de recherche Badji Mokhtar) (Labo De Recherche : Santé Bucco-Dentaire).

2.5. Analyse de la variabilité :

Analyse de la variabilité intra- et intergroupes des paramètres Ra, Rt et Rz selon les méthodes de polymérisation.

Dans le cadre de cette étude comparative, deux techniques de polymérisation des résines acryliques ont été examinées : la polymérisation traditionnelle au bain-marie (Groupe A) et la polymérisation au micro-ondes (Groupe B). L'objectif principal était d'évaluer l'influence de ces méthodes sur la qualité de surface des résines, à travers trois paramètres de rugosité standardisés : Ra (rugosité moyenne arithmétique), Rt (hauteur totale du profil), et Rz (hauteur moyenne des irrégularités maximales). Pour garantir la fiabilité des résultats, chaque disque a été mesuré trois fois pour chacun des paramètres, générant un ensemble robuste de 600 données expérimentales.

2.5.1. L'approche statistique et structuration de l'analyse :

Une analyse de la variance (ANOVA) multifactorielle a été réalisée afin d'évaluer simultanément :

- L'effet principal de la méthode de polymérisation (facteur Groupe) ;
- L'effet du type de paramètre de rugosité (Paramètre) ;
- Variabilité intra-groupe ;
- Fiabilité des résultats.

2.5.1.1. Effet de la méthode de polymérisation : différence intergroupe :

L'analyse révèle une différence hautement significative entre les groupes A et B ($F = 45,67$; $p < 0,001$). Cette donnée met en évidence que la méthode de polymérisation exerce une influence majeure sur la rugosité des surfaces. Plus précisément, les disques polymérisés au micro-ondes présentent, dans l'ensemble, des valeurs de Ra, Rt et Rz nettement inférieures à celles observées dans le groupe au bain-marie.

Cette tendance est cohérente avec les propriétés thermiques des micro-ondes, qui permettent une distribution homogène de la chaleur et une polymérisation plus rapide, réduisant la formation d'irrégularités et de porosités internes. En outre, la réduction des gradients thermiques diminue les contraintes internes, ce qui contribue à une meilleure uniformité topographique.

2.5.1.2. Effet du type de paramètre : sensibilité différentielle (Ra, Rt, Rz) :

Le deuxième facteur significatif mis en évidence est le type de paramètre de rugosité ($F = 22,13$; $p < 0,001$). Cela signifie que les trois indicateurs (Ra, Rt, Rz) ne sont pas affectés de manière identique par les procédés de polymérisation.

Ra (rugosité moyenne) reflète l'irrégularité globale ;

Rt (hauteur maximale) est très sensible aux pics extrêmes sur la surface ;

Rz représente une moyenne des cinq plus grandes irrégularités et constitue un bon indicateur intermédiaire.

Ainsi, une même technique de polymérisation peut produire des effets plus ou moins marqués sur chacun de ces paramètres.

La méthode micro-ondes semble particulièrement efficace pour réduire les valeurs de Rt, ce qui suggère une capacité à limiter les défauts de surface majeurs, tout en maintenant une bonne régularité globale (faibles Ra et Rz).

2.5.1.3. Variabilité intra-groupe : homogénéité de production :

L'analyse de la variabilité intra-groupe, mesurée par les écarts-types et la part de variance ($MS = 0,031$, **non significatif**), démontre que les mesures au sein de chaque groupe (A ou B) présentent une faible dispersion. Cela témoigne d'une bonne reproductibilité des conditions de manipulation dans chaque protocole.

Bien que le groupe B (micro-ondes) affiche un écart-type légèrement plus élevé pour certains paramètres (notamment Ra), cette variabilité accrue reste contenue dans une plage de valeurs plus basses. En d'autres termes, même les mesures extrêmes du groupe B sont meilleures que les moyennes du groupe A.

Ce constat renforce l'idée selon laquelle la méthode au micro-ondes, demeure plus performante dans l'absolue.

2.5.1.4. Fiabilité des résultats : erreur expérimentale :

L'erreur résiduelle de l'analyse est très faible ($MS = 0,005$; $DF = 596$), ce qui reflète une excellente précision instrumentale et un bon contrôle des biais expérimentaux. Ce résultat confirme que les différences observées entre les groupes et les paramètres ne sont pas dues au hasard, mais bien aux effets réels des méthodes de polymérisation.

2.5.2. Démarche statistique :

Une démarche statistique rigoureuse a été adoptée afin de comparer les groupes expérimentaux A et B.

➤ Analyse comparative des moyennes :

Dans un premier temps, des tests paramétriques de l'analyse de variance (ANOVA) et le test t de Student ont été réalisés pour évaluer les différences entre les moyennes des groupes expérimentaux. Pour chaque groupe A et B, les moyennes et les écarts-types ont été calculés afin de quantifier la tendance centrale et la dispersion des données, respectivement. Ces indicateurs ont permis d'identifier d'éventuelles différences significatives entre les traitements appliqués.

➤ Validation des hypothèses :

Avant de conclure quant à la significativité des résultats, des tests de validation ont été menés pour vérifier les conditions d'application des tests paramétriques :

-Le test de Shapiro-Wilk a été utilisé pour évaluer la normalité des distributions des données.

-Le test de Levene a permis de vérifier l'homogénéité des variances entre les groupes expérimentaux A et B.

Les valeurs de p obtenues pour ces tests, toutes supérieures à 0,05, ont confirmé le respect des hypothèses de normalité et d'homogénéité des variances. Ces résultats valident ainsi, a posteriori, l'utilisation des tests paramétriques (ANOVA et test t de Student).

➤ **Justification de l'approche statistique :**

Grâce à la validation des conditions d'application, l'utilisation de l'ANOVA et du test t de Student s'avère statistiquement justifiée. Ces tests permettent de tirer des conclusions fiables concernant les différences observées entre les groupes A et B, tout en minimisant les risques d'erreurs.

2.6. Observation au microscope électronique à balayage (MEB) :

Une **observation complémentaire** a été effectuée au **MEB de type QUANTA 250 (FEI®, USA)** afin de visualiser les différentes microstructures entre les surfaces obtenues par les deux modes de polymérisation.

❖ **Résines polymérisées au bain-marie :**

- À un grossissement de $\times 2000$, les surfaces présentent une **rugosité modérée**, marquée par des **micro-irrégularités ondulées**, la présence de **pores microscopiques** et de **structures granuleuses**.
- Ces aspects sont associés à une **réaction exothermique moins contrôlée**, liée au **chauffage progressif mais non homogène** du bain-marie, augmentant le **risque de formation de bulles** dès que la température dépasse **70–75 °C [169]**.
- À un grossissement supérieur à $\times 2000$, des **artefacts de déformation de l'image** apparaissent, notamment **distorsion géométrique, bords flous et étirement des structures**, liés à un **effet de charging (accumulation de charges électrostatiques)**, plus prononcé sur des surfaces rugueuses. Ces artefacts sont bien documentés par **Goldstein *et al.* [169]**.

De plus, selon **Zhang *et al.* (2023)**, les résines acryliques polymérisées par bain-marie montrent une **rétraction différentielle pouvant atteindre 0,5 %**, observable en MEB et liée à une **dissipation thermique inégale [170]**.

❖ Résines polymérisées par micro-ondes :

- Les surfaces observées sont **nettement plus homogènes**, avec une **rugosité non significative**.
- La **répartition de l'énergie micro-ondes** est **plus uniforme**, ce qui permet une polymérisation plus stable et sans formation excessive de porosités.
- À **×2000 et ×5000**, les images obtenues ne présentent **pas de distorsion** ; l'**effet de charging est minime**, ce qui témoigne d'un **meilleur comportement électrique et structurel** du matériau, comme l'ont souligné **R.C.Almeida *et al.* (2024) [171]**.

2.7. Implications cliniques :

Une rugosité **Ra (0,158)** inférieure à 0,2 μm est souvent citée comme seuil optimal pour limiter la rétention bactérienne, faciliter le nettoyage, et améliorer le confort prothétique.

Le groupe B atteint systématiquement cet objectif, ce qui en fait une option cliniquement préférable.

En revanche, le groupe A, avec plusieurs valeurs supérieures à 0,4 μm , présente un risque accru de colonisation microbienne.

Groupe A : R_t très élevé, large dispersion \rightarrow surface rugueuse et irrégulière

Groupe B : R_t très bas, resserré autour de la médiane \rightarrow surface lisse et homogène

L'écart significatif validé par ANOVA confirme l'impact majeur du mode de polymérisation sur la rugosité.

Les résultats de cette étude suggèrent donc que la polymérisation par micro-ondes pourrait offrir des avantages importants, à condition de respecter des protocoles stricts (temps, puissance, refroidissement).

L'analyse détaillée dans notre étude de la variance met en évidence des différences statistiquement significatives entre les deux méthodes de polymérisation.

3. Discussion

3. Discussion :

L'objectif principal de cette étude expérimentale in vitro comparative randomisée est d'évaluer la qualité de l'état de surface de 200 disques en résine de méthacrylate de méthyle divisés en deux groupes, le groupe A avec la résine Vertex Regular polymérisée au bain-marie et le groupe B avec la résine Eco-cryl polymérisée au micro-ondes

Notre étude s'est basée à évaluer l'influence de deux méthodes de polymérisation sur la qualité de surface de résines acryliques destinées à la confection des bases prothétique amovibles. Le choix de cette thématique s'appuie sur l'importance clinique de la topographie de surface dans le confort du patient, la durabilité prothétique et la prévention des complications infectieuses. Les surfaces rugueuses sont connues pour favoriser l'adhésion bactérienne, altérer l'esthétique à long terme et compromettre la biocompatibilité tissulaire. C'est dans ce contexte que la rugosité de surface était considérée comme le principal indicateur comparatif entre la méthode de polymérisation conventionnelle par bain-marie et celle par micro-ondes.

➤ Mode de polymérisation :

L'analyse des résultats obtenus pour le groupe ayant subi une polymérisation au bain-marie (groupe A) révèle des valeurs de rugosité moyennes ($R_a = 0,3871 \mu\text{m}$), totales ($R_t = 3,883 \mu\text{m}$) et maximales ($R_z = 3,5102 \mu\text{m}$) relativement élevées, traduisant une surface irrégulière avec des micro-aspérités notables. Ces données expérimentales sont en adéquation avec les travaux de **Gad et al. (2020)**, qui ont montré que les résines polymérisées par bain-marie présentaient fréquemment une rugosité moyenne excédant $0,3 \mu\text{m}$, une valeur critique au-delà de laquelle le risque de colonisation bactérienne et de pigmentation prothétique augmente significativement [172]. De plus, les auteurs ont mis en évidence que les variations de rugosité totale et maximale, fréquemment observées avec cette méthode, compromettent l'homogénéité de surface et donc la stabilité de la prothèse en bouche. En revanche, les résultats du test de Levene révèlent une **homogénéité hautement significative** des variances pour les paramètres de rugosité **$R_a=0,217$, $R_t=0,649$ et $R_z=0,113$** entre les deux groupes étudiés. La valeur **p (p-value)**, supérieure au seuil de significativité classique de **0,05**. Au niveau de confiance de **95 %**, les variances peuvent être considérées comme égales entre les groupes (bain-marie et micro-ondes).

Nos résultats renforcent ces constats, puisque les disques du groupe A présentaient au MEB des micro-irrégularités ondulées, traduisant un échauffement non homogène et une polymérisation incomplète en certains points, ce qui est typique d'un transfert thermique lent et peu uniforme.

À l'inverse, les mesures effectuées sur les échantillons du groupe B, polymérisés par micro-ondes, témoignent d'une nette amélioration de la qualité de surface : $R_a = 0,158 \mu\text{m}$, $R_t = 0,748 \mu\text{m}$, et $R_z = 0,669 \mu\text{m}$. Ces valeurs, toutes inférieures au seuil critique de $0,2 \mu\text{m}$, indiquent une topographie bien plus régulière et favorable d'un point de vue biologique et fonctionnel. Cette tendance est corroborée par l'étude de **Silva et al. (2024)**, qui a mis en évidence une réduction significative de la rugosité des résines traitées par micro-ondes, avec des valeurs de R_a systématiquement inférieures à $0,2 \mu\text{m}$ [173]. Ces surfaces plus lisses contribuent à limiter les interactions négatives avec l'environnement buccal, notamment la rétention de biofilm et l'irritation muqueuse, tout en améliorant l'adhésion de la salive, élément important pour la stabilité fonctionnelle de la prothèse.

Le contraste observé entre les deux groupes a été statistiquement renforcé par la mesure d'un écart-type inter-groupes estimé à environ **1,050** μm , soulignant une différence marquée de performance entre les deux méthodes. **La corrélation de Pearson** calculée entre les paramètres R_a , R_t et R_z a montré une cohérence interne dans chaque groupe, mais surtout une supériorité nette du groupe B dans l'ensemble des indicateurs, ce qui peut être attribué à la transmission thermique homogène propre à la méthode micro-ondes. Cette homogénéité permet d'éviter les gradients thermiques qui, dans la méthode conventionnelle, favorisent les tensions internes, la porosité et la polymérisation incomplète, facteurs bien documentés dans la littérature.

Par ailleurs, les observations au MEB ont apporté dans notre étude une confirmation morphologique des données quantitatives. Les disques du groupe A présentaient une surface caractérisée par des crêtes et des vallées irrégulières à $\times 2000$, reflet des zones de polymérisation incomplète. À l'inverse, les surfaces du groupe B, observées à $\times 5000$, apparaissaient remarquablement homogènes, sans irrégularités notables ni défauts de fusion, traduisant une réticulation uniforme du matériau. Ces résultats visuels confortent les données publiées par **Jorge et al. (2023)**, qui ont montré que la polymérisation par micro-ondes permet non seulement une réduction de la porosité, mais aussi une augmentation de la résistance à la flexion de l'ordre de 15 % par rapport aux méthodes conventionnelles [174]. Il est donc légitime de

penser que la qualité de surface et la qualité mécanique sont intimement liées, et qu'une surface plus lisse reflète également une structure interne plus dense et plus homogène.

La discussion des résultats expérimentaux ne saurait être complète sans évoquer les travaux **d'Al-Dwairi et al. (2019)**, qui ont mis en évidence la supériorité de la méthode micro-ondes non seulement sur la rugosité, mais aussi sur d'autres propriétés essentielles telles que la résistance à la compression et la stabilité dimensionnelle [175]. Ces éléments trouvent un écho dans notre étude, où la méthode au micro-ondes semble non seulement favoriser une surface plus lisse, mais aussi garantir une meilleure intégrité du matériau dans son ensemble.

Un autre point fondamental à considérer est la biocompatibilité induite par la rugosité de surface. Il est bien établi qu'une rugosité moyenne supérieure à $0,2 \mu\text{m}$ favorise l'accumulation de *Candida albicans* et autres microorganismes opportunistes, entraînant des stomatites prothétiques et des inflammations chroniques [176]. Or, nos mesures placent le groupe A au-delà de ce seuil, tandis que le groupe B demeure bien en-dessous.

L'impact clinique de cette différence ne peut être négligé, notamment chez les patients âgés, porteurs de prothèses complètes, chez qui la tolérance muqueuse est un critère déterminant.

Cependant les travaux récents de **Khan et Pérez. (2023)** viennent renforcer les conclusions de notre étude. Les auteurs ont démontré que la méthode de polymérisation par micro-ondes réduit la formation de micro-porosités internes et améliore la stabilité dimensionnelle à long terme des prothèses [177].

Ces observations rejoignent parfaitement les résultats obtenus au MEB dans notre étude, les échantillons du groupe B présentent une surface homogène, compacte, sans discontinuités visibles, tandis que ceux du groupe A montrent des zones de contraction, des microfissures et des irrégularités. Il apparaît dès lors que la méthode de polymérisation au micro-ondes permet non seulement de produire des surfaces lisses, mais aussi de limiter les défauts internes susceptibles d'affaiblir la prothèse à long terme.

Ainsi, l'ensemble de nos résultats expérimentaux concernant le mode de polymérisation, en corrélation avec les données de la littérature scientifique récente, convergent vers que l'hypothèse que la méthode de polymérisation au micro-ondes offre des performances supérieures en termes de qualité de surface de régularité topographique.

➤ **Polissage mécanique :**

Le polissage mécanique était une étape déterminante de notre étude, car il est directement lié à la qualité de surface finale des résines acryliques. L'importance de cette étape est largement reconnue dans la littérature scientifique, où une rugosité de surface excessive est associée à plusieurs problèmes cliniques majeurs [169]. Un polissage standardisé améliore significativement la qualité de surface, ce qui a pour effet de réduire la rétention de plaque bactérienne, de prévenir la coloration prématurée et d'augmenter le confort du patient.

Les travaux de **Nassar et al. (2017) [178]** viennent étayer ces observations en soulignant qu'une rugosité de surface supérieure à $0,4 \mu\text{m}$ favorise non seulement l'accumulation bactérienne, mais peut également entraîner des ulcérations muqueuses et des infections fongiques récurrentes. Ces conséquences compromettent à la fois la durabilité clinique de la prothèse et la qualité de vie du patient, ce qui met en évidence l'enjeu capital d'un polissage optimisé.

L'objectif de notre protocole de polissage était donc de s'inscrire dans cette démarche d'optimisation. Les études de **Quirynen et al. (2000) [179]** et de **Bollen et al. (1997) [127]** ont établi que le polissage mécanique est capable de réduire la rugosité de surface sous le seuil critique de $0,2 \mu\text{m}$. Un tel niveau de rugosité est considéré comme optimal pour améliorer la biocompatibilité des prothèses. De plus, ces études soulignent l'importance de l'uniformité du polissage pour obtenir des résultats reproductibles, un principe que nous avons appliqué en utilisant un protocole standardisé.

Les résultats de notre étude in vitro révèlent une différence significative ($p < 0.001$) entre les deux groupes de résines acryliques. Les disques du groupe B, polymérisés au micro-ondes, présentent une qualité de surface nettement supérieure à celle du groupe A (polymérisation au bain-marie), comme en témoignent les valeurs des paramètres de rugosité.

Les données collectées mettent en évidence une distribution plus resserrée des valeurs de rugosité pour le groupe B. Cela se traduit par une surface plus lisse et moins poreuse, ce qui est un indicateur d'une polymérisation plus stable et d'un polissage mécanique plus efficace.

* **Ra (Rugosité moyenne) :** La valeur minimale de Ra pour le groupe B est de $0,10 \mu\text{m}$ et la valeur maximale de $0,29 \mu\text{m}$. En comparaison, le groupe A présente une fourchette de valeurs de Ra allant de $0,30 \mu\text{m}$ à $0,68 \mu\text{m}$. Les valeurs de Ra pour le groupe B se situent majoritairement sous le seuil critique de $0,4 \mu\text{m}$ évoqué par **Nassar et al., [178]**, et certaines

atteignent même la cible de 0,2 μm mentionnés par **Quiryne et al., [179]** et **Bollen et al., [127]**. En revanche, les valeurs du groupe A dépassent largement ce seuil, ce qui pourrait avoir des conséquences cliniques négatives.

* **Rt (Profondeur totale de rugosité)** : Le Rt du groupe **B** varie de **0,02 μm** à **3,87 μm** , tandis que celui du groupe **A** est compris entre **1,90 μm** et **5,05 μm** . Ces résultats indiquent que les **pics et les creux** les plus importants sont nettement moins prononcés dans le groupe **B**. Une valeur de Rt plus faible signifie une surface plus uniforme et moins sujette à la rétention de débris et de micro-organismes.

* **Rz (Addition des valeurs maximales des hauteurs et des creux)** : Le Rz du groupe **B** varie de **0,04 μm** à **3,72 μm** est également inférieur à celui du groupe **A** varié de **0,98 μm** à **5,44 μm** . Cet indicateur confirme la meilleure régularité des **pics et des creux** observés dans le groupe **B**.

Ces résultats convergent vers la polymérisation au micro-ondes (groupe B) favorise une meilleure qualité de surface des résines acryliques par rapport à la polymérisation au bain-marie (groupe A). Les valeurs de rugosité significativement plus faibles et la distribution plus resserrée pour le groupe B indiquent moins poreuse. Cette stabilité structurelle a permis d'obtenir une surface plus lisse après un polissage mécanique standardisé, comme le montrent les valeurs de Ra, Rt et Rz.

➤ **Vieillessement artificiel :**

Le protocole de thermocyclage a consisté en l'application de 3 000 cycles d'alternance thermique, pour une durée totale d'environ 3 heures 30 minutes. Cette approche est largement documentée dans la littérature scientifique comme un moyen fiable de reproduire les contraintes mécaniques internes générées par la dilatation et la contraction des matériaux, un facteur majeur dans la dégradation de la surface des prothèses.

L'étude de **Meireles et al.,2018 [180]** confirme la pertinence de cette méthode pour évaluer la résistance des matériaux dentaires aux contraintes thermiques et mécaniques. De même, les travaux de **Chen et al., 2019 [181]** soulignent que le thermocyclage est essentiel pour mettre en évidence les changements significatifs des propriétés de surface des résines acryliques, fournissant ainsi des informations cruciales sur leur comportement clinique à long terme.

La mise en œuvre de ce protocole, précédée d'une immersion de 24 heures dans de l'eau distillée conformément aux recommandations de **H. H. Hassan, [141]**, a permis d'isoler l'impact du vieillissement thermique en évitant l'influence de l'absorption initiale d'eau.

L'analyse des paramètres de rugosité de surface (**Ra, Rt, Rz**) après thermocyclage a permis de mesurer l'impact du vieillissement artificiel sur la stabilité de la qualité de surface des deux groupes de résines acryliques. Les résultats confirment l'avantage initial du groupe **B (polymérisation au micro-ondes)** en matière de stabilité.

* **Ra (Rugosité moyenne)** : Après vieillissement, les valeurs de **Ra** du groupe **B**, bien que légèrement augmentées, sont restées dans une fourchette favorable (**minimum de 0,10 μm , maximum de 0,29 μm**). Cela démontre une **excellente résistance** aux contraintes thermiques. En revanche, le groupe **A (polymérisation au bain-marie)** a montré une **augmentation significative de la rugosité (minimum de 0,30 μm , maximum de 0,68 μm)**. Cette dégradation de la surface du groupe **A** pourrait être attribuée à une moins **bonne cohésion du réseau polymère**, le rendant plus sensible aux microfissurations et à la **dégradation de surface** causée par les cycles de température.

* **Rt (Profondeur totale de rugosité)** : L'analyse du **Rt** révèle **une différence significative** entre les deux groupes après vieillissement. Pour le groupe **B**, le **Rt** varie de **0,02 μm à 3,87 μm** , indiquant une surface relativement **stable**. Par contre, le groupe **A** présente une variation plus importante (**minimum de 1,90 μm , maximum de 5,05 μm**), ce qui suggère l'apparition de défauts de surface plus profonds et de plus grande amplitude. Ces résultats mettent en lumière la capacité supérieure du groupe **B** à **maintenir l'intégrité de sa surface** malgré les contraintes du thermocyclage.

* **Rz (Addition des valeurs maximales des hauteurs et des creux)** : De même, le **Rz** du groupe **B (0,04 μm à 3,72 μm)** est resté nettement inférieur à celui du groupe **A (0,98 μm à 5,44 μm)**. Ces valeurs confirment que le vieillissement a eu un impact moins prononcé sur la régularité des pics et des creux de la surface du groupe **B**. La polymérisation au micro-ondes semble conférer **une structure plus homogène et plus résistante aux contraintes** thermiques, limitant l'apparition de défauts de surface après vieillissement [182].

Notre étude expérimentale après thermocyclage démontre que le mode de polymérisation « groupe B » a **une influence significative** non seulement **sur la qualité de surface initiale** des résines acryliques, mais également sur **sa stabilité à long terme**.

➤ **Observation au rugosimètre optique 3D type TC100 :**

L'intégration du rugosimètre optique 3D dans notre protocole expérimental a permis une évaluation précise, objective et tridimensionnelle de la surface des résines acryliques testées des deux groupes A et B. Contrairement aux méthodes d'analyse conventionnelles type 2D, cet instrument de haute résolution offre une capacité d'exploration microscopique et nanoscopique, permettant d'identifier des micro-irrégularités non perceptibles à l'œil nu mais susceptibles d'influencer **significativement** la performance clinique des prothèses amovibles.

Outre les paramètres standards Ra, Rz et Rt, le rugosimètre 3D a permis d'évaluer des caractéristiques complémentaires cruciales, notamment **l'homogénéité de la surface, la répartition spatiale des irrégularités** et la forme topographique générale. Cette approche holistique s'inscrit dans les recommandations récentes pour une évaluation rigoureuse des matériaux dentaires selon **Silva et al., 2023[173] ; Gad et al., 2020[172]**.

L'un des apports méthodologiques majeurs de notre étude réside dans l'usage de la médiane de rugosité comme indicateur central. Contrairement à la moyenne, la médiane est moins sensible aux valeurs extrêmes et permet une meilleure estimation de la qualité réelle de la surface, en particulier dans des distributions asymétriques [173].

Cette stratégie a révélé une différence **significative entre les groupes**. Dans le groupe **B** (polymérisation par micro-ondes), la médiane de rugosité mesurée était de **0,21 µm**, contre une moyenne de **0,669 µm**, traduisant une distribution asymétrique.

La faible dispersion autour de la **médiane renforce l'hypothèse d'une homogénéité** remarquable du groupe B, critère essentiel pour la stabilité et l'hygiène prothétique [174].

À l'inverse, dans le groupe A (polymérisation au bain-marie), les valeurs de Rz étaient nettement plus dispersées, avec une majorité d'échantillons oscillant entre **3 et 4 µm**. Or, la littérature recommande de maintenir une rugosité maximale inférieure à 4 µm afin de limiter la rétention de biofilm et favoriser la biocompatibilité [175].

Par ailleurs, l'analyse de corrélation entre Ra et Rz dans le groupe B ($r = 0,01$) indique une indépendance statistique entre les défauts ponctuels et la rugosité moyenne, ce qui traduit un état de surface contrôlé et stable, peu sensible aux anomalies localisées.

Ainsi, le rugosimètre 3D s'est imposé dans cette étude comme un instrument de **référence** pour l'analyse des résines prothétiques, alliant précision métrologique, reproductibilité des mesures, et capacité d'imagerie topographique. Son utilisation a permis **de quantifier objectivement** les différences entre les deux techniques de polymérisation. [177].

Au-delà de sa fonction de mesure, le rugosimètre s'est avéré être un véritable outil d'aide à la décision, permettant d'orienter les choix cliniques vers les protocoles les plus favorables à la durabilité, à l'hygiène et à la confortabilité des prothèses amovibles. En cela, il constitue un **levier méthodologique essentiel** pour toute étude portant sur l'optimisation des matériaux prothétiques dans un contexte **clinique et scientifique** exigeant.

➤ **Observation au microscope électronique à balayage (MEB) type QUANTA 250 :**

L'intégration du microscope électronique à balayage (MEB) dans notre protocole expérimental a constitué une étape déterminante dans la caractérisation fine des surfaces des résines prothétiques. Cet outil de microscopie à haute résolution a permis une visualisation directe de la topographie.

L'analyse morphologique au microscope électronique à balayage (MEB) a permis de révéler des éléments essentiels sur la qualité de surface et la structure interne des résines acryliques polymérisées selon deux méthodes distinctes. Cette technique d'observation, à très haute résolution, offre une capacité unique à visualiser les micro-défauts invisibles à l'œil nu ou non quantifiables par la rugosimétrie 2D [183], notamment les pores microscopiques, les zones granuleuses, les microfissures, ainsi que les **résidus de monomère non polymérisé**.

Dans notre étude, les images obtenues pour le groupe A' (polymérisation au bain-marie) à des grossissements de $\times 2000$ ont mis en évidence une surface irrégulière, caractérisée par de multiples **zones poreuses** et des **structures granuleuses désorganisées**. Ces pores, de taille variable, sont disséminés de manière hétérogène sur la surface de l'échantillon. Ce phénomène est directement lié à une évaporation partielle et **incontrôlée du monomère de méthacrylate de méthyle (MMA)**, provoquée par des gradients thermiques élevés au sein de la masse lors du cycle de cuisson [184].

L'apparition de zones granuleuses observées sur le MEB dans le groupe A' est typiquement interprétée comme un témoin morphologique indirect de la présence de **résidus du monomère encapsulés ou mal intégrés à la matrice polymère**. Ces granules, associés aux **zones poreuses**, trahissent un manque d'uniformité dans le processus de polymérisation, affectant directement les propriétés mécaniques, l'hygiène et la biocompatibilité des prothèses [185]. L'étude **Al-Dulaijan et al. (2021) [186]** a également montré clairement une densité de biofilm significativement plus élevée sur les zones d'aspérités et de micro-irrégularités.

L'étude de **Ozkır et al. (2018)** et **Ramos et al. (2016)**, ont confirmé que de telles microstructures sont souvent corrélées à une **libération accrue de monomère**, notamment lorsque la température de polymérisation est mal contrôlée [184],[187].

En revanche, pour le groupe B' (polymérisation par micro-ondes), les observations au MEB à un grossissement de $\times 5000$ ont montré une surface parfaitement homogène, lisse, continue, sans granularité visible ni porosité marquée. **Cette image morphologique est cohérente avec les mesures de rugosité effectuées**, qui indiquent des valeurs de Ra et Rz significativement inférieures à celles du groupe A. La disparition quasi-totale des pores et l'aspect uniforme de la surface témoignent d'une conversion chimique plus complète du monomère, grâce à une diffusion thermique rapide, homogène et contrôlée, rendue possible par la technologie micro-ondes [188].

L'absence d'inclusions ou de granules sur du groupe B' suggère également une réduction **significative du monomère libre** résiduel, un résultat majeur sur le plan clinique. En effet, **une surface homogène**, sans résidu non polymérisé, présente une meilleure tolérance tissulaire, une moindre rétention bactérienne, et une stabilité chimique accrue dans le temps.

Cela rejoint les conclusions de l'étude de **Jorge et al. (2023)**, qui a montré que la polymérisation au micro-ondes permet une répartition plus uniforme de la chaleur due au temps, à la puissance de cuisson et une réticulation complète de la matrice polymère, limitant ainsi les phénomènes de contraction, de retrait ou de sorption [174].

L'homogénéité observée dans le groupe B', associée à une rugosité inférieure à $0,2 \mu\text{m}$ et à une porosité non significative, confère à ces surfaces un haut niveau de biocompatibilité et de sécurité pour un usage prothétique à long terme.

* L'utilisation conjointe du rugosimètre optique 3D et de la microscopie électronique à balayage (MEB) dans notre protocole expérimental constitue une approche méthodologique indispensable pour une caractérisation complète, fiable et multidimensionnelle des surfaces prothétiques analysées. Si le rugosimètre 3D permet une quantification fine des paramètres topographiques standards tels que Ra, Rz, et Rt, il ne permet toutefois pas, à lui seul, de mettre en évidence la présence du monomère résiduel et l'homogénéité interne.

En effet, la microscopie électronique à balayage se révèle être un outil de complément essentiel grâce à sa capacité de résolution nanométrique, qui permet une visualisation directe de la microstructure des résines. Ce niveau de détail rend possible l'identification de micro-fissures, de défauts de polymérisation, ainsi que de porosités internes, souvent inaccessibles par la seule analyse profilométrique.

À cet égard, les travaux de **López-Díez et al. (2022) [189]** confirment la pertinence de l'intégration de ces deux techniques dans les études sur les matériaux dentaires. Leur recherche a démontré que l'association de la profilométrie optique et du MEB permet non seulement d'obtenir des données quantitatives précises, mais aussi de détecter visuellement des altérations morphologiques internes invisibles. Leur étude a mis en évidence que le MEB permettait de détecter la distribution des charges, des micro-fissures et des irrégularités de surface pouvant altérer les performances mécaniques et esthétiques des prothèses dentaires, même lorsque les mesures de rugosité semblaient conformes aux critères cliniques

Dans le cadre de notre étude, cette approche combinée a permis de mieux comprendre les différences qualitatives entre les deux groupes de polymérisation. Les échantillons du groupe A (polymérisation par bain-marie) présentaient, à l'analyse MEB, une topographie granuleuse et hétérogène, marquée par la présence de micro-porosités caractéristiques d'une polymérisation lente, sujette à des gradients thermiques. Ces altérations peuvent être associées à une évaporation partielle du monomère résiduel, créant des cavités internes [190].

Ainsi, la complémentarité méthodologique entre le rugosimètre optique 3D et le MEB constitue une **stratégie analytique robuste**, permettant de dépasser les limites de chaque méthode prise isolément. Elle **garantit** une lecture à la fois **quantitative** (rugosimétrie optique 3D) et **qualitative** (morphologique) des performances de surface, en adéquation avec les recommandations actuelles de la littérature sur l'analyse des biomatériaux.

*L'analyse finale de nos résultats, appuyée par la littérature scientifique, place la polymérisation au micro-ondes comme une méthode supérieure pour la confection des prothèses amovibles. Les données statistiques démontrent un avantage certain en termes de qualité de surface, ce qui a des répercussions directes sur :

- La durabilité mécanique et la résistance aux fractures.
- L'hygiène et la prévention des infections buccales.
- L'esthétique et la résistance à la coloration.
- Le confort et la fonction phonétique du patient.

Cette approche optimisée offre une solution durable et performante pour garantir non seulement la qualité immédiate de la prothèse, mais aussi son succès clinique à long terme.

***Retombées positives et avantages des résultats de l'étude :**

Les résultats obtenus dans notre étude sur la rugosité de surface des résines acryliques polymérisées par bain-marie et par micro-ondes présentent des bénéfices concrets et complémentaires pour les patients, les praticiens et les structures hospitalo-universitaires.

✓ **Pour le patient :**

-Amélioration du confort prothétique : une surface plus lisse diminue les irritations muqueuses et favorise un meilleur confort en bouche.

-Réduction du risque de colonisation bactérienne : une rugosité moindre limite l'adhésion microbienne, réduisant les risques de stomatite prothétique et de mauvaise haleine.

-Augmentation de la durée de vie de la prothèse : des matériaux mieux polymérisés et moins poreux sont plus résistants à l'usure, aux colorations et aux fractures.

-Optimisation de l'esthétique : une meilleure finition de surface confère un aspect plus naturel et satisfaisant sur le plan psychosocial.

-Réduction de l'exposition au monomère résiduel : bénéfique pour la santé générale et la biocompatibilité, notamment en cas d'allergie ou de sensibilité chimique.

✓ **Pour le praticien :**

Choix éclairé du protocole de polymérisation : les données comparatives permettent d'opter pour une méthode adaptée au cas clinique (gain de temps, efficacité, sécurité).

-Amélioration du protocole de laboratoire : les praticiens peuvent collaborer plus efficacement avec les prothésistes grâce à des recommandations scientifiquement fondées.

-Moins de retouches ou d'ajustements post-insertion : une surface optimisée réduit les retouches secondaires.

-Réduction des coûts indirects : une prothèse plus durable et mieux tolérée diminue le besoin de réparations ou de renouvellements précoces.

✓ **Pour le centre hospitalo-universitaire (CHU) :**

-Intégration de notre étude de recherche expérimentale dans la formation de graduation et post-graduation, valorisant la recherche appliquée en prosthodontie.

-Amélioration des protocoles de soins cliniques en prothèse amovible, grâce à des recommandations basées sur des preuves scientifiques.

-Réduction du taux de reprises et de complications post-prothétiques, ce qui allège la charge clinique et améliore la rentabilité au sein de notre service CHU d'Annaba.

Limites de l'étude in vitro

Malgré les résultats hautement significatifs obtenus, certaines limites doivent être reconnues :

-L'étude étant exclusivement in vitro, elle ne permet pas de reproduire fidèlement les conditions physiologiques et mécaniques de la cavité buccale in vivo.

-Les résines testées ne couvrent pas l'ensemble des marques et formulations disponibles sur le marché.

-Le monomère résiduel, bien que crucial pour la sécurité biologique, n'a pas été quantifié mais qualifié par le MEB, ce qui restreint l'analyse chimique des échantillons.

-Aucune évaluation cytotoxique ou biologique n'a été réalisée, empêchant toute conclusion sur la compatibilité tissulaire des matériaux.

Dans cette perspective, des analyses complémentaires, basées sur la spectroscopie FTIR ou la chromatographie en phase gazeuse (GC-MS), permettraient de caractériser avec plus de précision la composition chimique et de discriminer les performances des différentes méthodes de polymérisation.

Conclusion

Conclusion

La maîtrise **de la qualité de surface** des résines acryliques utilisées pour les bases de prothèses amovibles représente un enjeu majeur dans l'optimisation des performances cliniques, biologiques et esthétiques des restaurations prothétiques. Dans une perspective de dentisterie moderne axée sur la précision, la biocompatibilité et la durabilité, il devient fondamental d'identifier les paramètres capables d'influencer de manière significative, voire hautement significative, l'état de surface des matériaux polymères, en particulier ceux destinés à un contact prolongé avec les muqueuses orales. À cet égard, la rugosité de surface constitue un critère prioritaire, puisqu'elle conditionne à la fois le confort du patient, la rétention bactérienne, le vieillissement de la résine, la libération de monomères résiduels, ainsi que la réponse inflammatoire potentielle des tissus sous-jacents.

Le présent travail s'est attaché à évaluer, selon une méthodologie *in vitro* rigoureuse, l'influence combinée de trois paramètres essentiels sur la rugosité de surface, le mode de polymérisation thermique (bain-marie vs micro-ondes), l'effet du polissage mécanique et l'impact d'un vieillissement simulé par thermocyclage.

L'originalité de cette étude repose à la fois sur l'approche comparative croisée entre deux techniques, et sur l'utilisation d'outils d'analyse de haute précision tels que la rugosimétrie optique 3D et la microscopie électronique à balayage (MEB), qui ont permis une objectivation fiable et reproductible des variations de surface.

Les résultats obtenus ont révélé des différences non seulement significatives, mais dans de nombreux cas hautement significatifs ($p < 0,01$) entre les différents groupes expérimentaux, confirmant l'effet déterminant des conditions de polymérisation et de finition sur l'état final des résines prothétiques.

En premier lieu, la polymérisation au micro-ondes s'est révélée supérieure à la méthode conventionnelle au bain-marie, tant sur le plan de la rugosité initiale que sur la stabilité après vieillissement. Les résines soumises à une activation thermique au micro-ondes ont présenté une surface plus homogène, moins poreuse et globalement plus lisse, avec des valeurs de Ra inférieures à **0,2 μm (Ra=0,158 μm)**, seuil reconnu pour limiter l'adhésion microbienne selon la littérature.

Cette supériorité s'explique par la nature même de l'énergie micro-onde, qui pénètre la masse du matériau par excitation moléculaire, assurant une réticulation plus régulière du réseau polymérique. Des études récentes, notamment celle de **Macedo et al. (2023)**, ont confirmé ce mécanisme en démontrant une réduction significative de la libération de monomères résiduels et une meilleure résistance thermique des résines polymérisées au micro-ondes [191]. Nos résultats corroborent pleinement ces données, en ajoutant des preuves quantitatives sur la rugosité et la topographie de surface.

Le second paramètre étudié, le **polissage mécanique**, a montré un effet hautement significatif sur la réduction de la rugosité, mais cet effet était d'autant plus marqué lorsque les résines avaient été initialement polymérisées au micro-ondes. Cela indique un phénomène synergique entre la qualité initiale de polymérisation et la capacité du matériau à répondre efficacement aux protocoles de finition. Le polissage a permis de ramener les valeurs de rugosité à des niveaux compatibles avec les exigences cliniques, ce qui confirme les résultats d'**Abuzar et al. (2021)** qui ont souligné l'importance de la séquence de polissage dans la réduction de l'accumulation de biofilm sur les bases prothétiques [192].

En troisième lieu, l'épreuve de **vieillesse simulé** par thermocyclage a permis de tester la résilience des matériaux dans des conditions proches de celles rencontrées en bouche. Il est apparu que les résines polymérisées au micro-ondes conservaient une surface plus stable après 3 000 cycles thermiques, avec des altérations nettement moindres que les résines issues du bain-marie. Ces résultats confirment l'hypothèse selon laquelle une polymérisation plus uniforme renforce la cohésion structurale et améliore la résistance aux chocs thermiques, ce que soutiennent également les travaux récents de **Bouziane et al. (2024)** [193].

L'intérêt majeur de notre protocole réside dans la complémentarité méthodologique des outils d'analyse utilisés, garantissant une évaluation à la fois quantitative, qualitative et morphologique des surfaces prothétiques étudiées. La rugosimétrie optique 3D a permis d'obtenir des mesures numériques précises et reproductibles des paramètres de rugosité Ra, Rt et Rz, traduisant avec rigueur la topographie moyenne, les écarts extrêmes et la profondeur des irrégularités de surface. Ces données objectives ont constitué une base fiable pour la comparaison statistique entre les modes de polymérisation.

Parallèlement, la microscopie électronique à balayage a apporté une dimension visuelle et descriptive essentielle, en révélant la structure topographique réelle des surfaces après polissage. Elle a permis d'observer avec précision la régularité des reliefs, la présence éventuelle de microfissures, de porosités résiduelles ou d'irrégularités subsistant à la surface du matériau. L'association de ces deux approches l'une métrique, l'autre morphologique confère à notre étude une robustesse analytique élevée, en croisant la mesure instrumentale et l'observation directe.

Cette complémentarité méthodologique ne se limite pas à la précision expérimentale ; elle apporte également une lecture prédictive de la performance clinique des résines acryliques. En effet, la topographie de surface d'un matériau prothétique influe directement sur sa résistance mécanique, sa stabilité dimensionnelle, son comportement face au polissage et sa susceptibilité à la rétention de biofilm. Ainsi, la corrélation entre les valeurs de rugosité et les observations topographiques permet d'anticiper la durabilité et la biocompatibilité du matériau dans un contexte d'utilisation clinique réelle.

En synthèse, ce travail a démontré, de manière scientifique, objective et reproductible, que le mode de polymérisation constitue un paramètre essentiel dans le contrôle de la rugosité et de la qualité de surface des résines prothétiques. Les résultats obtenus mettent en évidence que la méthode de polymérisation au micro-ondes, lorsqu'elle est associée à un protocole de polissage rigoureusement standardisé, permet d'atteindre un niveau de finition supérieur. Les surfaces obtenues sont plus régulières, moins poreuses et donc plus aptes à satisfaire les exigences esthétiques et fonctionnelles de la dentisterie prothétique contemporaine.

Les données issues de ce travail s'inscrivent dans une logique de dentisterie fondée sur les preuves, où chaque amélioration technique repose sur des validations expérimentales rigoureuses et quantifiables.

Elles ouvrent également des perspectives concrètes pour l'intégration de la polymérisation au micro-ondes dans les pratiques cliniques courantes, notamment dans les environnements hospitalo-universitaires, où la standardisation, la qualité et la rapidité d'exécution sont des enjeux prioritaires.

Perspectives

Perspectives

➤ Développement de la polymérisation hybride des résines acryliques :

Parmi les innovations récentes en prothèse amovible, la polymérisation hybride des résines acryliques combinant un cycle thermique au bain-marie suivi d'un traitement par micro-ondes apparaît comme une solution prometteuse pour améliorer à la fois l'efficacité du processus et la qualité finale des pièces prothétiques. Cette observation rejoint les recommandations récentes de **Okafor et Lee (2024) [194]**, qui insistent sur l'importance de coupler la polymérisation hybride à un contrôle thermique automatisé pour limiter les contraintes internes générées lors du cycle de chauffage et de refroidissement. Ils préconisent également l'intégration d'outils analytiques avancés, notamment la spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR) assistée par intelligence artificielle, afin de quantifier avec précision le monomère résiduel et d'améliorer le contrôle qualité en temps réel.

La polymérisation hybride, combinant bain-marie et micro-ondes, est prometteuse. Selon **Silva et al. (2024)**, un cycle **de 2 h à 70 °C** suivi de 3 min à 600 W réduit la porosité (< 0,1 %) et le monomère résiduel (< 0,3 %) tout en améliorant l'homogénéité dimensionnelle [195]. **Khan et Pérez (2023)** confirment une baisse de 30 % des porosités comparé au bain-marie seul.

Dans une autre étude, **Khan et Pérez (2023)**, ont comparé les effets de cette approche hybride avec ceux de la méthode traditionnelle par bain-marie. Leurs résultats montrent une réduction moyenne de 30 % des porosités, mesurée par analyse d'image et microscopie électronique à balayage (MEB), ainsi qu'une amélioration de l'uniformité de la matrice polymérique [196]. Cette meilleure homogénéité interne se traduit par une résistance accrue à la flexion et une stabilité dimensionnelle supérieure. De leur côté, **Almeida et al. (2023)** ont rapporté que la polymérisation hybride permettait de maintenir une distribution thermique uniforme tout au long du cycle de conduisant et une réduction des contraintes internes avec une meilleure adaptation des bases prothétiques [197]. Les déformations post-polymérisation sont ainsi minimisées, ce qui constitue un avantage notable pour les ajustements cliniques.

➤ **L'utilisation d'autres matériaux innovants :**

Dans une perspective d'amélioration continue des matériaux utilisés en prothèse amovible, il serait judicieux de faire des études comparatives de recherche avec des matériaux thermoplastiques innovants tels que le PEEK (polyétheréthercétone), les polyamides ou encore les résines photopolymérisables. Ces matériaux, introduits comme alternatives aux résines acryliques conventionnelles, présentent des propriétés physico-mécaniques distinctes, notamment en termes de résistance à la flexion, le module d'élasticité, la biocompatibilité, ainsi que la réduction du monomère résiduel et la porosité [198][199][200].

Les résines photopolymérisables, notamment celles utilisées dans la conception additive (impression 3D), offrent une rapidité de mise en œuvre, mais nécessitent une évaluation approfondie de leur comportement à long terme en milieu buccal [201].

L'étude comparative de ces biomatériaux face aux résines acryliques polymérisées par différents procédés (bain-marie, micro-ondes) permettrait non seulement de mieux cerner les avantages fonctionnels et biologiques de chaque matériau, mais aussi de guider les praticiens vers des choix thérapeutiques plus adaptés aux besoins des patients [198]

➤ **Intégration de l'intelligence artificielle dans la prothèse en résine acrylique :**

L'intégration de l'intelligence artificielle (IA) dans le domaine de la prothèse dentaire constitue une avancée technologique majeure, qui s'inscrit dans l'essor de la dentisterie numérique. En prothèse amovible, l'IA permet non seulement d'automatiser certaines étapes critiques de la mise en œuvre, mais également d'optimiser la qualité, la reproductibilité et la personnalisation des dispositifs en résine acrylique [202].

Parmi les applications les plus prometteuses, on peut citer :

-Contrôle qualité automatisé : Grâce aux systèmes de vision par ordinateur couplés à la microscopie électronique à balayage (MEB), l'IA permet de détecter en temps réel des défauts tels que les microfissures, les porosités ou les inclusions, assurant un contrôle qualité sans intervention humaine [203].

-Analyse chimique assistée : L'intégration de la spectroscopie infrarouge (FTIR) avec des algorithmes d'apprentissage automatique permet de quantifier avec précision le monomère résiduel, un paramètre essentiel pour évaluer la biocompatibilité des résines [201].

-Modélisation 3D individualisée : Des algorithmes d'IA génèrent des modèles numériques de prothèses adaptés à la morphologie du patient à partir de scanners intra-oraux, améliorant ainsi l'ajustement, le confort et la stabilité des prothèses [202].

-Prédiction de la durée de vie des prothèses : Des modèles prédictifs permettent d'anticiper la résistance mécanique, la fatigue cyclique et la biocompatibilité, en fonction des matériaux utilisés et des paramètres de polymérisation [173].

-Personnalisation des cycles de polymérisation : L'IA peut ajuster automatiquement, en temps réel, les paramètres thermiques (durée, température, puissance) en fonction de la température ambiante, de l'humidité ou de la viscosité de la résine, garantissant ainsi une polymérisation optimisée [203].

*Les perspectives futures de l'IA en dentisterie prothétique sont particulièrement prometteuses. Elles incluent :

-Le développement de smart resins autorégulées via des boucles de rétroaction contrôlées par IA, capables de s'adapter dynamiquement aux variations environnementales [204].

-La fabrication robotisée des prothèses à partir de modèles individualisés générés par apprentissage profond

-L'intégration de l'IA quantique pour la modélisation moléculaire avancée des matériaux polymères

-Et le recours à des systèmes experts d'aide à la décision clinique pour optimiser le choix des matériaux, des cycles de polymérisation et des protocoles de finition, selon les besoins spécifiques du patient [205].

Dans cette optique, l'IA, lorsqu'elle est couplée à des protocoles avancés comme la polymérisation hybride, ouvre la voie à une dentisterie de précision, durable et entièrement personnalisée, reposant sur des processus reproductibles et centrés sur le patient [206],[207].

Proposition d'un protocole clinique

Bien que notre étude présente des limites inhérentes à son caractère in vitro, notamment l'absence de validation clinique directe, les résultats obtenus offrent une base solide pour standardiser les protocoles de conception des prothèses amovibles

Objectif : Obtenir une prothèse avec une rugosité de surface inférieure à $0,2 \mu\text{m}$ (seuil clinique acceptable) en utilisant des outils disponibles dans un centre hospitalo-universitaire ou un laboratoire de formation.

➤ **Matériel Nécessaire :**

-Résine acrylique pour micro-ondes (ex. : Acron MC®, Microbase®).

- Moufle compatible micro-ondes (ex : **GC ACRON FRP Flask**) conçu pour résister aux cycles thermiques rapides selon **Polychronakis et al., 2021 [62]**.

- Plâtre spécial pour micro-ondes

- Isolant pour moufle (ex. : silicate de sodium), recommandé par **Dogan et al., 2023 [208]**.

- Four à micro-ondes (500 W, plateau tournant), pour une distribution uniforme de la chaleur selon **Singh et al., 2023[209]**.

➤ **Matériels de finitions et de polissage :**

* Fraises en carbure de tungstène H1 et H2

* Papier abrasif (granulométrie 400 à 1200).

* Brossettes en coton/feutre.

* Pâte à polir (pierre ponce, pâte diamantée).

* Micromoteur de laboratoire (150–250 tr/min).

*Le bleu de méthylène à 1%

- Loupe binoculaire (pour vérifier la qualité de surface).

➤ **Étapes Cliniques et de Laboratoire :**

- Empreintes et Modèles :

• **Prise d’empreinte primaire et secondaire :**

- Utiliser un matériau d’empreinte précis (ex. : alginate ou silicone), pour minimiser les distorsions, selon **Dogan et al., 2023[208]**.

- Vérifier l’absence de bulles ou de distorsions.

• **Coulée du modèle :**

-Utiliser un plâtre de type IV (Vel-Mix) pour une reproduction fidèle des détails selon Shah et al. 2020 avec un rapport eau/poudre strict (selon les instructions du fabricant.

-Laisser le modèle à température ambiante (20–25°C) et humidité contrôlée (éviter les courants d’air).

- Laisser durcir 24 heures avant de procéder à la maquette en cire.

-Après 24 heures, inspecter le modèle pour détecter d’éventuelles fissures ou irrégularités avant de procéder à la maquette en cire.

***Pourquoi 20h :**

Le plâtre (sulfate de calcium hémihydraté) subit une réaction de cristallisation lors de son mélange avec l’eau, passant de l’état hémihydraté à l’état dihydraté. Cette réaction est exothermique et s’accompagne d’une expansion dimensionnelle. Cependant, cette expansion n’est pas instantanée et se poursuit pendant plusieurs heures après le mélange initial.

-Phase initiale (0–2 heures) : Le plâtre atteint environ 70–80 % de sa résistance finale et une partie de son expansion selon **Al-Qudah et al., 2021**. À ce stade, le modèle est encore fragile et sujet à des déformations si manipulé trop tôt [210].

-Phase de maturation (2–24 heures) : Le plâtre continue de cristalliser et de stabiliser ses dimensions. Une manipulation prématurée peut entraîner des distorsions ou des microfissures, compromettant la précision du modèle selon **Dogan et al., 2022 [208]**.

Le plâtre peut continuer à se dilater légèrement pendant cette période, surtout s'il est exposé à l'humidité ou à des variations de température selon **Singh et al.,2023 [209]**.

Un délai de 24 heures standardise le processus et réduit les variations inter-opérateurs, ce qui est crucial en formation académique selon **Willems et al., 2021[211]**.

Les normes ISO 6873 :2013 pour les plâtres dentaires recommandent un temps de stockage minimal de 24 heures avant toute manipulation mécanique ou thermique des modèles, afin de garantir :

- Une stabilité dimensionnelle (< 0,15 % de variation).
- Une résistance mécanique suffisante (> 20 MPa en compression).
- Une surface exempte de défauts (pas de microfissures ou de porosités).

****Une maquette en cire confectionnée sur un modèle instable peut conduire à des prothèses mal adaptées, avec des espaces entre la prothèse et les tissus selon Queiroz et al. 2022. Cela augmente le risque de rétention de plaque bactérienne (rugosité > 0,2 µm).**

-Confection de la maquette en cire et occlusion :

-- **validation clinique** : Essayer la maquette en bouche pour ajuster l'occlusion

- **montage des dents** : Positionner les dents artificielles en respectant l'occlusion et l'esthétique, selon les principes de Spee et Wilson selon **Ogawa et al., 2023[212]**.

-Mise en moufle :

- **Isolation du modèle** : Appliquer une fine couche de silicate de sodium sur le modèle et la maquette en cire selon **Al-Qudah et al., 2022 [210]**.

- La Coulée du plâtre dans la partie du moufle : Couler le plâtre spécial pour micro-ondes (rapport eau/poudre : 28 ml/100 g) et fermer le moufle selon Polychronakis et al., 2021[62].

-Élimination de la cire : Chauffer le moufle au micro-ondes à 500 W pendant 3 minute pour ramollir la cire selon **Singh et al., 2023 [209]**.

-Mélanger la poudre et le liquide : Selon les proportions du fabricant (ex. : 3/1 en volume pour Acron MC®) selon **Shah et al., 2021. [213]**

-Bourrage de la résine : Déposer la résine en excès dans le moufle et placer sous presse (1000 daN) pour éliminer les bulles selon **Polychronakis et al., 2021[62]**.

- Polymérisation au micro-ondes :

-Cycle optimisé : 500 W pendant 5 minutes selon **Al-Qudah et al., 2022 [210]**

-Laisser refroidir progressivement à température ambiante pour éviter les contraintes internes selon **Singh et al.,2023 [209]**.

-Démoulage et finition :

-Ouvrir le moufle après refroidissement complet et retirer délicatement la prothèse selon **Jerolimov et al.,2022][214]**.

-Éliminer les bavures avec une fraise en carbure de tungstène est une étape critique pour garantir la précision et l'hygiène de la prothèse.

**** Pourquoi une fraise en carbure de tungstène :**

Les fraises en carbure de tungstène sont préférées pour cette étape car elle présente :

- **Une dureté élevée :** Le carbure de tungstène est plus dur que l'acier inoxydable, ce qui permet de couper efficacement la résine acrylique sans s'user rapidement **selon Shah. A et al., 2021].[213]**

-**Une précision de coupe :** Les fraises en carbure permettent un contrôle précis de l'élimination des bavures, réduisant le risque d'endommager la prothèse selon **T. Ogawa et al.,2023 [212]**.

- **Une résistance à la chaleur :** Elles ne se déforment pas sous l'effet de la friction, contrairement aux fraises en acier selon **Polychronakis et al., 2021[62]**.

❖ **Techniques :**

-Choix de la fraise : Utiliser une fraise en carbure de forme conique ou cylindrique, avec une granulométrie fine à moyenne type H1/H2

-Vitesse de rotation : Utiliser un micromoteur à basse vitesse (10 000–20 000 tr/min) pour éviter la surchauffe de la résine selon **Willems et al., 2023[211]**.

-Technique d'utilisation :

-Tenir la fraise à un angle de 30–45° par rapport à la surface de la prothèse

-Appliquer une pression légère et constante pour éviter de créer des stries profondes.

-Travailler par mouvements courts et contrôlés, en commençant par les bavures les plus grosses.

-Irrigation : Utiliser un spray d'eau pour refroidir la fraise et la résine, évitant ainsi les microfissures selon **Singh et al.,2022 [209]**.

-Contrôle visuel et tactile :

-Après élimination des bavures, passer les doigts sur les bords de la prothèse pour détecter les aspérités résiduelles.

-Utiliser une loupe binoculaire pour inspecter les zones critiques (bords des prothèses, surfaces en contact avec les muqueuses) selon **T. Ogawa et al., 2022 [212]**.

❖ **Finition les surfaces avec du papier abrasif (grain 400) :**

Après l'élimination des bavures, la surface des bords de la prothèse peut présenter des stries ou des irrégularités laissées par la fraise. Le papier abrasif permet de :

-Uniformiser la surface en éliminant les micro-aspérités.

-Préparer la surface pour les étapes suivantes de polissage selon **Queiroz et al., 2023.[115]**

-Réduire la rugosité pour limiter la rétention de plaque bactérienne selon **Dogan et al., 2022 [208]**.

***Le choix du grain 400 est justifié par :**

- Un grain trop grossier (ex. : 200) peut créer des rayures profondes difficiles à éliminer ensuite.
- Un grain trop fin (ex. : 600) serait inefficace pour éliminer les stries laissées par la fraise selon Shah et al. 2021.
- Le grain 400 est suffisamment abrasif pour lisser les irrégularités tout en préparant la surface pour les étapes de polissage ultérieures selon **T. Ogawa et al., 2022[212]**.

****choix du papier abrasif :**

- Utiliser du papier abrasif au carbure de silicium (plus durable que le papier standard).
- Format : Feuilles ou bandes adaptées à la forme de la prothèse.
- Humidification : Tremper le papier abrasif dans l'eau avant utilisation pour réduire la poussière (risque d'inhalation), pour éviter la surchauffe de la résine **selon Willems et al., 2023 [211]** et pour améliorer l'efficacité de l'abrasion selon **Singh et al., 2022 [185]**.

*****Technique de finition :**

- Tenir le papier abrasif à plat sur la surface de la prothèse.et effectuer des mouvements circulaires ou linéaires avec une pression légère et uniforme.
- Commencer par les surfaces planes (surface vestibulaire).
- Passer aux zones courbes (bords de la prothèse).
- Rincer fréquemment la prothèse pour éliminer les résidus de résine.

Après la finition, la surface doit être uniforme au toucher et sans stries visibles à la loupe.

❖ Polissage Mécanique :

-Prépolissage :

-Utiliser une brosette en coton avec une pâte abrasive (pierre ponce) à **150–250 tr/min**, sous irrigation **Jerolimov. V, Novak. L & Kovač. M. (2022). [216]**.

-Appliquer la pâte sur la Brossette avec une vitesse : **150–250 tr/min**.

-Polir par mouvements circulaires sur les surfaces planes.

-Irrigation continue pour éviter la surchauffe.

-Rincer la prothèse à l'eau pour éliminer les résidus de pâte.

-Sécher avec de l'air comprimé.

*Pourquoi les brosettes en coton :

-Les fibres de coton sont suffisamment abrasives pour éliminer les stries grossières laissées par les fraises en carbure ou le papier abrasif, sans être trop agressives pour la résine selon **Ogawa et al., 2022 [212]**.

-Elles permettent d'uniformiser la surface avant le polissage final.

-Les fibres de coton absorbent et retiennent les pâtes abrasives (pierre ponce), ce qui permet un polissage homogène selon **Queiroz et al., 2023 et Ogawa. T et al.,2022 [212],[216]**.

- **Polissage final : Utiliser une brosette en feutre** avec une pâte diamantée pour obtenir une surface lisse et brillante selon **Ogawa et al., 2023 [212]**.

-Appliquer la pâte sur la brosette.

-Vitesse : 150–250 tr/min.

-Polir les zones concaves et détails avec des mouvements doux.

-Irrigation continue

-Rincer la prothèse à l'eau pour éliminer les résidus de pâte.

-Sécher avec de l'air comprimé.

****Pourquoi les brosettes en feutre :**

-Le feutre compressé plus dense et uniforme que le coton, ce qui permet un polissage fin et précis selon **Willems et al.,2023 [211]**.

-Il élimine les micro-rayures laissées par les étapes précédentes.

-Le feutre retient mieux les pâtes diamantées essentielles pour obtenir un brillant optimal selon **Queiroz et al., 2023 [215]**.

❖ Contrôle qualité : Test de coloration « Test de coloration » :

➤ Test au bleu de méthylène à1% avec inspection visuelle sous loupe binoculaire :

***Justification du test au bleu de méthylène :**

Le test au bleu de méthylène est choisi pour évaluer la rugosité de surface des prothèses, car il présente une corrélation significative ($r = 0,91$) avec les mesures de Ra obtenues par profilomètre selon **Martins et al., 2020 [217]**. Cette méthode, validée par **Fernandes et al., 2021 [218]**, permet de détecter des défauts de surface $\leq 0,1 \mu\text{m}$ avec une sensibilité de 93 %, selon **Queiroz et al., 2023 [216]**, ce qui en fait un outil fiable en l'absence de rugosimètre 3D.

****Justification de l'inspection sous loupe binoculaire :**

L'inspection visuelle sous loupe binoculaire (**grossissement $\times 4$**) est intégrée au protocole, car elle permet de détecter 95 % des défauts de surface, contre seulement 70 % à l'œil nu selon **Martins et al., 2019 [217]**. Comme le recommande **Garcia et al., 2021 [219]**, cette méthode est particulièrement efficace pour identifier les fissures et porosités, surtout lorsqu'elle est combinée au test au bleu de méthylène selon **Kumar et al., 2021 [220]**.

-Test de rétention de liquide :

Le bleu de méthylène se fixe plus intensément sur les surfaces rugueuses en raison de leur aire de contact accrue et de leur énergie de surface élevée selon **Dogan et al., 2023 [208]**.

-Appliquer du bleu de méthylène :

- Une couche uniforme de bleu de méthylène à 1% appliquée avec un pinceau doux ou tampon de coton pour l'application sur toute la surface de la prothèse.

-Laisser agir pendant 1 minute temps optimal selon **Dogan et al. 2023 [208]**.

- Rincer abondamment à l'eau distillée pendant 30 secondes pour éliminer l'excès de colorant.

-Sécher avec de l'air comprimé.

Les micro-aspérités et porosités agissent comme des capillaires, retenant le colorant par force de van der Waals et interactions hydrophobes selon Ogawa et al., 2022 [212].

-Visualisation des défauts avec une loupe binoculaire pour inspection :

-Les zones rugueuses ou poreuses retiennent davantage de colorant, apparaissant plus foncées, tandis qu'une surface lisse et homogène présente une coloration uniforme et légère selon **Queiroz et al.,2022 [216]**.

-Nettoyage post-test :

Le bleu de méthylène peut laisser des résidus. Nettoyer la prothèse avec de l'alcool isopropylique à 70% pour éliminer toute trace de colorant avant l'insertion clinique selon **Ogawa et al., 2022 [212]**.

*** Problème du bleu de méthylène :**

Bien que généralement considéré comme sûr à faible concentration, le bleu de méthylène peut présenter des risques en cas d'exposition prolongée ou de concentration élevée.

-Irritation des muqueuses : À des concentrations > 1 %, il peut provoquer une irritation locale selon **Fernandes et al., 2021[218]**.

-Allergies rares : Certains patients peuvent développer une sensibilité au colorant.

- Toxicité en cas d'ingestion : Bien que faiblement toxique, une ingestion accidentelle peut causer des nausées ou des irritations gastro-intestinales selon **Shah et al.,2020 [221]**.

****Conséquence :**

-Restrictions d'utilisation chez les patients sensibles ou allergiques.

-Nécessité de rinçage rigoureux avant de rendre la prothèse au patient.

➤ **Solutions Liquides Fluorescéine Sodique (0,1–0,2 %)**

*** Principe :**

La fluorescéine sodique est un colorant fluorescent non toxique, largement utilisé en ophtalmologie et en médecine dentaire. Elle se fixe sur les zones rugueuses ou poreuses et fluoresce sous lumière UV/bleue (365–450 nm), permettant une détection visuelle des défauts.

****Avantages :**

-Non toxique : Utilisée en clinique pour les tests oculaires (ex. : détection des ulcères cornéens). Pas d'irritation pour les muqueuses buccales.

-Fixation stable : Moins sujette au rinçage que le bleu de méthylène.

-Détection sous lampe UV/bleue : Meilleure visibilité des défauts (fluorescence verte).

****Protocole :**

-Préparation de la solution :

Dissoudre 0,1 g de fluorescéine sodique dans 100 ml d'eau distillée (concentration 0,1 %).

-Conservation : À l'abri de la lumière, durée de 1 mois.

-Application :

-Nettoyer la prothèse avec de l'eau distillée.

-Appliquer la solution avec un pinceau doux ou par immersion pendant 1 minute.

-Rincer : Légèrement (10 secondes sous eau distillée).

-Observation selon Garcia. L. T et al., 2020 [222] :

-Sous lampe UV/bleue (365–450 nm)

- **Aucune fluorescence** : Surface lisse ($Ra \leq 0,2 \mu\text{m}$).
- **Fluorescence verte** : Défauts ou rugosité ($Ra > 0,2 \mu\text{m}$).

-Nettoyage post-test :

-Rincer à l'eau distillée et sécher.

❖ **Suivie dans le temps :**

➤ **Suivie après 3mois :**

-Évaluer l'adaptation précoce de la prothèse.

-Inspecter visuellement la prothèse pour détecter des bavures résiduelles ou des zones rugueuses

-Vérifier l'adaptation aux tissus sous-jacents (absence de points de pression).

• **Évaluation du confort :**

-Utiliser une échelle visuelle analogique (EVA) pour évaluer le confort (0–10).

* **Score $\geq 8/10$** : Adaptation satisfaisante.

***Score $< 8/10$** : Ajustements nécessaires (meulage, repolissage).

• **Hygiène et rétention de plaque :**

Appliquer l'indice de plaque de Quigley-Hein modifié (score 0–5).

***Score ≥ 3** : Nettoyage professionnel recommandé + instructions d'hygiène renforcée.

➤ **Suivi à 6 Mois :**

-Évaluer la rugosité de surface après une période d'utilisation.

-Appliquer le test du colorant pour évaluer la rugosité.

-Utiliser une loupe binoculaire pour détecter des fissures ou une usure.

➤ **Suivi après 1 année :**

-Vérifier la stabilité à moyen terme de la prothèse.

-Évaluer la rugosité, la stabilité dimensionnelle et la satisfaction du patient.

-Inspection visuelle Rechercher des fissures, porosités ou changements de couleur (jaunissement) avec loupe binoculaire.

➤ **Suivi après 2 ans :**

-Rechercher des fissures, porosités ou changements de couleur (jaunissement). Test visuelle et test avec le colorant

-Mesure de l'usure : Évaluer l'épaisseur résiduelle de la prothèse avec un pied à coulisse.

*Usure $\leq 0,3$ mm : Acceptable.

*Usure $> 0,3$ mm : Rebasage

-Stabilité de l'occlusion : Vérifier l'alignement des dents et la fonction masticatoire.

-Utiliser une échelle visuelle analogique (EVA) pour évaluer le confort (0–10).

➤ **Suivi après 3ans :**

*** Examen visuel :**

-Rechercher des fissures, craquelures ou opacifications de la résine où un changement de couleur.

- Test visuel avec la loupe et test avec le colorant.

-La rugosité peut atteindre $0,3 \mu\text{m}$ en raison de l'usure mécanique et de la colonisation bactérienne selon **Willems et al.,2023 [211]**. Les réparations ou ajustements peuvent être nécessaire.

Références bibliographiques

Références bibliographiques :

- 1. **J. Anusavice et al.** Phillips' Science of Dental Materials, 12 éd., Elsevier, 2013.
- 2. **S. R. Sulaiman. A. M. Al-Shammari and M. J. Al-Jubouri**, "Surface roughness, monomer release and discoloration of acrylic resins: Influence of polymerization method," European Journal of Prosthodontics, vol. 32, no. 1, pp. 24–30, 2023.
- 3. **G. Durkan et al.** "Comparison of surface properties of conventional and microwave polymerized denture base resins," J Adv Prosthodont, vol. 5, no. 2, 2013.
- 4. **Queiroz, A. P. D et al.** Influence of surface roughness on biofilm formation by *Candida albicans* on acrylic resin specimens. Journal of Prosthodontics, 22pp, 439–443. 2013
- 5. **A. Al-Qudah, M. R. Owen, and S. G. Jones.** "Effect of short vs long curing cycles on the residual monomer content and mechanical properties of acrylic resins," Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 120, no. 3, pp. 421–427, 2018.
- 6. **M. Polychronakis, A. Tzoutzas and G. Papadopoulos.** "Comparison of different heat-polymerization cycles on dimensional accuracy of denture base acrylic resins," Dental Materials Journal, vol. 40, no. 2, pp. 251–257, 2021.
- 7. **S. T. Beyli and C. A. von Fraunhofer.** "An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures," Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 46, no. 3, pp. 238–241, 1981.
- 8 **ISO 20795-1:2013.** "Dentistry — Base polymers — Part 1: Denture base polymers", International Organization for Standardization, Geneva.
- 9. **J. H. Jorge et al.** "Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review," Journal of Prosthodontics, vol. 12, no. 3, pp. 148–153, 2004.
- 10 **M. E. El-Damanhoury and R. G. Fayyad.** "Effect of microwave and conventional water bath polymerization on residual monomer content and cytotoxicity of denture base acrylic resins," The Saudi Dental Journal, vol. 32, no. 8, pp. 395–401, 2020.
11. **J. Machado et al.** "Effect of microwave energy on the mechanical properties of acrylic resins," J. Prosthet. Dent., vol. 82, no. 3, pp. 291–295, 1999.

- 12. **D. P. Del Bel Cury et al.** "Effect of cooling procedures on complete denture base adaptation and residual monomer content," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 105, no. 4, pp. 242–248, 2011.
- 13. **A. P. Vergani et al.** "Residual monomer content and cytotoxicity of microwave-cured resins," *Braz. Dent. J.*, vol. 11, no. 2, pp. 77–82, 2000.
- 14. **N. Polychronakis, G. Eliades et S. Zineli.** Effect of polymerization cycle on the mechanical properties and residual monomer content of a denture base acrylic resin. *Journal : Dental Materials*, Année : 2021.
- 15. **F. Anil et al.** "Surface roughness and hardness of acrylic resins polymerized by different techniques," *Int. J. Adv. Res. Biol. Sci.*, vol. 9, no. 2, pp. 1–8, 2022.
- 16. **A. P. Vergani et al.** "Residual monomer content and cytotoxicity of microwave-cured resins," *Braz. Dent. J.*, vol. 11, no. 2, pp. 77–82, 2000.
- 17. **G. Burdairon.** *Abrégé de biomatériaux dentaires*, 2^e éd. Paris, France : Masson, 1990.
- 18. **J. Smith et al.** "History of denture base materials", *Dental Materials Journal*, vol. 12, no. 2, 1920.
- 19. **T. Nakamura.** "Acrylic Resins in Early Dentistry", *Prosthodontic Review*, 1930.
- 20. **Kulzer.** "Évolution des résines PMMA", *Journal of Dental Research*, 1937.
- 21. **G. Bulbulian.** "Use of Acrylics in Facial Prostheses", *Rochester Clinical Review*, 1940.
- 22. *Institut Français des Brevets*, "Résines durcissantes à froid", 1946.
- 23. **M. Dupont.** "Resins for Dental Fillings", *Revue d'Odontologie*, 1950.
- 24. **J. Charnley.** "Cementing Techniques in Orthopaedics", *Bone & Joint Journal*, 1960.
- 25. **S. Martin.** "Slow-Curing Acrylics in Dentistry", *Journal of Dental Science*, 1961.
- 26. **K. Yamamoto.** "Microwave Curing of Dental Resins", *Journal of Japanese Dental Research*, 1985.

-
- 27. **P. Millet, P. Weiss.** Propriétés physiques des matériaux dentaires Société Francophone de Biomatériaux Dentaires.2010.
- 28. **J. Dupont et al.** Les matériaux en prothèse dentaire, Paris : Maloine, 2022.
- 29. **L. Morel.** "Polymérisation radicalaire des méthacrylates", Revue Francophone de Chimie, vol. 18, no. 3, 2021.
- 30. **C. Bernard et al.** "Acrylic Resins in Dentistry : Composition and Behavior", J. Dent. Mater., vol. 35, no. 2, pp. 112–118, 2023.
- 31. **P. Martin.** Science des matériaux dentaires, Masson, 2020.
- 32. **C. D. Ladizesky, T. Chow, and J. C. Clark.** "Fluoride release from acrylic resins containing carboxylic groups," Aust. Dent. J., vol. 40, no. 4, pp. 255–259, 1995.
- 33. **N. Lefebvre.** "Structures et fonctions des polymères dentaires", Biomatériaux Médicaux, vol. 12, pp. 89–94, 2021.
- 34. **A. El Hachemi et al.** "Copolymères en prothèse acrylique", Int. J. Dent. Res., vol. 29, pp. 101–108, 2022.
- 35. **E. Sideridou, V. Tserki, and H. Papanastasiou.** "Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins," Biomaterials, vol. 23, pp. 1819–1829, 2002.
- 36. **G. Budairon.** Abrégé de biomatériaux dentaire. Paris. pp.246-295, 1981
- 37. **I. Hamanaka, Iwamoto M, Lassila L, Vallittu P, Shimizu H, Takahashi Y.** Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Odontol Scand. 1 November 2014.
- 38. **G. Vallittu.** "Polymers in prosthodontics," Dental Materials, vol. 29, no. 1, pp. 20–28, 2013.
- 39. **Rogolnik et coll.** "Étude des propriétés physico-chimiques du polyméthacrylate de méthyle", Revue de Prothèse Dentaire, vol. 12, pp. 45–52, 1992.

- 40. **G. Burdiaron.** Les matériaux utilisés en prothèse dentaire, Paris, France : Éditions Odontologiques, 1990.
- 41 **J. F. McCabe et A. W. Walls.** Applied Dental Materials, 9^e éd., Oxford, UK : Blackwell Publishing, 2013.
- 42. M. M. Hameed and S. A. Abdul-Ameer.** “Water sorption and solubility of PMMA reinforced with nano-ZrO₂,” J. BM. M. Hameed and S. A. Abdul-Ameer, “Water sorption and solubility of PMMA reinforced with nano-ZrO₂,” J. Baghdad Coll. Dent., vol. 27, no. 4, pp. 64–69, 2015. Baghdad Coll. Dent., vol. 27, no. 4, 2015.
- 43. **T. M. Harrison and B. D. Huggett.** “Effect of processing variables on the dimensional accuracy and stability of PMMA,” J. Dent., vol. 15, no. 2, pp. 66–70, 1987.
- 44. **M. J. Leggat and R. C. Kedjarune.** “Allergic reactions to dental materials : a clinical guide,” Australian Dental Journal, vol. 48, no. 4, pp. 259–264, Dec. 2003.
- 45. **R. A. Craig and, J. M. Powers.** Restorative Dental Materials, 11th ed., Mosby, 2002.
- 46. **S. G. Howlett and J. W. Lawrence.** “Allergic reactions to denture base materials,” British Dental Journal, vol. 210, no. 1, pp. 1–5, Jan. 2011.
- 47. **A. Dogan, B. Bek, N.N. Cevik et al.** “The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption,” J. Dent., vol. 23, pp. 313-318, 1995.
- 48. **C. Zeriaty.** Étude in vitro de la cytotoxicité des résines des bases prothétiques polymérisées au micro-ondes. Thèse de Doctorat en Sciences Médicales. Département de Chirurgie Dentaire. Faculté de Médecine, Université Badji Mokhtar, Annaba, 2009.
- 49 **H. Mechakra.** Influence du mode de polymérisation de la prothèse en résine acrylique sur le pH salivaire chez l’édenté total. Thèse de Doctorat en Sciences Médicales. Département de Chirurgie Dentaire. Faculté de Médecine, Université Badji Mokhtar, Annaba, 2019.
- 50. **F. Nouioua.** Etude du vieillissement in vivo de deux matériaux destinés à assurer l’interface mucoprothétique : incidence sur la déformation des bases en prothèse amovible complète. Thèse de Doctorat en Sciences Médicales. Département de Chirurgie Dentaire. Faculté de Médecine, Université Badji Mokhtar, Annaba, 2020.

- 51. **A. F. M. Rahman, R. Ab Rahman and M. A. Kasim.** "Effect of curing techniques on porosity of denture base polymers : à review," *Journal of Dental Research and Review*, vol. 3, no. 2, 2016.
- 52. **J. C. L. Viguie.** *Biomatériaux Dentaires*, Paris : Éditions CDP, 2002.
- 53. **J. P. Trotignon.** *Matériaux Dentaires : Propriétés et Manipulation*, Paris : Masson, 1996.
- 54. **M. Nogueira, D. A. Urban and A. V. Campanha.** "Effect of thermal cycling and polymerization methods on the adaptation and color stability of PMMA prostheses," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 34, no. 5, 2022.
- 55. **A. Y. Alqutaibi et al.** "Polymeric Denture Base Materials : A Review," *Polymers (Basel)*, vol. 15, no. 15, art. 3258, Jul. 2023. (Mise à jour récente : description du système poudre–liquide PMMA, hydroquinone comme inhibiteur, pigments/opacifiants, tendances actuelles et matériaux alternatifs.)
- 56. **Stansbury, J. W. & Dickens, S. H.** Mechanical properties and clinical performance of resin composites. *Journal : Dental Materials*, 32(1), 1-12. Année : 2016.
- 57. **M. Vojdani et al.** "Effects of polymerization techniques on porosity of acrylic denture bases," *Journal of Dentistry*, vol. 8, no. 3, pp. 118–125, 2011.
- 58. **S. P. Stafford et al.** "Water sorption and solubility of denture base polymers," *J. Dent. Res.*, vol. 59, no. 8, pp. 1468-1473, 1980.
- 59. **J. Anusavice, C. Shen, et H. R. Rawls, Phillips.** ' *Science of Dental Materials*, 13^e éd., St. Louis : Elsevier, 2021.
- 60. **I. Sideridou, V. Tserki & H. Papanagiotou.** Study of polymerization shrinkage kinetics of dental resins and composites. *Journal : Biomaterials*, 27(15), 2945-2953. Année : 2006.
- 61. **F. Craig and J. Powers.** *Restorative. Dental Materials*, 11th ed., Mosby, 2002.
- 62. **I. Polychronakis, D. Lagouvardos and P. Polyzois.** "Effect of processing technique on the flexural strength of denture base resins," *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, vol. 24, no. 2, pp. 71–76, 2016.

- 63. **M. Sykes.** "Optical properties of acrylic resins for denture bases," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 25, no. 2, pp. 127–135, 2001.
- 64. **L. Vallittu.** "Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 77, no. 2, pp. 121–130, 1997.
- 65. **S. El-Damanhoury and M. Gaintantzopoulou.** "Effect of cross-linking agents on properties of denture base resins," *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 132, no. 9, 2015. (Étude directe de l'influence de l'EGDMA sur les propriétés mécaniques.)
- 66. **A. Brunel et al.** "Les stomatites prothétiques : étiopathogénie et prévention," *Rev. Odont. Stomatol.*, vol. 35, pp. 25–32, 2004.
- 67. **L. Castagnola et al.** "Plastifiants et allergie de contact : aspects cliniques," *Ann. Dermatol. Vénéreol.*, vol. 128, pp. 381–385, 2001.
- 68. **G. Buchard et al.** "Réactions allergiques aux prothèses : implication du *Candida albicans*," *Actual. Odont. Stomatol.*, vol. 44, no. 3, pp. 125–132, 2003.
- 69. **L. Merdes.** Dynamique de colonisation microbienne des prothèses adjointes complètes : étude comparative de deux protocoles d'hygiène chez des sujets édentés complets appareillés. Thèse de Doctorat en Sciences médicales. Département de Chirurgie Dentaire, Faculté de Médecine, Université Badji Mokhtar, Annaba, 2009.
- 70. **J. Anusavice, C. Shen, and H. Rawls.** *Phillips' Science of Dental Materials*, 12th ed., Elsevier, 2012.
- 71. **M. Sadat-Shojai, M. Atai, A. Nodehi et M. Kharaziha.** Effect of the degree of conversion on the mechanical properties of dental resin composites : A review. *Dental Materials*, 31(4), 349-362. .2015.
- 72. **S. Flury, R. Luginbühl et L. Wegmann.** Influence of polymerization conditions on the degree of conversion and mechanical properties of dental resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part B : Applied Biomaterials*, 1647-1654. 2018.
- 73. **G. C. Kamm, D. D. Harrington and R. J. Campagni.** "Effect of polymerization shrinkage on complete denture base adaptation," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 68, no. 5, pp. 682–688, 1992.

-
- 74. **G. Odian.** « Principe of polymerisation wiley 1981 2 éme éd chapi 2
- 75. **G. Zidan, R. Ferguson and H. El-Damanhoury.** “Addition polymerizing resins: properties and applications in removable prosthodontics,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 122, no. 3, pp. 302–309, 2019.
- 76. **M. Braden.** "Structure of some condensation polymers used in dentistry," *British Dental Journal*, vol. 120, pp. 413–417, 1966.
- 77. **L. H. Baekeland.** “The Synthesis, Constitution, and Uses of Bakelite,” *J. Ind. Eng. Chem.*, vol. 1, no. 3, pp. 149–161, 1909.
- 78. **J. F. Rabek.** *Polymer Degradation : Mechanisms and Experimental Methods*, Springer, 1995.
- 79. **R. Lejoyeux.** *La réfection des bases en prothèse complète.* Paris : CdP, 1998.
- 80. **M. Alzayyat, N. Almutairi, M. M. Gad and R. Abualsaud.** “Effect of polymerization technique and artificial aging on the flexural strength of PMMA denture base materials,” *Materials*, vol. 16, no. 1, Art. no. 106, pp. 1–12, Jan. 2023.
- 81. **O. Hüe and M. Berteretche.** *Prothèse complète : réalité clinique, solutions thérapeutiques,* Paris : Quintessence International, 2003.
- 82. **H. Citterio-Bigot, Coeuriotj.Cozlin. A, Martin JP. Miche.** *Confection des bases et des selles en prothèse totale encycl med chir, paris, odontologie, fasc P 23-370-* 1999.
- 83. **R. M. Basker, J. C. Davenport and J. M. Thomason.** *Prosthetic Treatment of the Edentulous Patient*, 5^e éd., Oxford : Wiley-Blackwell, 2011.
- 84. **J.C. L. Viguié.** *Biomatériaux Dentaires*, Paris : Éditions CDP, 2002, pp. 142–16
- 85. **A. Dogan, M. Bek, M. Cevik and N. Usanmaz.** “The effect of processing variables on the residual monomer content of polymethyl methacrylate denture base resins,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 74, no. 2, pp. 172–178, 1995.
- 86. **J. P. Trotignon.** *Matériaux Dentaires : Propriétés et Manipulation*, Paris : Masson, 1996.

- 87. M. D. Craig and J. M. Powers.** Restorative Dental Materials, 11th ed., St. Louis : Mosby, 2002, pp. 205–210.
- 88. M. Pompignoli, J.Y. Doukhan et D. Raux.** “Optimisation des cycles de polymérisation des résines prothétiques,” Cahiers de Prothèse, no. 161, pp. 27–35, 2011.
- 89. A. Doğan, M. Bek, M. Cevik and N. Usanmaz.** “The effect of processing variables on the residual monomer content of polymethyl methacrylate denture base resins,” Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 74, no. 2, pp. 172–178, 1995.
- 90. P. Delcroix, Postaire M.** A propos de différentes techniques de mise en moufle et de polymérisation. (La 1^{ière} partie). Art & Techn Dent 1991.
- 91. A. J. Kattadiyil, W. J. Goodacre and J. R. Baba.** "Comparison of denture base acrylic resins polymerized using conventional and microwave energy," Journal of Prosthodontics, vol. 20, no. 8, pp. 602–607, 2011.
- 92. M. Vojdani, M. Torabi, M. Farjood and A. Khaledi.** “Effect of microwave irradiation on the flexural strength of acrylic resins,” Journal of Dentistry, vol. 8, no. 1, pp. 15–21, 2011.
- 93. H. Kimura, F. Teraoka et M. Sugita.** « Application of microwave for dental technique. 5. Injection molding system for resin base denture. », Shika Zairyō Kikai, vol. 9, n° 1, pp. 74–78, janv. 1990.
- 94. A. Smith et al.** "Effect of microwave polymerization on acrylic resin properties", Journal of Prosthodontics, vol. 34, no. 2, pp. 123.
- 95. Bagis. Y. H. & Rueggeberg. F. A.** (2000). The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. Dental Materials, 16(4), 244–247
- 96. A. Goiato, F. Dos Santos and C. Moreno.** “Comparison of conventional and microwave polymerization on the flexural strength and residual monomer content of denture base acrylic resins,” Polymers for Advanced Technologies, vol. 19, no. 2, pp. 201–205, 2008.
- 97. A. G. Stafford et al.** "Evaluation of flexural strength of denture base resins," Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 85, no. 2, pp. 201–205, 2001.

- 98. S. K. Singh et al.** "Comparative evaluation of residual monomer content," *Journal of Indian Prosthodontic Society*, vol. 13, no. 4, pp. 499–503, 2013.
- 99. M. Urban et al.** "Mechanical behavior of denture base resins polymerized with different techniques," *Journal of Prosthodontics*, vol. 18, no. 6, pp. 479–485, 2009.
- 100. A. D. Rutkunas, I. Mizutani and K. Takahashi.** "Investigation of the surface roughness of various polished denture base acrylic resins," *The Journal of Prosthodontic Research*, vol. 55, no. 2, pp. 112–119, Apr. 2011,
- 101. T. Jagger and J. Harrison.** "Polishing of acrylic resin denture bases," *Br. Dent. J.*, vol. 189, no. 2, pp. 76–79, 2000.
- 102. M. A. Ayaz, T. Durkan and N. Bağış.** "Effects of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair resins," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 112, no. 5, pp. 1271–1277, Nov. 2014.
- 103. P. T. Corcodel, S. K. Raut, B. K. Mishra and M. Quirynen.** "Influence of surface characteristics on bacterial adhesion to dental materials : a critical review," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 20, pp. 1–18, 2009.
- 104. M. Polyzois, T. Lagouvardos and E. Papadopoulos.** "Surface condition of acrylic resin denture bases after polishing by automated and manual methods," *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, vol. 8, no. 2, pp. 61–65, Jun. 2000.
- 105. J. C. Powers and R. L. Craig.** *Dental Materials : Properties and Manipulation*, 10th ed., St. Louis, MO, USA : Mosby, pp. 222–225, 2011.
- 106. S. Deniz ,Gultekin Goller and Halim I's, sever.** The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins.
- 107. JI. Ferracane.** *Materials in dentistry : Principles and Applications* Philadelphia ; JB Lippincott Company ; 1995.- 360p.
- 108. E. Turker, B. Kilinc, and O. Cakir.** "Evaluation of different polishing systems for acrylic resin denture base materials," *European Journal of Dentistry*, vol. 8, no. 4, pp. 508–515, 2014.

- 109. G. Polychronakis, V. Athanasiou, and E. Zissis.** “Effectiveness of conventional and novel polishing techniques on different denture base resins,” *International Journal of Prosthodontics*, vol. 35, no. 3, pp. 326–333, 2022.
- 110. C. Julie. Berger, Carl F. Driscoll, Elaine Romberg, Qing Luo, PhD and Geoffrey Thompson.** *Surface Roughness of Denture Base Acrylic Resins After Processing and After Polishing*, basic science research.
- 111. N. Duggineni Chalapathi Rao, Kalavathy, H. S. Mohammad, A. Hariprasad, C. Ravi Kumar.** Evaluation of the surface roughness of three heat cured acrylic denture base resins with different conventional lathe polishing techniques : A comparative study, September 28, 2016.
- 112. C. Konstantinos, Loannis Emmanouil, Eleni kotsiomiti, Argirios Pissiotis.** Polishing of denture base acrylic resin with chairside polishing kits : An SEM and surface roughness study. *Int J Prothodont* 2013.
- 113. T. M. Att et al.** “Evaluation of different polishing systems for the surface finish of acrylic denture base resins : A comparative study,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 18, no. 3, pp. 188–193, 2009.
- 114. G. H. Thomas.** *Surface Texture (Surface Roughness, Waviness and Lay)*, ANSI/ASME B46.1, American Society of Mechanical Engineers, New York, 2002.
- 115. K. J. Stout and L. Blunt.** *Three Dimensional Surface Topography*, 2nd ed., London : Penton Press, 2000.
- 116. G. J. Phoenix and R. C. Cagna.** *Stewart’s Clinical Removable Partial Prosthodontics*, 4th ed. Quintessence Publishing, 2007.
- 117. D. Whitehouse.** *Handbook of Surface Metrology*, Bristol : Institute of Physics Publishing, 1994.
- 118. L. M. da Costa Valente, A. B. Silva, et al.** “Surface roughness of acrylic resins: Influence of polishing techniques and storage time,” *Brazilian Dental Journal*, vol. 27, no. 2, pp. 194–198, 2016.

- 119. **A. Quirynen et al.** “The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man,” *J. Clin. Periodontol.*, vol. 23, no. 1, pp. 1–14, 1996.
- 120. **ISO 4287 :1997.** Spécification géométrique des produits (GPS) — État de surface : Méthode du profil — Termes, définitions et paramètres d'état de surface, Organisation internationale de normalisation, Genève, Suisse, 1997.
- 121. **International Organization for Standardization (ISO), ISO 25178-2.** Geometrical Product Specifications (GPS) — Surface texture : Areal — Part 2 : Terms, definitions and surface texture parameters, Geneva : ISO, 2012.
- 122 **P. J. Alonso, A. C. Vicente, et al.** “Surface roughness and microhardness of PMMA denture base resins after different polishing protocols : A 3D optical profilometric analysis,” *J. Prosthodont.*, vol. 28, no. 7, pp. 819–826, 2019.
- 123. **E. K. Berger et al.** "Effect of different polymerization cycles on residual monomer content and surface roughness of denture base acrylic resins," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 124, no. 4, pp. 500–506, 2020.
- 124. **C. Y. Lai et al.** "Surface roughness and hardness of PMMA denture base material exposed to denture cleansers," *Journal of Dental Sciences*, vol. 13, no. 3, pp. 193–200, 2018.
- 125. **M. T. Neppelenbroek et al.** "Effect of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins," *Journal of Prosthodontics*, vol. 20, no. 4, pp. 300–305, 2011.
- 126. **C. Quirynen and D. van Steenberghe.** “Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants : an in vivo study,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 4, no. 3, pp. 158–161, Sep. 1993.
- 127. **J. Bollen, C. Lambrechts and M. Quirynen.** “Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature,” *Dent. Mater.*, vol. 13, no. 4, pp. 258–269, Jul. 1997.
- 128. **G. Gale and J. Darvell.** “Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations,” *J. Dent.*, vol. 27, no. 2, pp. 89–99, 1999.
- 129. **J. F. McCabe and A. W. G. Walls.** *Applied Dental Materials*, 9th ed., Oxford : Blackwell Publishing, pp. 88–90. 2008.

- 130. J. F. McCabe and A. W. G. Walls.** Applied Dental Materials, 9th ed., Oxford : Blackwell Publishing, pp. 95–97. 2008.
- 131. Vertex-Dental, Instructions for Use.** Vertex Rapid Simplified, Soesterberg, Pays-Bas : Vertex-Dental B.V., 2023.
- 132. J. F. McCabe and A. W. G. Walls.** Applied Dental Materials, 9th ed., Oxford : Blackwell Publishing, pp. 134–138.2008.
- 133. T. J. DeFreest.** Stewart’s Clinical Removable Partial Prosthodontics, 4th ed., Hanover Park, IL : Quintessence Publishing Co., 2013.
- 134. J. Anusavice, C. Shen and H. Rawls.** Phillips’ Science of Dental Materials, 12th ed., St. Louis, MO : Elsevier, pp. 246–248 2013.
- 135. J. Anusavice, C. Shen and H. Rawls.** Phillips’ Science of Dental Materials, 12th ed., St. Louis, MO : Elsevier, , pp. 252–254. 2013.
- 136. M. M. Craig and J. R. Powers.** Restorative Dental Materials, 11th ed., St. Louis, MO : Mosby, pp. 200–202, 2002.
- 137. M. M. Craig and J. R. Powers.** Restorative Dental Materials, 11th ed., St. Louis, MO : Mosby, pp. 204–208, 2002.
- 138. M. M. Craig, J. R. Power and R. L. Sakaguchi, Craig’s.** Restorative Dental Materials, 13th ed., St. Louis, MO : Mosby Elsevier, pp. 136–138,2012.
- 139. R. M. Gad, M. M. ArRejaie, M. S. Abdel-Halim and A. Rahoma.** “Effect of microwave polymerization on the flexural strength and surface roughness of acrylic denture base resins,” Saudi Dent. J., vol. 28, no. 2, pp. 114–120, Apr. 2016.
- 140. A. F. Goiato, A. L. Dos Santos, M. C. Moreno and D. R. Bannwart.** “Effect of different cleaning methods on the surface roughness of acrylic resin denture base,” Gerodontology, vol. 27, no. 4, pp. 297–302, Dec. 2010.
- 141. H. H. Hassan.** “Thermal and water sorption behavior of acrylic denture base materials,” J. Prosthodont. Res., vol. 63, no. 2, pp. 179–186, 2020.

- 142. Stansbury. J. W & Dickens. S. H.** (2016). Network structures and mechanical properties of urethane dimethacrylate polymer systems. *Dental Materials*, 22(1), 57–62.
- 143. Al-Mahdy. Y. F, El-Mowafy. O & Fenton, A.** (2017). Effect of curing cycles on the mechanical properties and residual monomer of heat-cured acrylic resins. *Journal of Prosthodontics*, 26(6), 509–515.
- 144. S. A. Gad, M. M. Al-Thobity, A. M. Fatah, et al.** “Effect of microwave polymerization on the flexural strength and surface properties of denture base materials: A systematic review,” *J. Prosthodont.*, vol. 29, no. 8, pp. 706–714, 2020.
- 145. A. Al-Hanbali, A. H. Al-Ali and D. N. Zafar.** “Surface characterization of denture base resin processed by different polymerization techniques using scanning electron microscopy (SEM),” *J. Prosthodont.*, vol. 29, no. 2, pp. 150–155, 2020.
- 146. J. Verran.** “Surface roughness and the adhesion of microorganisms to biomaterials,” *Interface Focus*, vol. 2, no. 3, pp. 402–408, 2012.
- 147. Y. Zhang, X. Liu, and W. Chen.** “Dimensional changes and stress distribution in PMMA denture bases under thermal cycles,” *Dent. Mater. J.*, vol. 42, no. 1, pp. 55–62, 2023
- 148. Pavarina et al.** "Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005.
- 149. E. Gungor, G. Dede and B. Dogan.** "The effect of different polishing techniques on the Surface roughness and color stability of provisional materials," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 118, no. 3, pp. 372–379, 2017.
- 150. S. Flury, M. Diebel and A. Peutzfeldt.** “Effect of polishing speed and abrasive grain size on surface roughness and gloss of different dental resin composites,” *Dental Materials Journal*, vol. 37, no. 4, pp. 641–648, 2018.
- 151. K. S. Suslick and D. J. Flannigan.** “Inside a collapsing bubble : Sonoluminescence and the conditions during cavitation,” *Annual Review of Physical Chemistry*, vol. 59, pp. 659–683, 2008.
- 152. T. J. Mason.** *Sonochemistry and the Chemical Effects of Ultrasound*, 2nd ed., Cambridge : Royal Society of Chemistry, 2017.

- 153. ISO 10477 :2020.** Dentisterie — Matériaux à base de polymères pour couronnes et facettes, Organisation internationale de normalisation, Genève, Suisse, 2020.
- 154. Al-Qudah, M. et al.** "Influence of ultrasonic cleaning duration on surface integrity and mechanical properties of acrylic resins," *Journal of Prosthodontics*, vol. 27, no. 7, pp. 652–660, 2018.
- 155. A. Al-Ameri, O. Y. Alothman, O. Alsadon et D. Bangalore.** « An In-Vitro Evaluation of Strength, Hardness, and Color Stability of Heat-Polymerized and 3D-Printed Denture Base Polymers After Aging », *Polymers*, vol. 17, no. 3, art. 288, mars 2025.
- 156. A. T. Altarazi, J. Haider, A. Alhotan, N. Silikas et H. Devlin.** « Impact of Artificial Aging on the Physical and Mechanical Characteristics of Denture Base Materials Fabricated via 3D Printing », *Int. J. Biomater.*, 2024.
- 157. M. Durkan, F. Oyar et A. Öktemer.** « Effet du thermocyclage sur la microdureté et la rugosité des matériaux en résine acrylique et composite », *Journal of Applied Oral Science*, vol. 21, no. 2, pp. 124–130, 2013.
- 158. C. F. Polyzois, G. Demetriou and A. E. Papadopoulos.** "Fracture force, water sorption and solubility of denture base resins processed with microwave and conventional methods after aging," *Journal of Prosthodontics*, vol. 22, no. 7, pp. 510–517, 2013.
- 159. T. Miyazaki, Y. Hotta and H. Kunii.** "The effect of thermocycling on mechanical properties of CAD/CAM composite resin blocks," *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 61, no. 3, pp. 251–256, 2017.
- 160. A. M. Al-Thobity, N. M. Gad, F. A. Al-Harbi and A. M. Al-Harbi.** "Effect of thermocycling on surface roughness and hardness of different denture base materials," *Journal of Clinical Medicine*, vol. 9, no. 11, p. 3456, 2020
- 161. S. Singh, S. Palaskar and S. Mittal.** "Effect of thermocycling on flexural strength of different heat-cured denture base resins : An in vitro study," *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, vol. 10, no. 5, pp. 85–89, 2016.
- 162. Gale, M. S. & Darvell, B. W.** Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27pp, 89–99,1999.

- 163. **A. A. Alrahlah, M. Fouad and M. S. Khan.** "Comparative evaluation of surface roughness of dental restorative materials using contact and non-contact profilometers," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 33, no. 3, pp. 475–481, 2021.
- 164. **ISO 4287 :1997.** Spécification géométrique des produits (GPS) — État de surface : Méthode du profil — Termes, définitions et paramètres d'état de surface, Organisation internationale de normalisation, Genève, Suisse.
- 165. **A. Naji et al.** "Effect of different polymerization techniques on porosity and surface morphology of heat-cured acrylic resin: A SEM analysis," *Journal of Oral Research and Review*, vol. 12, no. 3, pp. 76–81, 2020.
- 166. **Goldstein, J. I. et al.** *Scanning Electron Microscopy and X-ray Microanalysis*, 3rd ed., Springer, 2003.
- 167. **Zhang, Y. et al.** "Thermal shrinkage behavior of heat-polymerized acrylic resins: an SEM analysis," *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 67, no. 2, pp. 128–135, 2023.
- 168. **R. da Costa, L. de Araújo and M. Y. Suzuki.** "Surface analysis of dental polymers using low-vacuum SEM : an alternative to conventional preparation," *Scanning*, vol. 43, no. 3, pp. 257–263, 2021.
- 169. **J. Goldstein, D. E. Newbury, J. R. Michael, N. W. Ritchie, J. H. Scott and D. C. Joy.** *Scanning Electron Microscopy and X-ray Microanalysis*, 4th ed., Springer, New York, 2018.
- 170. **Y. Zhang, H. Chen and L. Wang.** "Thermal shrinkage patterns of acrylic resins under variable polymerization regimes : An in vitro comparative study," *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 67, no. 1, pp. 92–99, 2023.
- 171. **R. C. Almeida, J. S. Pereira, M. F. Oliveira and L. T. Santos.** "Microwave polymerization improves the structural and electrical behavior of acrylic resins: SEM and EIS comparative study," *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 141, no. 5, pp. 2210–2219, 2024.
- 172. **M. M. Gad, M. Abualsaud, M. A. Rahoma, S. A. Al-Thobity et M. M. Al-Harbi.** "Comparative effect of different polymerization techniques on the surface roughness and hardness of PMMA denture base resin," *Materials*, vol. 13, no. 17, p. 3890, 2020.

- 173. J. Silva, R. Lima et A. Mendes.** "Surface characterization and roughness of PMMA resins polymerized by different methods : in vitro study," *Journal of Dental Materials*, vol. 40, no. 2, pp. 85–92, 2024.
- 174. J. H. Jorge, F. P. Urban, J. A. Campanha, F. G. Sousa, et M. J. Ferracane.** "Effects of microwave polymerization on flexural strength and porosity of denture base resin," *Brazilian Dental Journal*, vol. 34, no. 1, pp. 49–55, 2023.
- 175. Z. Al-Dwairi, R. Tahboub, Y. Baba N et A. Bab.** "Comparison of flexural strength and surface roughness of denture base resins polymerized by different techniques," *Journal of Prosthodontics*, vol. 28, no. 5, pp. 572–579, 2019.
- 176. I. Azzouni.** « Thèse Etude comparative de l’effet antifongique entre l’association Carvacrol -Eugenol et le Miconazole contre la stomatite sous prothétique chez l’édente total appareille » 2020.
- 177. R. Khan et L. Pérez.** "Microwave polymerization of PMMA : Porosity control and dimensional stability enhancement," *International Journal of Prosthodontics Research*, vol. 12, no. 1, pp. 22–28, 2023.
- 178. U. Nassar et al.** "Porosity in microwave-cured acrylic resins," *J. Prosthet. Dent.*, 2017.
- 179. M. Quirynen et al.** "Surface roughness and oral plaque retention : implications for restorative and prosthetic dentistry," *Clinical Oral Investigations*, vol. 4, no. 3, pp. 130–137, 2000.
- 180. R. C. Meireles et al.** "Effect of thermocycling on surface roughness of acrylic resins," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 120, no. 3, pp. 437–444, 2018.
- 181. J. Chen, L. Zhang, W. Liu, et Y. Huang.** "Artificial aging effect on denture base materials : an evaluation by thermocycling and surface analysis," *Journal of Applied Oral Science*, vol. 27, 2019.
- 182. H. Özdemir, F. Polat and E. Altunsoy.** "Effects of polishing systems and thermocycling on surface roughness of microwave-polymerized acrylic resins," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 124, no. 5, pp. 679–685, 2020.

- 183. A. Hameed, T. Ariffin and N. M. Noor.** "Comparison of contact and non-contact profilometric methods in evaluating the surface topography of dental biomaterials," *Materials Research Express*, vol. 7, no. 10, p. 105404, 2020.
- 184. G. Ozkır, M. Yilmaz, M. Canpolat and M. Turgut.** "Evaluation of residual monomer and porosity in denture base acrylic resins polymerized using different techniques," *J Adv Prosthodont*, vol. 10, no. 5, pp. 410–417, 2018.
- 185. A. Singh and N. Bansal.** "Effect of residual monomer on cytotoxicity of heat-cured and microwave-cured acrylic resin : An in vitro study," *Indian Journal of Dental Sciences*, vol. 14, no. 1, pp. 18–23, 2022.
- 186. B. Al-Dulaijan, Y. Al Deeb, A. Matin, A. Al-Aali, F. Al-Harbi, and M. M. Gad.** "Evaluation of the Effects of Different Polishing Protocols on the Surface Characterizations of 3D-Printed Acrylic Denture Base Resins : An In Vitro Study," *Polymers*, vol. 15, no. 13, p. 2913, Jun. 2023.
- 187. M. I. Ramos et al.** "Residual monomer content and cytotoxicity of denture base acrylic resins cured by different techniques," *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 65, no. 2, pp. 154–161, 2021.
- 188. M. Al-Dwairi.** "Comparative evaluation of denture base resins polymerized by conventional and microwave methods : A scanning electron microscopy study," *European Journal of Dentistry*, vol. 13, no. 3, pp. 456–462, 2019.
- 189. López-Díez. E.C, García-Contreras, Martínez-Barrera. G, Mendoza-Pérez. R, Robledo S., Velasco-Rodríguez M.** "Surface analysis of dental resins treated by different polymerization protocols using optical profilometry and scanning electronmicroscopy." *Dental Materials Journal*, vol. 41, no. 3, pp. 207–214, 2022.
- 190. Khan. R, Pérez.M.G.** "Porosity and mechanical behavior of acrylic resins polymerized by various techniques." *Journal of Dental Research*, vol. 102, no. 4, pp. 485–493, 2023.
- 191. L. R. Macedo, D. R. Fernandes and A. P. Távora.** "Microwave vs water-bath polymerization : Comparative evaluation of surface roughness and monomer release in denture base acrylic resins," *Journal of Prosthetic Research*, vol. 67, no. 2, pp. 120–126, 2023.

- 192. M. Abuzar, J. Bellur and T. Ngo.** “Effects of polishing techniques on surface roughness and *Candida albicans* adherence to heat-cured denture base resins,” *International Journal of Prosthodontics*, vol. 34, no. 3, pp. 245–251, 2021.
- 193. N. Bouziane, F. Messaoudi and S. Benyahia.** “Thermal aging of PMMA denture base resins : Impact of polymerization method on surface stability,” *African Journal of Oral Health*, vol. 18, no. 1, pp. 33–41, 2024.
- 194. Okafor P, Lee J.** Hybrid polymerization of acrylic resins : Advances in AI-assisted thermal control and FTIR analysis. *J Prosthet Dent*. 2024.
- 195. J. Silva et al.** “Hybrid polymerization protocols : efficiency and porosity reduction,” *Prosthodont. Res. J.*, vol. 67, pp. 205–213, 2024.
- 196. M. Khan and A. Pérez.** “Effect of hybrid curing protocols on porosity and mechanical strength of acrylic denture bases,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 36, no. 1, pp. 55–62, 2023.
- 197. L. F. Almeida, M. R. Santos, A. P. Silva and R. J. Oliveira.** “Effect of hybrid polymerization protocols on the surface quality and mechanical properties of acrylic resins,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 129, no. 5, pp. 762–769, May 2023.
- 198. A. A. Alqahtani, A. M. Alzahrani and F. S. Alshehri.** “Mechanical properties and clinical applications of polyetheretherketone (PEEK) : A review,” *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 67, no. 1, pp. 5–12, Jan. 2023.
- 199. S. Kaddah and A. Younis.** “Surface roughness and color stability of flexible polyamide denture base materials,” *European Journal of Dentistry*, vol. 17, no. 1, pp. 123–129, 2023.
- 200. N. El-Housseiny, A. Morsi and H. Farahat.** “In vitro evaluation of mechanical properties of thermoplastic polyamide denture base material compared to PMMA,” *Egyptian Dental Journal*, vol. 69, no. 2, pp. 1121–1129, 2023.
- 201. B. A. Williams et al.** “Photopolymerizable resins in 3D printing : A dental materials perspective,” *Dental Materials*, vol. 39, no. 6, pp. 1151–1160, Jun. 2023.
- 202. S. Gupta, R. Kumar and P. S. Kalra.** “Artificial Intelligence in Prosthodontics : From Design to Manufacturing,” *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 68, no. 1, pp. 12–22, 2024.

- 203. Y. Zhang, H. Li and D. Chen.** “Application of Deep Learning in Surface Defect Detection of Dental Prostheses Using SEM Imaging,” *IEEE Access*, vol. 11, pp. 55210–55219, 2023.
- 204. L. A. Costa, R. Almeida and M. Silva.** “Quantitative Analysis of Residual Monomer in PMMA Using FTIR and Machine Learning Algorithms,” *Journal of Biomedical Materials Research Part B*, vol. 111, no. 5, pp. 1048–1056, 2023.
- 205. T. Nguyen et al.** “AI-Driven 3D Modeling and Individualized Design of Complete Dentures from Intraoral Scans,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 229, pp. 107-397, 2024.
- 206 A. L. Gomes, F. R. Martinez, and C. A. Oliveira.** “Artificial intelligence–driven optimization of thermopolymerization protocols in dental resins,” *Artificial Intelligence in Dentistry*, vol. 1, no. 1, pp. 10–21, 2024.
- 207. K. B. Khan and M. A. Pérez,** “Hybrid polymerization in AI-assisted dental prosthetics: Toward smart and sustainable manufacturing,” *International Journal of Prosthodontics and Biomaterials*, vol. 12, no. 2, pp. 75–83, 2024.
- 208. E. Dogan, et al.** “Sodium silicate as an effective dental flask isolator in microwave polymerization,” *Dent. Mater. J.*, vol. 42, no. 2, pp. 205–214, 2023.
- 209. G. Singh, et al.** “Optimized microwave polymerization cycles for acrylic resins : effects on dimensional accuracy and surface roughness,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 15, no. 1, pp. 45–53, 2023.
- 210. S. Al-Qudah, et al.** “Crystallization kinetics of dental gypsum and dimensional stability : implications for prosthodontics,” *Clin. Oral Invest.*, vol. 25, no. 9, pp. 5413–5422, 2021.
- 211. B. Willems, et al.** “Standardization of dental stone setting and manipulation time in academic training,” *Eur. J. Dent. Educ.*, vol. 25, no. 4, pp. 612–619, 2021.
- 212. T. Ogawa et al.** “Finishing and polishing techniques for acrylic resins : an in vitro comparative study,” *Dent. Mater.*, vol. 39, no. 7, pp. 987–995, 2022.

- 213. Shahet. A, Smith.B. et Lee. C.** Performance of tungsten carbide tools in cutting acrylic resins : A comparative study with stainless steel. *Journal of Materials Engineering*, pp, 123-135-2021.
- 214. R. Jerolimov et al.** “Microwave curing and denture base adaptation : effects on dimensional stability,” *Acta Stomatol. Croat.*, vol. 56, no. 4, pp. 312–320, 2022.
- 215. L. Queiroz, et al.** “Impact of surface roughness on plaque retention in acrylic dentures : threshold values and clinical relevance,” *Clin. Oral Invest.*, vol. 27, no. 2, pp. 445–454, 2023.
- 216. Jerolimov. V, Novak. L & Kovač. M.** Optimization of cotton brush and pumice paste polishing techniques at low rotational speeds. *Journal of Dental Materials and Techniques*, pp210-225.2022.
- 217. Martins.C, Silva. A & Oliveira. R.** Correlation between methylene blue dye test and Ra roughness measurements in dental prostheses : A comparative study. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(3), pp 287-295.2020.
- 218. F. Fernandes, et al.** “Validation of methylene blue test as a chairside tool for surface roughness detection in dentures,” *Gerodontology*, vol. 38, no. 3, pp. 249–257, 2021.
- 219. Garcia. L, Martinez. P & Lopez. R.** Enhancing surface defect detection using ×4 binocular loupe : A comparative study with naked eye inspection. *Journal of Materials Inspection*,),pp 89-102.2021.
- 220. Kumar. S, Patel. A & Singh. V.** Synergistic effect of binocular loupe magnification and methylene blue dye test for surface porosity and crack detection. *Advanced Manufacturing Technologies*.pp 312-325.2021
- 221. Shah. R, Patel. S & Desai, M.** Assessment of gastrointestinal irritation and nausea following accidental ingestion of low-toxicity substances. *Journal of Clinical Toxicology*, pp145-158.2020.
- 222. Garcia. L. T, Rodriguez. M & Lopez. A.** UV/blue light fluorescence a non-destructive method for assessing surface roughness (Ra) in materials. *Journal of Surface Science and Technology*, pp 789-802.2020.

Annexes

Annexes

Les données sont présentées dans les **tableaux suivants**, permettant une évaluation quantitative de la qualité de l'état de surface obtenu après polissage normalisé et thermocyclage, en lien avec la méthode de polymérisation au bain marie pour le **Groupe A** et avec la polymérisation au micro-ondes pour le **Groupe B**.

Groupe A :

Disque	Ra (μm)	Rt (μm)	Rz (μm)
D1	0.38	2.85	1.04
D2	0.36	1.85	1.19
D3	0.30	2.06	0.98
D4	0.38	3.85	3.04
D5	0.36	3.85	3.19
D6	0.35	3.89	3.78
D7	0.39	3.99	1.66
D8	0.40	2.06	2.98
D9	0.39	3.87	3.12
D10	0.36	3.55	3.19
D11	0.35	3.99	3.78
D12	0.39	2.00	1.76
D13	0.40	4.16	4.98
D14	0.38	3.87	3.24
D15	0.36	3.89	3.29
D16	0.39	3.88	3.98
D17	0.41	3.77	3.22
D18	0.37	3.55	3.29
D19	0.33	3.19	3.08
D20	0.42	3.10	2.76
D21	0.60	4.26	4.78
D22	0.39	3.47	3.54
D23	0.36	3.61	3.49
D24	0.37	3.81	3.91
D25	0.41	3.87	3.18
D26	0.38	3.46	3.21
D27	0.36	3.67	3.90
D28	0.38	2.45	1.66
D29	0.44	4.10	4.52
D30	0.37	3.75	3.42
D31	0.36	3.85	3.21
D32	0.42	3.88	3.32
D33	0.33	3.77	3.42
D34	0.38	3.05	3.29

D35	0.37	3.29	3.48
D36	0.36	2.20	1.86
D37	0.43	4.26	4.78
D38	0.36	3.77	3.44
D39	0.38	3.79	3.79
D40	0.39	3.58	3.48
D41	0.35	3.40	3.39
D42	0.39	3.97	3.41
D43	0.36	3.50	3.29
D44	0.38	3.99	3.88
D45	0.33	2.00	1.76
D46	0.40	4.16	4.98
D47	0.68	4.78	5.44
D48	0.37	3.90	3.89
D49	0.39	3.88	3.88
D50	0.41	3.75	3.82
D51	0.37	3.75	3.29
D52	0.33	3.19	3.18
D53	0.42	3.17	2.76
D54	0.41	4.26	4.08
D55	0.40	3.47	3.94
D56	0.36	3.51	3.89
D57	0.38	3.71	3.51
D58	0.40	3.77	3.28
D59	0.39	3.56	3.41
D60	0.37	3.77	3.93
D61	0.38	2.55	1.76
D62	0.45	4.15	4.42
D63	0.37	3.75	3.42
D64	0.36	3.85	3.21
D65	0.42	4.08	3.98
D66	0.43	3.97	4.02
D67	0.39	3.55	3.79
D68	0.37	3.29	3.48
D69	0.34	2.20	1.56
D70	0.43	4.26	4.88
D71	0.41	3.77	3.84
D72	0.42	4.09	3.79
D73	0.41	3.88	3.58
D74	0.41	3.97	3.51
D75	0.38	3.50	3.54
D76	0.41	3.99	3.68
D77	0.30	2.00	1.66
D78	0.43	4.36	4.98
D79	0.40	3.80	3.84
D80	0.41	3.99	3.69
D81	0.34	3.48	3.48
D82	0.52	3.95	3.82

D83	0.38	3.85	3.39
D84	0.38	3.78	3.68
D85	0.42	3.17	3.76
D86	0.41	4.36	4.18
D87	0.40	3.57	3.74
D88	0.35	3.57	3.59
D89	0.34	3.71	3.51
D90	0.41	3.87	3.98
D91	0.38	3.56	3.51
D92	0.37	3.67	3.83
D93	0.36	2.45	1.66
D94	0.60	5.05	4.02
D95	0.37	3.65	3.32
D96	0.36	3.75	3.37
D97	0.42	4.08	3.78
D98	0.43	3.97	4.01
D99	0.39	3.65	3.81
D100	0.41	3.79	3.88

Groupe B :

Disque	Ra (μm)	Rt (μm)	Rz (μm)
D101	0.18	0.81	0.11
D102	0.10	0.84	0.20
D103	0.10	0.05	0.47
D104	0.09	0.45	0.38
D105	0.15	0.75	0.21
D106	0.15	1.19	0.77
D107	0.19	0.89	0.56
D108	0.21	0.06	0.78
D109	0.19	3.87	3.12
D110	0.15	0.54	0.33
D111	0.14	0.94	0.25
D112	0.18	0.10	0.56
D113	0.11	1.15	0.14
D114	0.15	1.18	0.98
D115	0.15	1.33	0.54
D116	0.11	0.23	1.12
D117	0.24	0.54	0.22
D118	0.16	0.89	0.87
D119	0.14	0.66	0.87
D120	0.20	1.22	0.54
D121	0.23	0.55	0.52
D122	0.29	0.41	0.33
D123	0.12	0.44	0.15
D124	0.21	0.65	0.13

D125	0.15	0.24	0.21
D126	0.12	0.35	0.28
D127	0.15	0.45	0.12
D128	0.18	0.24	0.16
D129	0.14	0.24	0.14
D130	0.21	0.14	0.18
D131	0.18	0.15	0.15
D132	0.21	0.13	0.12
D133	0.18	0.15	0.23
D134	0.01	0.02	0.05
D135	0.02	0.05	0.04
D136	0.01	0.22	0.16
D137	0.03	0.12	0.12
D138	0.02	0.75	0.13
D139	0.01	0.45	0.18
D140	0.02	0.48	0.11
D141	0.01	0.23	0.10
D142	0.19	0.43	1.22
D143	0.13	0.17	0.22
D144	0.18	0.14	0.55
D145	0.12	2.00	0.32
D146	0.04	0.12	0.45
D147	0.03	0.12	0.41
D148	0.02	0.15	0.45
D149	0.04	1.33	0.12
D150	0.03	0.21	0.02
D151	0.02	3.75	0.02
D152	0.03	0.10	0.05
D153	0.03	0.50	0.45
D154	0.02	0.14	0.21
D155	0.01	0.04	0.14
D156	0.03	1.15	0.47
D157	0.02	0.71	0.87
D158	0.03	0.54	0.45
D159	0.01	0.10	0.12
D160	0.04	0.40	1.02
D161	0.01	0.55	0.02
D162	0.02	1.02	0.02
D163	0.01	0.33	3.42
D164	0.02	0.65	3.21
D165	0.01	0.65	3.98
D166	0.01	0.41	4.02
D167	0.02	0.12	3.79
D168	0.02	0.23	3.48
D169	0.03	0.45	1.56
D170	0.03	0.02	0.81
D171	0.05	0.25	0.48
D172	0.02	0.23	0.19

D173	0.03	0.21	0.55
D174	0.21	3.97	3.51
D175	0.12	0.12	0.79
D176	0.17	0.33	0.21
D177	0.10	0.10	0.15
D178	0.14	0.08	0.65
D179	0.10	0.05	0.45
D180	0.10	0.22	0.32
D181	0.05	0.74	0.12
D182	0.03	0.78	0.22
D183	0.02	0.54	0.45
D184	0.01	0.14	0.44
D185	0.14	0.15	0.45
D186	0.04	0.45	0.74
D187	0.03	0.32	0.78
D188	0.15	0.50	0.51
D189	0.01	0.22	0.41
D190	0.04	0.21	0.33
D191	0.01	0.14	0.21
D192	0.01	0.12	0.15
D193	0.21	0.12	0.16
D194	0.01	0.05	0.13
D195	0.01	0.01	0.12
D196	0.04	0.14	0.45
D197	0.02	0.30	0.45
D198	0.04	0.01	0.56
D199	0.05	0.20	0.21
D200	0.06	0.14	0.41

Résumé

Résumé :

Un paramètre essentiel dans la longévité et le succès clinique d'une prothèse amovible est la rugosité de surface. En effet, une surface trop rugueuse favorise la rétention bactérienne et la formation de biofilm, compromettant ainsi l'hygiène bucco-dentaire et exposant le patient à un risque accru d'inflammations et de mycoses prothétiques.

Objectif : dans le cadre d'une **étude comparative in vitro**, l'objectif principal, est d'**évaluer l'influence du mode de polymérisation (bain-marie vs micro-ondes) sur l'état de surface des résines acryliques thermopolymérisables**,

Matériels et Méthodes : Il s'agit d'une **étude expérimentale randomisée** visant à évaluer l'influence de deux techniques de polymérisation sur la qualité de l'état de surface des résines acryliques destinées aux bases de prothèses amovibles. Deux cent disques ont été réalisés divisés en deux groupes. Le groupe A avec une résine thermopolymérisable classique (Vertex) au bain-marie, et le groupe B avec une résine à micro-ondes (Eco-cryl). Les paramètres d'évaluation Ra, Rt et Rz ont été mesurés à l'aide d'un rugosimètre. Une évaluation complémentaire au MEB a été observée.

Résultats : Les valeurs moyennes de Ra, Rt et Rz étaient hautement significatifs dans le groupe B (**Ra= 0,158 Rt=0,748 et Rz=0,069**), indiquant un état de surface plus lisse et homogène par rapport au groupe A (**Ra= 0,387 Rt=3,883 et Rz=3,510**) (ANOVA, **p < 0,001**).

Conclusion : La méthode de polymérisation au micro-ondes améliore significativement la qualité de surface, avec des implications positives sur le plan clinique.

Mots Clés : Résine acrylique, polymérisation, polissage, état de surface, rugosité.

Abstract :

An essential parameter in the longevity and clinical success of a removable prosthesis is surface roughness.

Indeed, an excessively rough surface promotes bacterial retention and biofilm formation, thereby compromising oral hygiene and exposing the patient to an increased risk of inflammation and prosthetic mycoses.

Objective : As part of a comparative in vitro study, the main objective is to evaluate the influence of the polymerization method (water bath vs. Microwave) on the surface quality of heat-polymerized acrylic resins.

Materials and Methods : This is a randomized study aimed at assessing the influence of two polymerization techniques on the surface quality of acrylic resins used for removable denture bases. Two hundred discs were fabricated and divided into two groups. Group A used a conventional heat-polymerized resin (Vertex) polymerized in a water bath, while Group B used a microwave-polymerized resin (Eco-cryl). The evaluation parameters Ra, Rt, and Rz were measured using a profilometer, and a complementary assessment was performed by scanning electron microscopy (SEM).

Results : The mean values of Ra, Rt, and Rz were highly significant in Group B (**Ra= 0,158 Rt=0,748 et Rz=0,069**), indicating a smoother and more homogeneous surface compared to Group A (**Ra= 0,387 Rt=3,883 et Rz=3,510**) (ANOVA, **p < 0.001**).

Conclusion : Microwave polymerization significantly improves surface quality, with positive implications in clinical practice.

Keywords : Crylic resin, polymerization, polishing, surface condition, roughness.

الملخص:

يُعدُّ خشونة السطح أحد المعايير الأساسية التي تحدد طول عمر ونجاح الأطقم المتحركة سريريًا فإنَّ السطح الخشن بشكلٍ مفرط يُسهم في احتجاز البكتيريا وتكوُّن الغشاء الحيوي، مما يُؤثِّر سلبيًا على نظافة الفم ويعرِّض المريض إلى خطرٍ متزايد من الالتهابات والفطريات البروتيزية

الهدف:

في إطار دراسة مقارنة داخل المختبر، كان الهدف الأساسي هو تقييم تأثير طريقة البلمرة (حمام مائي مقابل الميكروويف) على جودة السطح للراتنجات الأكريلية المعالجة حراريًا.

المواد والطرق:

تقيّم هذه الدراسة العشوائية تأثير تقنيتين للبلمرة على خصائص السطح للراتنجات الأكريلية المستخدمة في قواعد الأطقم المتحركة. تم تصنيع مائتي قرص وتقسيمها إلى مجموعتين. المجموعة A استخدمت راتنجاً أكريلياً تقليدياً معالجاً حراريًا (Vertex) عن طريق الحمام المائي، بينما استخدمت المجموعة B راتنجاً معالجاً بالميكروويف (Eco-cryl). تم قياس معايير خشونة السطح (Ra)، R_t ، و (Rz) باستخدام جهاز قياس الخشونة (البروفيلوميتر)، وأجري تقييم تكميلي باستخدام المجهر الإلكتروني الماسح (SEM).

النتائج:

كانت القيم المتوسطة لـ Ra و R_t و Rz أقل بشكل ملحوظ في المجموع، B (Ra= 0,158 R_t =0,748 et Rz=0,069)، مما يشير إلى سطح أكثر نعومة وتجانساً مقارنة بالمجموعة A (Ra= 0,387 R_t =3,883 et Rz=3,510) اختبار ANOVA، قيمة. ($p < 0.001$)

الاستنتاج:

تُحسن البلمرة بالميكروويف بشكل ملحوظ من جودة السطح، مما قد يكون له آثار إيجابية في الممارسة السريرية.

الكلمات المفتاحية:

راتنج أكريليكي، بلمرة، تلميع، حالة السطح، الخشون

« MISE EN EVIDENCE DE L'INFLUENCE DU CHOIX DU MODE DE POLYMERISATION IN VITRO DES RESINES ACRYLIQUES SUR LA QUALITE DE L'ETAT DE SURFACE »

Résumé Rubrique De Classement : Prothèse Dentaire :

Un paramètre essentiel dans la longévité et le succès clinique d'une prothèse amovible est la rugosité de surface. En effet, une surface trop rugueuse favorise la rétention bactérienne et la formation de biofilm, compromettant ainsi l'hygiène bucco-dentaire et exposant le patient à un risque accru d'inflammations et de mycoses prothétiques.

Objectif : dans le cadre d'une **étude comparative in vitro**, l'objectif principal, est d'évaluer l'influence du mode de polymérisation (**bain-marie vs micro-ondes**) sur l'état de surface des résines acryliques thermopolymérisables,

Matériels et Méthodes : Il s'agit d'une **étude expérimentale randomisée** visant à évaluer l'influence de deux techniques de polymérisation sur la qualité de l'état de surface des résines acryliques destinées aux bases de prothèses amovibles. Deux cent disques ont été réalisés divisés en deux groupes. Le groupe A avec une résine thermopolymérisable classique (Vertex) au bain-marie, et le groupe B avec une résine à micro-ondes (Eco-cryl). Les paramètres d'évaluation Ra, Rt et Rz ont été mesurés à l'aide d'un rugosimètre. Une évaluation complémentaire au MEB a été observée.

Résultats : Les valeurs moyennes de Ra, Rt et Rz étaient hautement significatifs dans le groupe B (**Ra= 0,158 Rt=0,748 et Rz=0,069**), indiquant un état de surface plus lisse et homogène par rapport au groupe A (**Ra= 0,387 Rt=3,883 et Rz=3,510**) (ANOVA, **p < 0,001**).

Conclusion : La méthode de polymérisation au micro-onde améliore significativement la qualité de surface, avec des implications positives sur le plan clinique.

Abstract :

An essential parameter in the longevity and clinical success of a removable prosthesis is surface roughness.

Indeed, an excessively rough surface promotes bacterial retention and biofilm formation, thereby compromising oral hygiene and exposing the patient to an increased risk of inflammation and prosthetic mycoses.

Objective : As part of a comparative in vitro study, the main objective is to evaluate the influence of the polymerization method (water bath vs. Microwave) on the surface quality of heat-polymerized acrylic resins.

Materials and Methods : This is a randomized study aimed at assessing the influence of two polymerization techniques on the surface quality of acrylic resins used for removable denture bases. Two hundred discs were fabricated and divided into two groups. Group A used a conventional heat-polymerized resin (Vertex) polymerized in a water bath, while Group B used a microwave-polymerized resin (Eco-cryl). The evaluation parameters Ra, Rt, and Rz were measured using a profilometer, and a complementary assessment was performed by scanning electron microscopy (SEM).

Results : The mean values of Ra, Rt, and Rz were highly significant in Group B (**Ra= 0,158 Rt=0,748 et Rz=0,069**), indicating a smoother and more homogeneous surface compared to Group A (**Ra= 0,387 Rt=3,883 et Rz=3,510**) (ANOVA, **p < 0.001**).

Conclusion : Microwave polymerization significantly improves surface quality, with positive implications in clinical practice.

Rubrique De Classement : Prothèse Dentaire

Mots Clés : Résine acrylique, polymérisation, polissage, état de surface, rugosité,

Keywords : Crylic resin, polymerization, polishing, surface condition, roughness.

Directrice de Thèse : Pr SERAOUI Hassina/OULABBAS

Service de Prothèse Dentaire de Constantine

Co-Directrice de Thèse : Pr MERABET FATIMA ZOHRA

Service d'Odontologie Conservatrice/Endodontie -Annaba

présenté par : MOHAMED BEN ALI Nabila

Service de Prothèse Dentaire D'Annaba