



كلية الطب
والصيدلة - مراكش
FACULTÉ DE MÉDECINE
ET DE PHARMACIE - MARRAKECH

Année 2025

Thèse N° 360

**Intérêts cliniques et pédagogiques de l'impression 3D,
expérience et perspectives du laboratoire d'anatomie de la
Faculté de Médecine et de Pharmacie de Marrakech**

THÈSE

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 02/12/2025

PAR

Mme. OUNAS Samia

Née le 24 Août 2000 à MARRAKECH

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MÉDECINE

MOTS-CLÉS

Impression 3D –Modélisation 3D–Unité de modélisation et d'impression 3D

JURY

Mr.	S. ZOUHAIR Professeur de Microbiologie –Virologie	PRÉSIDENT
Mr.	M.D. EL AMRANI Professeur d'Anatomie et de Chirurgie Plastique	RAPPORTEUR
Mr.	A.R. EL ADIB Professeur d'Anesthésie et de Réanimation	} JUGES
Mme.	N. EL IDRISSE SLITINE Professeur de Pédiatrie	
Mme.	S. ALJ Professeur de Radiologie	

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

الْحَمْدُ لِلَّهِ رَبِّ الْعَالَمِينَ ﴿١﴾ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ ﴿٢﴾

مَالِكِ يَوْمِ الدِّينِ ﴿٣﴾ إِيَّاكَ نَعْبُدُ وَإِيَّاكَ

نَسْتَعِينُ ﴿٤﴾ اهْدِنَا الصِّرَاطَ الْمُسْتَقِيمَ ﴿٥﴾

صِرَاطَ الَّذِينَ أَنْعَمْتَ عَلَيْهِمْ ﴿٦﴾

غَيْرِ الْمَغْضُوبِ عَلَيْهِمْ وَلَا الضَّالِّينَ ﴿٧﴾

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

قَالُوا سُبْحَانَكَ لَا عِلْمَ لَنَا إِلَّا مَا عَلَّمْتَنَا إِنَّكَ أَنْتَ الْعَلِيمُ

الْحَكِيمُ ٣٢

صَدِّقَ وَاللَّهُ الْعَظِيمُ



Serment d'hippocrate

*Au moment d'être admis à devenir membre de la profession médicale,
je m'engage solennellement à consacrer ma vie au service de l'humanité.*

Je traiterai mes maîtres avec le respect et la reconnaissance qui leur sont dus.

*Je pratiquerai ma profession avec conscience et dignité. La santé de mes malades
sera mon premier but.*

Je ne trahirai pas les secrets qui me seront confiés.

*Je maintiendrai par tous les moyens en mon pouvoir l'honneur et les nobles
traditions de la profession médicale.*

Les médecins seront mes frères.

*Aucune considération de religion, de nationalité, de race, aucune considération
politique et sociale, ne s'interposera entre mon devoir et mon patient.*

Je maintiendrai strictement le respect de la vie humaine dès sa conception.

*Même sous la menace, je n'userai pas mes connaissances médicales d'une façon
contraire aux lois de l'humanité.*

Je m'y engage librement et sur mon honneur.

Déclaration Genève, 1948



LISTE DES PROFESSEURS



UNIVERSITÉ CADI AYYAD
FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE
MARRAKECH

Doyens Honoraires : Pr. Badie Azzaman MEHADJI
: Pr. Abdelhaq ALAOUI YAZIDI
: Pr. Mohammed BOUSKRAOUI

ADMINISTRATION

Doyen : Pr. Said ZOUHAIR
Vice doyen de la Recherche et la Coopération : Pr. Mohamed AMINE
Vice doyen des Affaires Pédagogiques : Pr. Redouane EL FEZZAZI
Vice doyen Chargé de la Pharmacie : Pr. Oualid ZIRAOUI
Secrétaire Générale : Mr. Azzeddine EL HOUDAIGUI

LISTE NOMINATIVE DU PERSONNEL ENSEIGNANTS CHERCHEURS PERMANANT

N°	Nom et Prénom	Cadre	Spécialités
01	ZOUHAIR Said (Doyen)	P.E.S	Microbiologie
02	CHOULLI Mohamed Khaled	P.E.S	Neuro pharmacologie
03	BOUSKRAOUI Mohammed	P.E.S	Pédiatrie
04	KHATOURI Ali	P.E.S	Cardiologie
05	NIAMANE Radouane	P.E.S	Rhumatologie
06	AIT BENALI Said	P.E.S	Neurochirurgie
07	KRATI Khadija	P.E.S	Gastro-entérologie
08	SOUMMANI Abderraouf	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
09	RAJI Abdelaziz	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
10	SARF Ismail	P.E.S	Urologie
11	MOUTAOUAKIL Abdeljalil	P.E.S	Ophtalmologie

12	AMAL Said	P.E.S	Dermatologie
13	ESSAADOUNI Lamiaa	P.E.S	Médecine interne
14	MANSOURI Nadia	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
15	MOUTAJ Redouane	P.E.S	Parasitologie
16	AMMAR Haddou	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
17	CHAKOUR Mohammed	P.E.S	Hématologie biologique
18	EL FEZZAZI Redouane	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
19	YOUNOUS Said	P.E.S	Anesthésie-réanimation

20	BENELKHAÏAT BENOMAR Ridouan	P.E.S	Chirurgie générale
21	ASMOUKI Hamid	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
22	BOUMZEBRA Drissi	P.E.S	Chirurgie Cardio-vasculaire
23	CHELLAK Saliha	P.E.S	Biochimie-chimie
24	LOUZI Abdelouahed	P.E.S	Chirurgie-générale
25	AIT-SAB Imane	P.E.S	Pédiatrie
26	GHANNANE Houssine	P.E.S	Neurochirurgie
27	OULAD SAIAD Mohamed	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
28	DAHAMI Zakaria	P.E.S	Urologie
29	EL HATTAOUI Mustapha	P.E.S	Cardiologie
30	AMINE Mohamed	P.E.S	Epidémiologie clinique
31	EL ADIB Ahmed Rhassane	P.E.S	Anesthésie-réanimation
32	ELFIKRI Abdelghani	P.E.S	Radiologie
33	ARSALANE Lamiae	P.E.S	Microbiologie-virologie
34	KAMILI El Ouafi El Aouni	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
35	MAOULAININE Fadl mrabih rabou	P.E.S	Pédiatrie (Néonatalogie)
36	MATRANE Aboubakr	P.E.S	Médecine nucléaire
37	ADMOU Brahim	P.E.S	Immunologie
38	CHERIF IDRISSE EL GANOUNI Najat	P.E.S	Radiologie

39	MANOUDI Fatiha	P.E.S	Psychiatrie
40	BOURROUS Monir	P.E.S	Pédiatrie
41	TASSI Noura	P.E.S	Maladies infectieuses
42	NEJMI Hicham	P.E.S	Anesthésie-réanimation
43	LAOUAD Inass	P.E.S	Néphrologie
44	FOURAIJI Karima	P.E.S	Chirurgie
45	BOUKHIRA Abderrahman	P.E.S	Biochimie-chimie
46	KHALLOUKI Mohammed	P.E.S	Anesthésie-réanimation
47	BSISS Mohammed Aziz	P.E.S	Biophysique
48	EL OMRANI Abdelhamid	P.E.S	Radiothérapie
49	SORAA Nabila	P.E.S	Microbiologie-virologie
50	KHOUCANI Mouna	P.E.S	Radiothérapie
51	JALAL Hicham	P.E.S	Radiologie
52	EL ANSARI Nawal	P.E.S	Endocrinologie et maladies métaboliques
53	AMRO Lamyae	P.E.S	Pneumo-phtisiologie
54	OUALI IDRISSE Mariem	P.E.S	Radiologie

55	ZAHLANE Mouna	P.E.S	Médecine interne
56	BENJILALI Laila	P.E.S	Médecine interne
57	NARJIS Youssef	P.E.S	Chirurgie générale
58	RABBANI Khalid	P.E.S	Chirurgie générale
59	SAMLANI Zouhour	P.E.S	Gastro-entérologie
60	LAGHMARI Mehdi	P.E.S	Neurochirurgie
61	ABOUSSAIR Nisrine	P.E.S	Génétique
62	BENCHAMKHA Yassine	P.E.S	Chirurgie réparatrice et plastique
63	CHAFIK Rachid	P.E.S	Traumato-orthopédie
64	ABKARI Imad	P.E.S	Traumato-orthopédie
65	EL BOUIHI Mohamed	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale

66	LAKMICHI Mohamed Amine	P.E.S	Urologie
67	AGHOUTANE El Mouhtadi	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
68	HOCAR Ouafa	P.E.S	Dermatologie
69	EL KARIMI Saloua	P.E.S	Cardiologie
70	EL BOUCHTI Imane	P.E.S	Rhumatologie
71	QAMOUSS Youssef	P.E.S	Anesthésie réanimation
72	ZYANI Mohammad	P.E.S	Médecine interne
73	QACIF Hassan	P.E.S	Médecine interne
74	BEN DRISS Laila	P.E.S	Cardiologie
75	MOUFID Kamal	P.E.S	Urologie
76	EL BARNI Rachid	P.E.S	Chirurgie générale
77	KRIET Mohamed	P.E.S	Ophthalmologie
78	BOUCHENTOUF Rachid	P.E.S	Pneumo-phtisiologie
79	ABOUCHADI Abdeljalil	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
80	BASRAOUI Dounia	P.E.S	Radiologie
81	RAIS Hanane	P.E.S	Anatomie Pathologique
82	BELKHOU Ahlam	P.E.S	Rhumatologie
83	ZAOUI Sanaa	P.E.S	Pharmacologie
84	MSOUGAR Yassine	P.E.S	Chirurgie thoracique
85	EL MGHARI TABIB Ghizlane	P.E.S	Endocrinologie et maladies métaboliques
86	DRAISS Ghizlane	P.E.S	Pédiatrie
87	EL IDRISSE SLITINE Nadia	P.E.S	Pédiatrie
88	RADA Nouredine	P.E.S	Pédiatrie
89	BOURRAHOUE Aicha	P.E.S	Pédiatrie

90	MOUAFFAK Youssef	P.E.S	Anesthésie-réanimation
91	ZIADI Amra	P.E.S	Anesthésie-réanimation
92	ANIBA Khalid	P.E.S	Neurochirurgie

93	TAZI Mohamed Illias	P.E.S	Hématologie clinique
94	ROCHDI Youssef	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
95	FADILI Wafaa	P.E.S	Néphrologie
96	ADALI Imane	P.E.S	Psychiatrie
97	ZAHLANE Kawtar	P.E.S	Microbiologie- virologie
98	LOUHAB Nisrine	P.E.S	Neurologie
99	HAROU Karam	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
100	BOUKHANNI Lahcen	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
101	FAKHIR Bouchra	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
102	BENHIMA Mohamed Amine	P.E.S	Traumatologie-orthopédie
103	HACHIMI Abdelhamid	P.E.S	Réanimation médicale
104	EL KHAYARI Mina	P.E.S	Réanimation médicale
105	AISSAOUI Younes	P.E.S	Anesthésie-réanimation
106	BAIZRI Hicham	P.E.S	Endocrinologie et maladies métaboliques
107	ATMANE El Mehdi	P.E.S	Radiologie
108	EL AMRANI Moulay Driss	P.E.S	Anatomie
109	BELBARAKA Rhizlane	P.E.S	Oncologie médicale
110	ALJ Soumaya	P.E.S	Radiologie
111	OUBAHA Sofia	P.E.S	Physiologie
112	EL HAOUATI Rachid	P.E.S	Chirurgie Cardio-vasculaire
113	BENALI Abdeslam	P.E.S	Psychiatrie
114	MLIHA TOUATI Mohammed	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
115	MARGAD Omar	P.E.S	Traumatologie-orthopédie
116	KADDOURI Said	P.E.S	Médecine interne
117	ZEMRAOUI Nadir	P.E.S	Néphrologie
118	EL KHADER Ahmed	P.E.S	Chirurgie générale
119	DAROUASSI Youssef	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
120	BENJELLOUN HARZIMI Amine	P.E.S	Pneumo-phtisiologie

121	FAKHRI Anass	P.E.S	Histologie–embyologie cytogénétique
122	SALAMA Tarik	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
123	CHRAA Mohamed	P.E.S	Physiologie
124	ZARROUKI Youssef	P.E.S	Anesthésie–réanimation

125	AIT BATAHAR Salma	P.E.S	Pneumo–phtisiologie
126	ADARMOUCH Latifa	P.E.S	Médecine communautaire (médecine préventive, santé publique et hygiène)
127	BELBACHIR Anass	P.E.S	Anatomie pathologique
128	HAZMIRI Fatima Ezzahra	P.E.S	Histologie–embyologie cytogénétique
129	EL KAMOUNI Youssef	P.E.S	Microbiologie–virologie
130	EL MEZOUARI El Mostafa	P.E.S	Parasitologie mycologie
131	SERGHINI Issam	P.E.S	Anesthésie–réanimation
132	ABIR Badreddine	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
133	GHAZI Mirieme	P.E.S	Rhumatologie
134	ZIDANE Moulay Abdelfettah	P.E.S	Chirurgie thoracique
135	LAHKIM Mohammed	P.E.S	Chirurgie générale
136	MOUHSINE Abdelilah	P.E.S	Radiologie
137	TOURABI Khalid	P.E.S	Chirurgie réparatrice et plastique
138	ARABI Hafid	P.E.S	Médecine physique et réadaptation fonctionnelle
139	BELHADJ Ayoub	P.E.S	Anesthésie–réanimation
140	BOUZERDA Abdelmajid	P.E.S	Cardiologie
141	ABDELFETTAH Youness	P.E.S	Rééducation et réhabilitation fonctionnelle
142	REBAHI Houssam	P.E.S	Anesthésie–réanimation
143	BENNAOUI Fatiha	P.E.S	Pédiatrie
144	ZOUIZRA Zahira	P.E.S	Chirurgie Cardio–vasculaire

145	SEBBANI Majda	P.E.S	Médecine Communautaire (Médecine préventive, santé publique et hygiène)
146	FENANE Hicham	Pr Ag	Chirurgie thoracique
147	ABDOU Abdessamad	P.E.S	Chirurgie Cardio-vasculaire
148	HAMMOUNE Nabil	P.E.S	Radiologie
149	ESSADI Ismail	P.E.S	Oncologie médicale
150	ALJALIL Abdelfattah	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
151	LAFFINTI Mahmoud Amine	P.E.S	Psychiatrie
152	RHARRASSI Issam	P.E.S	Anatomie-pathologique
153	ASSERRAJI Mohammed	P.E.S	Néphrologie
154	JANAH Hicham	P.E.S	Pneumo-phtisiologie
155	NASSIM SABAH Taoufik	P.E.S	Chirurgie réparatrice et plastique
156	ELBAZ Meriem	P.E.S	Pédiatrie
157	SEDDIKI Rachid	P.E.S	Anesthésie-réanimation

158	BELGHMAIDI Sarah	Pr Ag	Ophtalmologie
159	GEBRATI Lhoucine	MC Hab	Chimie
160	FDIL Naima	MC Hab	Chimie de coordination bio-organique
161	LOQMAN Souad	MC Hab	Microbiologie et Toxicologie
162	BAALLAL Hassan	Pr Ag	Neurochirurgie
163	BELFQUIH Hatim	Pr Ag	Neurochirurgie
164	AKKA Rachid	Pr Ag	Gastro-entérologie
165	BABA Hicham	Pr Ag	Chirurgie générale
166	MAOUJOURD Omar	Pr Ag	Néphrologie
167	SIRBOU Rachid	Pr Ag	Médecine d'urgence et de catastrophe
168	DAMI Abdallah	Pr Ag	Médecine Légale
169	AZIZ Zakaria	Pr Ag	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
170	ELOUARDI Youssef	Pr Ag	Anesthésie-réanimation

171	LAHLIMI Fatima Ezzahra	Pr Ag	Hématologie clinique
172	NASSIH Houda	Pr Ag	Pédiatrie
173	LAHMINE Widad	Pr Ag	Pédiatrie
174	BENANTAR Lamia	Pr Ag	Neurochirurgie
175	EL FADLI Mohammed	Pr Ag	Oncologie médicale
176	AIT ERRAMI Adil	Pr Ag	Gastro-entérologie
177	CHETTATI Mariam	Pr Ag	Néphrologie
178	BOUTAKIOUTE Badr	Pr Ag	Radiologie
179	SAYAGH Sanae	Pr Ag	Hématologie
180	EL FAKIRI Karima	Pr Ag	Pédiatrie
181	EL FILALI Oualid	Pr Ag	Chirurgie Vasculaire périphérique
182	EL- AKHIRI Mohammed	Pr Ag	Oto-rhino-laryngologie
183	HAJJI Fouad	Pr Ag	Urologie
184	JALLAL Hamid	Pr Ag	Cardiologie
185	ZBITOU Mohamed Anas	Pr Ag	Cardiologie
186	RAISSI Abderrahim	Pr Ag	Hématologie clinique
187	EL HAKKOUNI Awatif	Pr Ag	Parasitologie mycologie
188	ACHKOUN Abdessalam	Pr Ag	Anatomie
189	DARFAOUI Mouna	Pr Ag	Radiothérapie
190	EL-QADIRY Rabiyy	Pr Ag	Pédiatrie
191	ELJAMILI Mohammed	Pr Ag	Cardiologie
192	HAMRI Asma	Pr Ag	Chirurgie Générale

193	ELATIQUI Oumkeltoum	Pr Ag	Chirurgie réparatrice et plastique
194	BENZALIM Meriam	Pr Ag	Radiologie
195	ABOULMAKARIM Siham	Pr Ag	Biochimie
196	LAMRANI HANCHI Asmae	Pr Ag	Microbiologie-virologie
197	HAJHOUI Farouk	Pr Ag	Neurochirurgie

198	EL KHASSOUI Amine	Pr Ag	Chirurgie pédiatrique
199	CHAHBI Zakaria	Pr Ag	Maladies infectieuses
200	MEFTAH Azzelarab	Pr Ag	Endocrinologie et maladies métaboliques
201	BELLASRI Salah	Pr Ag	Radiologie
202	ATMANI Nouredine	Pr Ag	Chirurgie Cardio-vasculaire
203	AABBASSI Bouchra	Pr Ag	Pédopsychiatrie
204	DOUIREK Fouzia	Pr Ag	Anesthésie-réanimation
205	SAHRAOUI Houssam Eddine	Pr Ag	Anesthésie-réanimation
206	RHEZALI Manal	Pr Ag	Anesthésie-réanimation
207	ABALLA Najoua	Pr Ag	Chirurgie pédiatrique
208	MOUGUI Ahmed	Pr Ag	Rhumatologie
209	ZOUITA Btissam	Pr Ag	Radiologie
210	HAZIME Raja	Pr Ag	Immunologie
211	SALLAHI Hicham	Pr Ag	Traumatologie-orthopédie
212	BENCHAFAI Ilias	Pr Ag	Oto-rhino-laryngologie
213	EL JADI Hamza	Pr Ag	Endocrinologie et maladies métaboliques
214	AZAMI Mohamed Amine	Pr Ag	Anatomie pathologique
215	FASSI FIHRI Mohamed jawad	Pr Ag	Chirurgie générale
216	AMINE Abdellah	Pr Ag	Cardiologie
217	CHETOUI Abdelkhalek	Pr Ag	Cardiologie
218	ROUKHSI Redouane	Pr Ag	Radiologie
219	ARROB Adil	Pr Ag	Chirurgie réparatrice et plastique
220	MOULINE Souhail	Pr Ag	Microbiologie-virologie
221	AZIZI Mounia	Pr Ag	Néphrologie
222	BOUHAMIDI Ahmed	Pr Ag	Dermatologie
223	YANISSE Siham	Pr Ag	Pharmacie galénique

224	KHALLIKANE Said	Pr Ag	Anesthésie-réanimation
225	ZIRAOUI Oualid	Pr Ag	Chimie thérapeutique
226	IDALENE Malika	Pr Ag	Maladies infectieuses
227	LACHHAB Zineb	Pr Ag	Pharmacognosie

228	ABOUDOURIB Maryem	Pr Ag	Dermatologie
229	AHBALA Tariq	Pr Ag	Chirurgie générale
230	EL AOUAME Amal	Pr Ag	Orthodontie et orthopédie dento-faciale
231	WARDA Karima	MCHab	Microbiologie
232	SBAI Asma	MCHab	Informatique
233	ABISSY Meriem	MC	Microbiologie
234	SLIOUI Badr	MC	Radiologie
235	CHEGGOUR Mouna	MC	Biochimie
236	BELARBI Marouane	MC	Néphrologie
237	EL AMIRI My Ahmed	MC	Chimie de Coordination bio-organnique
238	LALAOUI Abdessamad	MC	Pédiatrie
239	ESSAFTI Meryem	MC	Anesthésie-réanimation
240	RACHIDI Hind	MC	Anatomie pathologique
241	FIKRI Oussama	MC	Pneumo-phtisiologie
242	EL HAMDAOUI Omar	MC	Toxicologie
243	EL HAJJAMI Ayoub	MC	Radiologie
244	BOUMEDIANE El Mehdi	MC	Traumato-orthopédie
245	RAFI Sana	MC	Endocrinologie et maladies métaboliques
246	JEBRANE Ilham	MC	Pharmacologie
247	LAKHDAR Youssef	MC	Oto-rhino-laryngologie
248	LGHABI Majida	MC	Médecine du Travail
249	AIT LHAJ El Houssaine	MC	Ophtalmologie
250	RAMRAOUI Mohammed-Es-said	MC	Chirurgie générale

251	EL MOUHAFID Faisal	MC	Chirurgie générale
252	AHMANNNA Hussein-choukri	MC	Radiologie
253	AIT M'BAREK Yassine	MC	Neurochirurgie
254	ELMASRIOUI Joumana	MC	Physiologie
255	FOURA Salma	MC	Chirurgie pédiatrique
256	LASRI Najat	MC	Hématologie clinique
257	BOUKTIB Youssef	MC	Radiologie
258	MOUROUTH Hanane	MC	Anesthésie-réanimation
259	BOUZID Fatima zahrae	MC	Génétique
260	MRHAR Soumia	MC	Pédiatrie
261	QUIDDI Wafa	MC	Hématologie
262	BEN HOUMICH Taoufik	MC	Microbiologie-virologie

263	FETOUI Imane	MC	Pédiatrie
264	FATH EL KHIR Yassine	MC	Traumato-orthopédie
265	NASSIRI Mohamed	MC	Traumato-orthopédie
266	AIT-DRISS Wiam	MC	Maladies infectieuses
267	AIT YAHYA Abdelkarim	MC	Cardiologie
268	DIANI Abdelwahed	MC	Radiologie
269	AIT BELAID Wafae	MC	Chirurgie générale
270	ZTATI Mohamed	MC	Cardiologie
271	HAMOUCHE Nabil	MC	Néphrologie
272	ELMARDOULI Mouhcine	MC	Chirurgie Cardio-vasculaire
273	BENNIS Lamiae	MC	Anesthésie-réanimation
274	BENDAOUUD Layla	MC	Dermatologie
275	HABBAB Adil	MC	Chirurgie générale
276	CHATAR Achraf	MC	Urologie
277	OUMGHAR Nezha	MC	Biophysique

278	HOUMAID Hanane	MC	Gynécologie-obstétrique
279	YOUSFI Jaouad	MC	Gériatrie
280	NACIR Oussama	MC	Gastro-entérologie
281	BABACHEIKH Safia	MC	Gynécologie-obstétrique
282	ABDOURAFIQ Hasna	MC	Anatomie
283	TAMOUR Hicham	MC	Anatomie
284	IRAQI HOUSSAINI Kawtar	MC	Gynécologie-obstétrique
285	EL FAHIRI Fatima Zahrae	MC	Psychiatrie
286	BOUKIND Samira	MC	Anatomie
287	LOUKHNATI Mehdi	MC	Hématologie clinique
288	ZAHROU Farid	MC	Neurochirurgie
289	MAAROUFI Fathillah Elkarim	MC	Chirurgie générale
290	EL MOUSSAOUI Soufiane	MC	Pédiatrie
291	BARKICHE Samir	MC	Radiothérapie
292	ABI EL AALA Khalid	MC	Pédiatrie
293	AFANI Leila	MC	Oncologie médicale
294	EL MOULOUA Ahmed	MC	Chirurgie pédiatrique
295	LAGRINE Mariam	MC	Pédiatrie
296	DAFIR Kenza	MC	Génétique
297	CHERKAOUI RHAZOUANI Oussama	MC	Neurologie

298	ABAINOU Lahoussaine	MC	Endocrinologie et maladies métaboliques
299	BENCHANNA Rachid	MC	Pneumo-phtisiologie
300	EL GUAZZAR Ahmed (Militaire)	MC	Chirurgie générale
301	OULGHOUL Omar	MC	Oto-rhino-laryngologie
302	AMOCH Abdelaziz	MC	Urologie
303	ZAHLAN Safaa	MC	Neurologie

304	EL MAHFOUDI Aziz	MC	Gynécologie-obstétrique
305	CHEHBOUNI Mohamed	MC	Oto-rhino-laryngologie
306	LAIRANI Fatima ezzahra	MC	Gastro-entérologie
307	SAADI Khadija	MC	Pédiatrie
308	TITOU Hicham	MC	Dermatologie
309	EL GHOUL Naoufal	MC	Traumato-orthopédie
310	BAHI Mohammed	MC	Anesthésie-réanimation
311	RAITEB Mohammed	MC	Maladies infectieuses
312	DREF Maria	MC	Anatomie pathologique
313	ENNACIRI Zainab	MC	Psychiatrie
314	BOUSSAIDANE Mohammed	MC	Traumato-orthopédie
315	JENDOUDI Omar	MC	Urologie
316	MANSOURI Maria	MC	Génétique
317	ERRIFAIY Hayate	MC	Anesthésie-réanimation
318	BOUKOUB Naila	MC	Anesthésie-réanimation
319	OUACHAOU Jamal	MC	Anesthésie-réanimation
320	EL FARGANI Rania	MC	Maladies infectieuses
321	IJJIM Mohamed	MC	Pneumo-phtisiologie
322	AKANOUR Adil	MC	Psychiatrie
323	ELHANAFI Fatima Ezzohra	MC	Pédiatrie
324	MERBOUH Manal	MC	Anesthésie-réanimation
325	BOUROUMANE Mohamed Rida	MC	Anatomie
326	IJJDA Sara	MC	Endocrinologie et maladies métaboliques
327	GHARBI Khalid	MC	Gastro-entérologie
328	ATBIB Yassine	MC	Pharmacie clinique
329	MOURAFIQ Omar	MC	Traumato-orthopédie
330	ZAIZI Abderrahim	MC	Traumato-orthopédie

331	HENDY Iliass	MC	Cardiologie
332	HATTAB Mohamed Salah Koussay	MC	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale

333	DEBBAGH Fayrouz	MC	Microbiologie–virologie
334	OUASSIL Sara	MC	Radiologie
335	KOUYED Aicha	MC	Pédopsychiatrie
336	DRIOUICH Aicha	MC	Anesthésie–réanimation
337	TOURAIF Mariem	MC	Chirurgie pédiatrique
338	BENNAOUI Yassine	MC	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
339	SABIR Es–said	MC	Chimie bio organique clinique
340	LAATITIOUI Sana	MC	Radiothérapie
341	IBBA Mouhsin	MC	Chirurgie thoracique
342	SAADOUNE Mohamed	MC	Radiothérapie
343	TLEMCANI Younes	MC	Ophthalmologie
344	SOLEH Abdelwahed	MC	Traumato–orthopédie
345	OUALHADJ Hamza	MC	Immunologie
346	BERGHALOUT Mohamed	MC	Psychiatrie
347	EL BARAKA Soumaya	MC	Chimie analytique–bromatologie
348	KARROUMI Saadia	MC	Psychiatrie
349	EL–OUAKHOUMI Amal	MC	Médecine interne
350	AJMANI Fatima	MC	Médecine légale
351	ZOUITEN Othmane	MC	Oncologie médicale
352	MENJEL Imane	MC	Pédiatrie
353	BOUCHKARA Wafae	MC	Gynécologie–obstétrique
354	ASSEM Oualid	MC	Pédiatrie
355	ELHANAFI Asma	MC	Médecine physique et réadaptation fonctionnelle
356	ABDELKHALKI Mohamed Hicham	MC	Gynécologie–obstétrique

357	ELKASSEH Mostapha	MC	Traumato-orthopédie
358	EL OUAZZANI Meryem	MC	Anatomie pathologique
359	HABBAB Mohamed	MC	Traumato-orthopédie
360	KHAMLIJ Aimad Ahmed	MC	Anesthésie-réanimation
361	EL KHADRAOUI Halima	MC	Histologie-embryologie-cyto-génétique
362	ELKHETTAB Fatimazahra	MC	Anesthésie-réanimation
363	SIDAYNE Mohammed	MC	Anesthésie-réanimation
364	ZAKARIA Yasmina	MC	Neurologie
365	BOUKAIDI Yassine	MC	Chirurgie Cardio-vasculaire
366	NABIL Mehdi	MC	Anesthésie-réanimation
367	KAAKOUA Mohamed	MC	Oncologie médicale
368	FIQHI Mohammed Kamal	MC	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
369	BEN ELHEND Salah	MC	Radiologie
370	KHERRAB Anass	MC	Rhumatologie
371	AWATI El Mehdi	MC	Hématologie
372	HAOUANE Mohamed Amine	MC	Anatomie pathologique
373	BOUABBADI Salah eddine	MC	Ophtalmologie
374	MOUNIR Reda	MC	Chirurgie Cardio-vasculaire
375	AHCHOUCH Siham	MC	Hématologie clinique
376	AZRIOUIL Ouhb	MC	Traumato-orthopédie
377	CHALOUAH Badr	MC	Traumato-orthopédie
378	EL BEJJAJ latimad	MC	Anatomie pathologique
379	BABA Zineb	MC	Rhumatologie
380	OUSSAYEH Imane	MC	Anesthésie-réanimation

LISTE ARRETEE LE 08/10/2025



DEDICACES



Soyons reconnaissants aux personnes qui nous donnent du bonheur ; elles sont les charmants jardiniers par qui nos âmes sont fleuries »

Marcel Proust.



Je me dois d'avouer pleinement ma reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont soutenue durant mon parcours, qui ont su me hisser vers le haut pour atteindre mon objectif. C'est avec amour, respect et gratitude que

Je dédie cette thèse ...





Tout d'abord à Allah,

اللهم لك الحمد حمداً كثيراً طيباً مباركاً فيه عدد خلقك ورضى نفسك وزنة
عرشك ومداد كلماتك اللهم لك الحمد ولك الشكر حتى ترضى ولك الحمد ولك
الشكر عند الرضى ولك الحمد ولك الشكر دائماً وأبداً على نعمتك

*Au Tout-Puissant, Allah, Louange à Dieu, miséricordieux et clément,
qui m'a inspiré et guidé sur le droit chemin. C'est grâce à Sa
miséricorde et à Sa bienveillance que j'ai trouvé le courage et la force
nécessaires pour mener à bien ce projet et voir ce jour tant attendu. «
Qu'il nous couvre de sa bénédiction ».*

AMEN!

À ma chère maman Chadia El Azzouzi :

Il est des femmes dont la force silencieuse résonne bien au-delà des mots, dont la présence se fait sentir dans chaque instant de nos vies sans jamais réclamer de reconnaissance. Tu es cette femme, ma mère, un pilier de patience et de ténacité, dont l'amour infini s'est tissé dans les jours les plus fragiles.

Tu es cette lumière qui n'a jamais vacillé, même lorsque mes pas tremblaient.

Tu es ce souffle doux qui m'a relevée mille fois, ce cœur immense qui a tout donné sans jamais attendre en retour.

Dans tes mains, j'ai trouvé la force.

Dans ton regard, j'ai appris le courage.

Dans ton silence, j'ai compris l'amour.

Maman, tu es ma racine et mon horizon, l'étoile qui veille, la voix qui rassure, l'abri où mon âme se repose.

Je t'aime d'un amour que mes mots ne savent pas encore écrire, mais que mon cœur murmure chaque jour.

Que Dieu te bénisse de santé, de paix et de sérénité — toi, la plus belle preuve que la tendresse existe vraiment.

À mon cher père Abdelaziz Ounas :

*À toi, souffle calme qui a porté chacun de mes pas,
la main invisible qui a relevé mes silences,*

la force douce qui m'a appris à devenir femme sans perdre ma lumière.

Sous ton regard, le monde n'a jamais été trop grand.

*Dans ta tendresse retenue, j'ai trouvé un abri,
et dans ton amour discret, une certitude plus solide que la terre.*

*Papa, si je t'offre ces pages,
c'est parce qu'elles naissent d'une graine que tu as plantée en moi :
celle du courage, de la douceur,*

et de cette confiance en la vie que tu m'as transmise sans un mot.

*Je t'aime d'un amour qui dépasse les phrases
et qui se loge dans les endroits du cœur où les mots ne vont pas.*

*Que Dieu te bénisse, te garde en santé et en paix,
toi, mon premier horizon et mon éternelle tendresse.*

À mon frère Adnane Ounas :

*Merci d'être cette présence qui m'a toujours complétée,
cet écho de moi-même qui comprenait mes silences avant même que je
parle.*

*Tu as été, au fil des années, la force tranquille à mes côtés,
la part de lumière qui rendait chaque moment plus simple, plus doux.*

*Tu es celui qui me comprend sans effort,
celui dont le regard suffit pour apaiser mes doutes
et dont la loyauté ne s'est jamais démentie.*

*Notre lien est une racine profonde : il traverse le temps,
la distance, les chemins qui s'éloignent pour mieux se retrouver.*

*J'espère que notre lien restera solide,
peu importe où la vie nous mènera —
car il est tissé de souvenirs, de rires, et d'un amour fraternel indestructible.*

*Je te souhaite le succès que tu mérites,
le soutien que ton cœur appelle,
et une vie où chaque pas te mène vers ce qui t'élève.*

À mes défunts grands-parents :

*À la mémoire de mes grands-parents maternels et paternels,
dont la tendresse, les valeurs et la lumière continuent de guider chacun de
mes pas.*

*Vous qui n'êtes plus là, mais dont la présence demeure au cœur de mes
souvenirs,
vous m'avez transmis la force, l'humilité et l'amour du travail bien fait.
C'est grâce à l'héritage silencieux de votre bienveillance
que j'ai trouvé la détermination d'aller au bout de ce chemin.*

*Puisse cette thèse être un hommage à ce que vous avez semé en moi :
le courage, la patience et la conviction que tout effort porte un sens.*

À ma cousine Nissrine El Azzouzi :

*À toi, ma cousine, ma sœur de cœur, tu es la sœur qui me manquait,
celle que la vie m'a offerte comme une évidence.*

*Depuis notre enfance, nous étions inséparables —
je me souviens encore de cette joie simple d'être à tes côtés,
de cette complicité qui grandissait sans effort,
comme si nos cœurs avaient toujours parlé la même langue.*

*Nous avons grandi en aimant les mêmes choses,
en vivant les mêmes rires, en partageant les mêmes rêves.*

*Tu as toujours été là pour moi,
présente avec ton écoute, ta fidélité, ta douceur*

*Rien n'a pu briser ce lien qui nous unit,
ni la distance, ni le temps —
car nous avons toujours su nous aimer,
nous soutenir, prendre soin l'une de l'autre.*

*À toute la famille OUNAS
À toute la famille EL AZZOUZI*

*À tous mes oncles, mes tantes, mes cousins Veuillez trouver dans ce travail
l'expression de mon respect le plus profond et de mon affection la plus
sincère.*

À Bouthaina Sissaoui :

*À toi, dont je ne saurais imaginer la vie sans la présence,
toi qui illumines mes jours d'une manière si naturelle
qu'on en oublie que toutes les amitiés ne se vivent pas ainsi.
Je ne sais pas quand exactement notre histoire a commencé,
mais je sais que, doucement, sûrement,
notre lien s'est épaissi comme un fil d'or,
tissé par les éclats de rire, les confidences,
et toutes ces petites choses qui font les grandes relations.
Et aujourd'hui, il est devenu une évidence :
notre lien fait partie de ce que la vie m'a offert de plus beau.
Merci d'être cette âme douce,
au cœur vaste, généreux, délicat,
merci pour ta façon d'aimer, d'accompagner, de comprendre
sans jamais rien demander.
Nos souvenirs de vie partagée
sont parmi les plus précieux que je porte.
Je n'aurais jamais pu rêver d'une meilleure présence,
d'une meilleure complice,
d'une lumière aussi fidèle au quotidien.
Aujourd'hui, tu es un pilier,
un morceau de ma vie tissé à la mienne,
une présence qui rend tout plus beau, plus humain, plus vrai.
Je te souhaite tout l'amour du monde,
toute la santé, toute la réussite,
et cette paix profonde que seules les belles âmes méritent.*

À Chaïma Rbiaï :

*À toi, Chaïma, âme lumineuse et pleine de vie,
Ton énergie est un éclat qui éclaire tout autour de toi,
une joie contagieuse qui rend chaque instant plus léger,
et chaque personne autour de toi plus fière de te connaître.
Dès notre première rencontre, j'ai senti que notre amitié serait spéciale.
Nos nuits de garde, pleines de rires et de complicité,
ont transformé la fatigue en souvenirs inoubliables,
et ton sourire a toujours été mon phare dans ces longues heures.
Lorsque tu n'étais pas là, j'ai compris à quel point ta présence rendait tout
plus doux, plus supportable.
Merci d'être cette amie unique,
celle à qui je peux tout confier, celle avec qui je partage rires, bêtises et
secrets,
celle qui transforme chaque moment ordinaire en éclat de bonheur.
Chaque souvenir avec toi est un trésor,
chaque rire un petit morceau d'éternité.
Je t'aime profondément, Chaïma,
et je suis reconnaissante pour chaque instant partagé à tes côtés.*

À Rajaa Riado :

*Tu es l'une des plus belles rencontres de ma vie,
celle qui illumine chaque instant par son sourire,
celle dont la présence réchauffe le cœur de tous autour.
Tu es le pilier de notre groupe,
celle en qui nous avons confiance sans hésitation,
celle qui écoute, comprend et soutient sans jamais faillir.
Ton empathie est un refuge,
ta bienveillance une force qui inspire,
et ton amour pour ceux qui t'entourent une lumière rare.
Merci d'être cette amie fidèle,
celle qui se tient à mes côtés, même dans les moments les plus fragiles,
celle qui transforme chaque difficulté en encouragement,
chaque doute en espoir.
Je te souhaite tout le bonheur, la réussite et l'amour que tu mérites,
toi qui rends le monde plus doux simplement en étant toi.
Merci pour ton cœur immense, pour ton soutien constant,
et pour tout ce que tu es, Raja.*

À Chaïmaa Rachídi :

*À toi, Chaïmaa,
dont la douceur éclaire les jours les plus sombres,
qui apaise sans un mot et réchauffe simplement par ta présence.*

*Tu es cette âme rare qui transforme chaque moment en un refuge,
cette force discrète qui relève, soutient et encourage
même lorsque je vacille.
Jamais tu n'as hésité à m'offrir ta bienveillance,
jamais tu n'as faibli dans ton amitié.*

*Je souhaite, du fond du cœur, que notre lien continue de s'épanouir,
qu'il grandisse encore, patiemment, sincèrement,
et qu'il demeure ce fil lumineux
qui nous accompagne, où que la vie nous conduise.*

À Khadeeja Rídhá :

*Toi, mon refuge et mon éclat de lumière,
mon soutien silencieux et ma complice de toujours.
Même lorsque les kilomètres nous séparent,
rien n'a jamais éteint la chaleur de notre lien,
ni la douceur de ton cœur qui me soutient à chaque pas.
Tu es ce souffle de tendresse qui apaise mes doutes,
ce rire contagieux qui illumine mes jours sombres,
Ton cœur, si grand, si tendre, me soutient à chaque pas,
me relève lorsque je vacille,
m'enveloppe d'une force que je ne trouve nulle part ailleurs.
Tu es ce souffle de tendresse qui dissipe mes craintes,
cette lumière qui perce mes nuages,
ce rire contagieux qui illumine mes journées,
cet amour discret, profond, immense,
qui me rappelle, à chaque instant, que je ne suis jamais seule.
Avec toi, chaque instant devient précieux,
chaque souvenir, un trésor où résonnent nos éclats de joie et nos
confidences.*

*Tu m'inspires à être meilleure,
à tendre vers la version la plus vraie, la plus lumineuse de moi-même.
Je te souhaite une vie pleine de succès, d'amour et de bonheur,
à la hauteur de la grandeur de ton cœur.*

À Meriem Aït Ouaziz :

*A toi meriem, pour cette présence rare qui a illuminé
des années de ma vie avec une douceur que je n'oublierai jamais.
Depuis nos fous rires en classe, ces moments suspendus
où le monde semblait s'arrêter pour nous laisser respirer,
je garde tout en moi comme des éclats d'enfance
qui continuent de réchauffer mes jours.
Avec toi, j'ai vécu des instants si beaux
qu'ils ont redéfini ma façon d'aimer la vie.
Nous étions si naturellement accordés
que je me demandais parfois
s'il était vraiment possible
de se reconnaître autant dans un autre être.
Comme si nos âmes savaient déjà se parler
avant même que nos mots se rejoignent.
Merci d'être l'ami qui me fait confiance
même quand je doute,
qui prend soin de moi avec une bienveillance silencieuse,
qui voit en moi des forces que je n'arrive pas toujours à percevoir.
Merci d'être cet esprit qui souhaite mon meilleur,
qui croit en moi avec une fidélité qui touche le cœur.*

À mon amie d'enfance Ikram Adnani :

*À toi qui as été la première lumière de ma vie,
la compagne de mes premiers pas, de mes premières joies,
de ces jours où le monde ne dépassait pas la taille de nos rêves.
Mon enfance porte ton nom,
elle respire ta présence,
elle est tissée de tes rires et de nos jeux sans fin.
Nos souvenirs dépassent les mots :
ils vivent dans ce lieu secret du cœur
où rien ne s'efface, où tout demeure lumineux.
Tu m'as offert l'enfance que j'espérais —
celle où la complicité remplace la peur,
où la douceur guérit les chagrins,
où chaque jour avait le goût d'une aventure partagée.
Et aujourd'hui, devenues adultes, tu restes ce port sûr,
celle vers qui je peux revenir à n'importe quel moment
comme on revient à une maison familière.
la distance n'a jamais réussi
à éloigner nos sentiments.
Elle a seulement prouvé
que certains liens survivent à tout,
parce qu'ils sont plus forts que le temps.*

À Asmaa Moummou :

*À toi, l'âme que je respecte avec une tendresse infinie,
toi dont la sagesse apaise mes tempêtes,
toi vers qui mes pensées se tournent spontanément
chaque fois que j'ai besoin d'une lumière juste
ou d'une vérité douce pour guider mon cœur.
Nos éclats de rire qui ont dessiné des constellations sur nos jours,
nos souvenirs tissés avec simplicité et magie,
ces projets que nous avons osé rêver,
ces instants suspendus où je me sentais comprise
avant même d'avoir trouvé les mots.
Tu es la douceur qui rassure,
le pilier silencieux qui m'élève,
la preuve que l'amitié peut être une maison
où l'on revient toujours, même de loin,
sans jamais perdre le chemin.
Je te souhaite un amour vaste, lumineux,
à la hauteur de ta générosité profonde.
Merci d'être celle qui m'accompagne,
celle qui me complète,
celle dont l'amitié est une grâce dans ma vie.*

À Rîm Karouach :

*Merci d'être cette présence tendre qui apaise mes jours
et éclaire mes instants.
Merci d'être l'amie avec qui j'ai envie de tenter l'inconnu,
de rêver plus grand,
de bâtir des projets qui nous ressemblent
et qui portent la chaleur de nos rires.
Tu es cette lumière douce,
celle qui ne s'impose pas mais qui réchauffe,
celle qui soutient sans bruit,
qui comprend sans demander,
qui offre son cœur sans condition.
Je te souhaite tout le meilleur,
tout le succès, toute la joie,
tout l'amour que ton âme généreuse mérite.*

À Meriem Madak

*À mon amie chère,
une amie que je chéris profondément et pour qui j'ai un grand respect.
J'admire la personne que tu es et la constance dont tu fais preuve. Nous
avons traversé ce parcours ensemble, et je suis reconnaissante de t'avoir
eue à mes côtés tout au long de ce chemin.*

*Nous nous sommes vues grandir, évoluer et mûrir, et je suis extrêmement
fière de la personne que tu es devenue. J'espère de tout cœur que notre
amitié continuera à se renforcer avec le temps, et je te souhaite tout le
bonheur et la réussite que tu mérites pleinement.*

À mes amis de parcours scolaire Nada, Ayoub, Oussama, Adnane, Manad et Houda:

*Depuis nos années à l'école, vous avez été ces amis avec qui j'ai grandi,
ces compagnons de rires, de bêtises et de moments légers
qui restent à jamais gravés dans ma mémoire.
Chaque instant passé ensemble était un éclat de joie,
une promesse que l'amitié pouvait rendre la vie plus belle.
Je vous souhaite tout le bonheur que vous méritez,
tout le succès que vos efforts et vos rêves appellent,
et une vie remplie de sourires, de rires et de souvenirs lumineux*

À Meriem ourgat :

*À toi, mon binôme de garde,
avec qui j'ai vécu mes plus belles nuits aux urgences,
ces heures où la fatigue se mêlait aux éclats de rire
et où la complicité effaçait tout le reste.
Notre amitié a grandi vite,
portée par nos pensées qui se croisent,
nos fous rires qui éclatent sans prévenir,
et cette compréhension silencieuse
qui ne s'explique qu'entre âmes faites pour s'entendre.
Merci d'avoir été l'ami dont j'avais besoin,
celui qui soutient, qui écoute,
et qui transforme chaque garde en souvenir précieux.
Je te souhaite tout l'amour,
toute la réussite,
et toute la lumière que ton chemin mérite.*

À Laïla Ramzi :

*toi, Laïla, âme si douce et si attentionnée,
Je me souviens encore de nos rires et de nos souvenirs
pendant toutes ces gardes,
ces moments où la fatigue disparaissait devant la joie partagée
et où chaque instant devenait un souvenir précieux.
Ton savoir est un véritable trésor,
ton écoute et ta bienveillance un refuge pour ceux qui t'entourent.
Merci d'être l'amie sur qui je pouvais toujours compter,
celle qui transforme le quotidien en éclats de lumière.*

À tous mes collègues de classe et de stage hospitalier

*Merci d'avoir illuminé ce chemin,
de l'avoir rempli de rires, de complicité et de moments précieux.
Sans votre présence, votre soutien et vos encouragements,
ces années, parfois épuisantes, auraient été bien plus lourdes.
Nous avons traversé ensemble des journées longues et fatigantes,
mais votre amitié a transformé chaque défi en un éclat de lumière,
rendant ce parcours non seulement supportable,
mais profondément joyeux et inoubliable.*

***À tous mes enseignants tout au long de mes études
À tous les patients, puisse Dieu tout-puissant vous accorder un
prompt rétablissement et soulager vos souffrances***

À tous ceux dont l'oubli de la plume n'est pas celui du cœur

***À tous ceux qui ont contribué, de près ou de loin à l'élaboration
de ce travail***

*Que cette thèse, qui vous est dédiée, soit le gage de mes profonds sentiments
de respect, de remerciements et l'expression de mes sincères souhaits de
bonheur.*



REMERCIEMENTS



À NOTRE MAÎTRE ET PRÉSIDENT DE THÈSE :

PR. ZOUHAIR Saïd

Professeur de l'enseignement supérieur, chef du service de
Bactériologie-Virologie et Biologie Moléculaire à l'hôpital
militaire Avicenne de Marrakech et Doyen de la Faculté de
Médecine et de Pharmacie de Marrakech

Nous sommes profondément sensibles à l'honneur que vous nous avez fait en acceptant, avec une bienveillance constante, d'assurer la présidence de notre jury de thèse. Homme de grandes valeurs, vous incarnez l'excellence tant sur le plan professionnel qu'humain. Votre rigueur, votre intégrité et votre humilité exemplaire, alliées à la disponibilité et à la gentillesse dont vous faites preuve à l'égard de vos étudiants, constituent pour nous un modèle inestimable.

Votre parcours, votre engagement et votre savoir-faire inspirent le plus profond respect et suscitent une admiration sincère. C'est un privilège et un honneur inoubliable de bénéficier de votre jugement éclairé et de vos précieux conseils tout au long de cette étape décisive de notre parcours académique.

Veillez agréer, cher Maître, l'expression de notre plus haute considération, de notre sincère gratitude et de notre profond respect.

À NOTRE MAÎTRE ET RAPPORTEUR DE THÈSE :
PR. EL AMRANI Moulay Driss
Professeur de l'enseignement supérieur, Service de chirurgie
réparatrice et plastique au CHU Mohammed VI.

Depuis mes premières années d'études, vos cours d'anatomie, remarquablement clairs, passionnants et inspirants, ont suscité en moi une profonde admiration pour votre savoir et votre pédagogie. Sous votre direction, j'ai eu l'honneur de réaliser ce travail, bénéficiant de votre expertise exceptionnelle, de votre rigueur scientifique et de votre humilité exemplaire. Votre passion pour votre discipline et la bienveillance constante dont vous faites preuve constituent un modèle d'excellence et une source d'inspiration durable.

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance pour le temps et l'attention que vous avez consacrés à mon encadrement, pour vos conseils éclairés et votre soutien inébranlable. Votre accompagnement, empreint de rigueur et de sollicitude, a été déterminant dans l'aboutissement de cette thèse.

Veillez recevoir l'expression de ma plus haute considération, de ma sincère gratitude et de mon profond respect, avec Je vous adresse mon estime la plus sincère et l'espoir que ce travail soit digne de la confiance que vous m'avez accordée.

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE DE THÈSE :
PR. EL ADIB Ahmed Rhassane
**Professeur de l'enseignement supérieur en Anesthésie-
réanimation**

Nous vous exprimons toute notre gratitude pour l'honneur que vous nous faites en acceptant de siéger au sein de ce jury de thèse. Votre disponibilité, votre bienveillance et l'intérêt que vous avez portés à notre travail témoignent d'un engagement scientifique et humain auquel nous sommes profondément sensibles.

Nous avons été particulièrement touchés par la qualité de votre accueil ainsi que par l'attention avec laquelle vous avez accepté d'accompagner cette étape essentielle de notre parcours académique.

Votre expérience et votre discernement représentent pour nous un privilège et un enrichissement certain.

Veillez, Chère Professeur, trouver dans ce modeste travail l'expression de notre estime la plus sincère et de notre profond respect.

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE DE THÈSE :
PR. EL IDRISSE Slitine Nadia
**Professeur de l'Enseignement Supérieur de pédiatrie au CHU
Mohammed VI - Marrakech**

Vous nous avez fait l'immense honneur d'accepter de faire part de cet honorable jury. Merci pour votre sympathie, votre attention soutenue au bien-être de vos étudiants, ainsi que votre bienveillance constante, qui témoignent de qualités humaines et professionnelles remarquables. Celles-ci renforcent notre admiration pour ce métier noble et nous inspirent profondément.

Votre engagement et votre exemplarité constituent pour nous un exemple inestimable et une source de motivation constante.

Veillez, cher Maître, recevoir l'expression de notre sincère reconnaissance et de notre plus profond respect.

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE DE THÈSE :

PR. ALJ Soumaya

**Professeur de l'Enseignement Supérieur de Radiologie, à
l'hôpital universitaire Ibn Tofaïl de Marrakech**

Nous sommes reconnaissants de l'honneur que vous nous avez fait par votre présence.

*Votre aimable acceptation de juger cette thèse nous touche profondément, et nous
tenons à vous exprimer notre gratitude sincère.*

*Votre exigence scientifique, alliée à votre sens de l'écoute et à votre
ouverture d'esprit, confère à cette soutenance une valeur particulière à
nos yeux.*

*Veillez croire, cher Maître, à l'expression de notre haute considération et de notre
reconnaissance sincère.*

REMERCIEMENTS PARTICULIERS :

À PR. BOUROUMANE Mohamed Rida

**Professeur de radiologie, à l'hôpital universitaire Ibn Tofaïl de
Marrakech**

*Je vous adresse mes sincères remerciements. Votre accueil bienveillant et la confiance
que vous avez témoignée à l'égard de ce travail ont été particulièrement précieux. Je
suis reconnaissante pour votre sympathie et vos grandes qualités humaines.*

*Votre disponibilité constante, votre expertise pointue et la rigueur scientifique dont vous
avez fait preuve ont été des éléments essentiels à l'aboutissement et à la qualité de ce
travail. Par votre accompagnement attentif, vos conseils éclairés et la bienveillance avec
laquelle vous m'avez guidée, cette étape exigeante de mon parcours académique s'est
transformée en une expérience riche, formatrice et profondément stimulante.*

*Veillez recevoir l'expression de ma plus haute considération, de ma sincère gratitude et
de mon respect le plus profond.*

À MR. ZDEG Khalid

*Nous souhaitons exprimer notre profonde gratitude au personnel informatique de notre
faculté pour le soutien inestimable apporté tout au long de la réalisation de ce travail.*

*Votre disponibilité constante, votre expertise technique et votre bienveillance ont
grandement facilité l'accomplissement de ce projet.*

*Veillez recevoir l'expression de notre sincère reconnaissance, de notre estime la plus
profonde et de notre respect le plus élevé.*



ABBREVIATIONS



LISTE DES ABRÉVIATIONS

3D	: Tridimensionnel
CAO	: Conception Assistée par Ordinateur
SLS	: Selective laser sintering
FFF	: Fused Filament Fabrication
FDM	: Fused Deposition Modeling
SLA	: Stereolithography
DLP	: Digital Light Processing
DMD	: Digital Micromirror Device
FA	: Fabrication additive
SLM	: Selective Laser Melting
EBM	: Electron Beam Melting
MJP	: Multijet Modeling
DED	: Directed Energy Deposition
LOM	: Laminated Object Manufacturing
PLA	: Polylactic Acid
ABS	: Acrylonitrile Butadiene Styrene
PETG	: Polyethylene Terephthalate Glycol
TPU	: Thermoplastic Polyurethane
PC	: Polycarbonate
ISO	: Organisation Internationale de Normalisation
PCL	: Polycaprolactone
PLGA	: Poly(lactic-co-glycolic acid)
STL	: Standard Tessellation Language
IRM	: Imagerie par Résonance Magnétique
CBCT	: Cone Beam Computed Tomography
PEEK	: Polyether Ether Ketone
UV	: Ultraviolet
OCT	: Optical Coherence Tomography
SDOCT	: Spectral Domain Optical Coherence Tomography
OCTA	: Optical Coherence Tomography Angiography

LIO	: Lentille intraoculaire
2D	: Bidimensionnel
DIEP	: Deep Inferior Epigastric Perforator flap
TRAM	: Transverse Rectus Abdominis Myocutaneous
TDM	: Tomodensitométrie
TBM	: Trachéobronchomalacie
ORL	: Oto–Rhino–Laryngologie
3MF	: 3D Manufacturing Format
PP	: Polypropylene
PEKK	: PolyEtherKetoneKetone
TPE	: Thermoplastic Elastomer
PLQ–R	: Polymère photo–curable pour résine
MRKH	: Mayer–Rokitansky–Küster–Hauser
HDR	: High–Dose–Rate
PMMA	: Polymethyl Methacrylate
VRT	: Volume Rendering Technique
KG	: Kilogramme



LISTE DES FIGURES



LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Représentation chronologique des principaux événements du développement de la technologie d'impression 3D.

Figure 2 : Principe de la technique de stéréolithographie, Reproduit à partir de Kim GB et al., Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

Figure 3 : Principe de la technique de traitement numérique de la lumière, Reproduit à partir de Kim GB et al., Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

Figure 4 : Principe de la technique de dépôt de filament fondu, Reproduit à partir de Kim GB et al., Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

Figure 5 : Principe de la technique de frittage sélectif par laser (SLS), Reproduit à partir de Kim GB et al., Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

Figure 6 : Principe de la technique Multijet, Reproduit à partir de Kim GB et al., Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

Figure 7 : Principe de la technique Polyjet, Reproduit à partir de Kim GB et al., Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

Figure 8 : Représentation schématique des étapes du processus d'impression 3D, Reproduit à partir de Grivet-Brancot A et al., Macromol Biosci., 2022(8), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 9 : Schéma représentatif de la structure d'une imprimante FDM typique: 1.moteur de l'axe X, 2.moteur de l'axe Z, 3.moteur de l'axe Y, 4.buse chauffante, 5.plateau d'impression, 6.carte de commande avec affichage, 7.filament. Adapté à partir de Zhou et al., Sensors, 2024(25), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 10 : Guides chirurgicaux d'implants fabriqués par fabrication additive. A, Stéréolithographie (résine dentaire SG) ; B, PolyJet (résine VeroClear) ; C, Multijet (Visijet Stoneplast). Reproduit avec l'autorisation de © Elsevier, via Copyright Clearance Center (CCC), d'après la référence(31).

Figure 11 : Modèle anatomique pour simulation d'une chirurgie orthognathique, avec à côté des guides de repositionnement du segment LE FORT 1 et la gouttière occlusale imprimés en 3D, Reproduit à partir de Lin HH, Lonic D, Lo LJ, J Formos Med Assoc., 2018;117(38), avec l'autorisation d'Elsevier. Permission obtenue via le Copyright Clearance Center (CCC).

Figure 12 : Image de moulage en plâtre de la mandibule avec guide chirurgical ajusté. Adapté à partir de Postl L, Mücke T, Hunger S, Wuersching SN, Holberg S, Bissinger O, et al., Eur J Med Res., 2022;27:104(39), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0). <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 13 : IRM d'un patient présentant un mélanome uvéal postérieur : la flèche et la couleur rouge indiquent la masse tumorale ; les couleurs jaune et bleue indiquent le cristallin ; les couleurs verte et orange indiquent les nerfs optiques, Reproduit à partir de Urdová A, Sramka M, Thurzo A, Furdová A, Clin Ophthalmol, 2017;11:267-71(41), sous licence Creative Commons Attribution - NonCommercial (CC BY-NC 3.0). <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>.

Figure 14 : Modèle oculaire imprimé en 3D présentant un mélanome uvéal intraoculaire de stade intermédiaire (T2) ; la flèche rouge indique la masse tumorale, Reproduit à partir de Urdová A, Sramka M, Thurzo A, Furdová A, Clin Ophthalmol, 2017;11:267-71(41), sous licence Creative Commons Attribution - NonCommercial (CC BY-NC 3.0), <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>.

Figure 15 : Image d'un patient avec moule (gauche) et prothèse oculaire imprimés en 3D (droite), Reproduit à partir de Tsui JKS, Bell S, Cruz L da, Dick AD, Sagoo MS, Surv Ophthalmol., 2022;67(4):1287-1310(42), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0). <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

Figure 16 : Le guide métallique standard utilisé en combinaison avec le guide de positionnement 3D personnalisé imprimé pour orienter la direction des lésions intracrâniennes ainsi que celle du trajet de ponction du système ventriculaire lors de l'intervention, Reproduit à partir de Zhou L, Wang W, Li Z, Wei H, Cai Q, Chen Q, et al., Sci Rep., 2022;12:20421(51), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0).

Figure 17 : Vertèbres individuelles imprimées en 3D et leurs gabarits guides correspondants(52), Reproduit à partir de Garg B, Mehta N. Current status of 3D printing in spine surgery. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma, 2018, avec l'autorisation d'Elsevier via le Copyright Clearance Center. © 2018 Delhi Orthopedic Association. Tous droits réservés.

Figure 18 : Perçage du trajet des vis pédiculaires à l'aide d'un gabarit imprimé en 3D pendant l'intervention chirurgicale(52), Reproduit à partir de Garg B, Mehta N. Current status of 3D printing in spine surgery. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma, 2018, avec l'autorisation d'Elsevier via le Copyright Clearance Center. © 2018 Delhi Orthopedic Association. Tous droits réservés.

Figure 19 : Crâne et moule imprimés en 3D à partir de données de scanner haute résolution. (A, B) Données du scanner haute résolution ; (C) moule virtuel dans 3D Slicer ; (D) crâne imprimé en 3D, Reproduit à partir de You Y, Niu Y, Sun F, Huang S, Ding P, Wang X, et al., Front Surg., 2022;9:1030081(53), sous licence Creative Commons Attribution (CC BY 4.0). <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 20 : (A-C) images de prothèses spinales imprimées en 3D.(D,E) Conceptions préopératoires de prothèses imprimées en 3D destinées à remplacer les corps vertébraux et à stabiliser la colonne vertébrale, Reproduit à partir de Sun Z, Yin M, Sun Y, Cheng M, Fang M, Huang W, et al., Orthop Surg., 2022;14(9):2016–22(54), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0). <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 21 : Modèle anatomique tridimensionnel imprimé à l'échelle réelle pour la planification préopératoire virtuelle de la chirurgie du coude, Reproduit avec l'autorisation des auteurs et de l'éditeur, à partir de Zamborsky R, Kilian M, Jacko P, Bernadic M, Hudak R., Bratisl Med J., 2019;120(07):498–504(56).

Figure 22 : Implant pelvien (a–d). Implant tibial (e–h), reproduit à partir de la référence(62), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 23 : Traitement d'une fracture comminutive de la rotule à l'aide d'un implant en plaque crochetée imprimé en 3D : a. Représentation 3D de la fracture de la rotule comminutive ; b. Implant à crochet imprimé en 3D sur un modèle 3D de la rotule (côté opposé miroir) ; c. Situation peropératoire avec réduction et fixation temporaire par broche de Kirschner ; d. Implant à crochet spécifique au patient imprimé en 3D avec vis en place(63).

Figure 24 : Modèle anatomique de formation chirurgicale en rhinoplastie : Image illustrant le décollement de la peau de la pointe nasale et l'exposition des cartilages alaires inférieurs. Reproduit à partir de : Zabaneh G, Lederer R, Grosvenor A, Wilkes G. Rhinoplasty: A Hands–On Training Module. (69), avec permission de l'American Society of Plastic Surgeons (ASPS) via Copyright Clearance Center (CCC).

Figure 25 : (A) Profil droit du patient avec la prothèse auriculaire en place, (B) Oreille controlatérale, Reproduit à partir de (72), sous licence Creative Commons Attribution – NonCommercial 4.0 International (CC BY–NC 4.0), <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 26 : Image d'une épithèse faciale orbito–palpébral, Reproduit à partir de(42), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0), <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 27 : Échafaudage auriculaire en polycaprolactone imprimé en 3D par conception et fabrication assistées par ordinateur (CAO/FAO). Tomodensitométrie du patient (en haut à gauche), représentation CAO (en haut au centre), incorporation des pores (en haut à droite), oreille imprimée en 3D (en bas à gauche), avec hydrogel (en bas au centre), implantation in vivo (en bas à droite). Reproduit avec l'autorisation de Zopf DA, Mitsak AG, Flanagan CL, et al., Computer–Aided Designed, 3–Dimensionally Printed Porous Tissue Bioscaffolds For Craniofacial Soft Tissue Reconstruction, *Otolaryngol Head Neck Surg.*, 2014;152(1):57–62. © Wiley 2014. Permission obtenue via le Copyright Clearance Cente.(74).

Figure 28 : Simulation de l'intervention de remplacement valvulaire percutanée à l'aide d'un modèle tridimensionnel de la racine de l'aorte, Reproduit avec permission de Schmauss P, Henn P, Walther T, et al., *Ann Thorac Surg*, 2012, 93(2):e31–e33, <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.09.033>(75), © Elsevier. Permission accordée via CCC.

Figure 29 : Test d'ajustement du guide chirurgical sur le cœur fantôme : (A) Vue supérieure ; (B) Vue latérale droite ; (C) Vue frontale, reproduit de (78), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0), <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 30 : (A, B) Sélections d'images CT transversales et sagittales d'un homme de 57 ans (patient 3) présentant une masse rénale postérieure du pôle inférieur gauche avec rehaussement. (C) Masse rénale gauche réséquée à côté du modèle physique tridimensionnel du rein gauche (retourné en position postérieure), incluant la principale vascularisation rénale, construit à partir des images CT. CT : tomodensitométrie. Reproduit avec permission de : Silberstein JL, Maddox MM, Dorsey P, Feibus A, Thomas R, Lee BR. Physical models of renal malignancies using standard cross–sectional imaging and 3–dimensional printers: a pilot study. *Urology*. août 2014;84(2):268–72(91). © Elsevier via Copyright Clearance Center.

Figure 31 : Plaque–guide de ponction néphroscopique percutanée imprimée en 3D, adapté depuis (98), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0), <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Figure 32 : Entrée de l'unité de modélisation et d'impression 3D.

Figure 33 : Image de l'unité de modélisation et d'impression 3D.

Figure 34 : Image de l'unité de modélisation et d'impression 3D.

Figure 35 : Le scanner Shining 3D EinScan-SE V2, avec le logiciel EXSCAN S affiché sur l'ordinateur portable du laboratoire.

Figure 36 : Fenêtre du logiciel Exscan S de Shining 3D.

Figure 37 : Fenêtre du logiciel 3D slicer.

Figure 38 : Fenêtre du logiciel Meshmixer.

Figure 39 : Fenêtre du logiciel 3D Sprint.

Figure 40 : Fenêtre du logiciel Bambu Studio.

Figure 41 : Imprimante Volumic Stream SH65.

Figure 42 : Filament PLA HR 870.

Figure 43 : Plateau d'impression de l'imprimante Volumic Stream SH65.

Figure 44 : Le spray 3DLAC.

Figure 45 : Décollement de la pièce du plateau d'impression.

Figure 46 : Imprimante Projet MJP 2500.

Figure 47 : Résine Visijet M2R TN.

Figure 48 : Plateau d'impression de la Projet MJP 2500.

Figure 49 : Image illustrant l'utilisation de la plaque chauffante pour faciliter le décollement de la pièce imprimée du plateau.

Figure 50 : Le système Easyclean avec la pièce imprimée couverte de cire.

Figure 51 : Pièce imprimée après nettoyage dans le système Easyclean.

Figure 52 : Le BPac Ultrasonic Cleaner.

Figure 53 : Le WD-40 produit multifonction.

Figure 54 : Résultat final après post-traitement.

Figure 55 : Imprimante Figure 4 Standalone.

Figure 56 : Résine Figure 4 PRO-BLK 10.

Figure 57 : Résine translucide Figure 4 HI TEMP 300-AMP.

Figure 58 : Image du bac à résine de l'imprimante Figure 4 standalone.

Figure 59 : Image illustrant la vérification de l'absence de débris restant collés au plateau d'impression.

Figure 60 : Image illustrant le code QR sur la cartouche de résine.

Figure 61 : Image de la pièce collée au plateau d'impression.

Figure 62 : Image illustrant le décollement des supports.

Figure 63 : Image illustrant la pièce imprimée dans le LC-3DPrint Box.

Figure 64 : Résultat final de la pièce après post-traitement.

Figure 65 : Image du patient présentant le défaut crânien.

Figure 66 : Segmentation et définition de la région d'intérêt dans le logiciel Materialise 3 matic.

Figure 67 : Reconstruction 3D globale du crâne.

Figure 68 : Génération d'une surface de remplacement conforme à la morphologie crânienne à l'aide du logiciel Materialise 3-matic.

Figure 69 : Modélisation 3D du moule destiné à la reconstruction du défaut crânien par l'algorithme booléen de soustraction du logiciel « Materialise 3-matic », en respectant la courbure anatomique du crâne.

Figure 70 : Configuration des paramètres d'impression des deux moitiés du moule sur le logiciel

Figure 71 : Les 2 moitiés du moule imprimées par l'imprimante « Volumic Stream SH65 » en filament PLA.

Figure 72 : Moule imprimé et stérilisé, placé sur la table d'instrumentation pour l'application du ciment médical.

Figure 73 : Mise en place de l'implant crânien après stérilisation.

Figure 74 : Image du patient après cranioplastie.

Figure 75 : Image de la patiente montrant le défaut crânien.

Figure 76 : Les deux moitiés du moule imprimés par l'imprimante

Figure 77 : Mise en place du ciment médical à base du PMMA (PolyMethyl MethAcrylate).

Figure 78 : Mise en place de l'implant et fixation au crâne par des plaques vissées de titanium.

Figure 79 : Image de la patiente montrant une amputation auriculaire partielle suite à une brûlure thermique.

Figure 80 : Coupe axiale d'un TDM crânio-faciale de la patiente.

Figure 81 : Reconstruction 3D globale crânio-faciale de la patiente.

Figure 82 : Segmentation du fichier numérique avec délimitation de l'oreille droite saine dans le logiciel 3D Slicer.

Figure 83 : Oreille droite isolée après segmentation.

Figure 84 : Conception de l'oreille controlatérale à partir du modèle 3D existant par effet miroir dans le logiciel Autodesk Meshmixer.

Figure 85 : Génération d'un bloc 3D dans le logiciel Meshmixer destiné à créer un moule creux reproduisant la forme de l'oreille.

Figure 86 : Image illustrant la séparation du bloc en deux parties, étape nécessaire pour obtenir un moule creux démontable.

Figure 87 : Configuration des paramètres d'impression des 2 parties du moule dans le logiciel Bambu Studio.

Figure 88 : Estimation de la consommation de filament PLA et du temps d'impression du modèle final du moule, donnée par le logiciel Bambu Studio.

Figure 89 : Les deux moitiés du moule après impression et post-traitement.

Figure 90 : Configuration des paramètres d'impression à l'aide du logiciel de tranchage 3D Sprint.

Figure 91 : Les modèles anatomiques de vertèbres après impression et post-traitement.

Figure 92 : Stand dédié à la démonstration des techniques de biopsies osseuses de l'équipe du laboratoire d'anatomie, lors des Journées Franco-Marocaines de Radiologie, utilisant des modèles de vertèbres imprimés en 3D.

Figure 93 : Image illustrant l'acquisition numérique du modèle de scapula à l'aide du scanner Shining 3D EinScan-SE V2.

Figure 94 : Traitement du modèle numérique à l'aide du logiciel EXScan S. L'impression a été réalisée à l'aide de l'imprimante ProJet MJP 2500, en utilisant la résine translucide Figure 4 HI TEMP 300-AMB.

Figure 95 : Configuration des paramètres d'impression dans le logiciel 3D Sprint.

Figure 96 : Pièce imprimée sur le plateau d'impression.

Figure 97 : Résultat final d'impression après post-traitement.

Figure 98 : Image de la maquette anatomique à gauche, et le modèle imprimé à droite.

Figure 99 : Configuration des paramètres d'impression dans le logiciel de tranchage Bambu Studio.

Figure 100 : Modèle de pelvis osseux en cours d'impression avec l'imprimante Volumic Stream SH65, utilisant du filament PLA.

Figure 101 : Résultat final après impression et post-traitement.

Figure 102 : Image regroupant les modèles anatomiques imprimés à but pédagogique dans le laboratoire d'anatomie.

Figure 103 : Modèle anatomique de main imprimée en résine transparente avec l'imprimante ProJet MJP 2500.

Figure 104: Modèle anatomique de cœur imprimé en résine transparente avec l'imprimante Projet MJP 2500.

Figure 105 : Modèle anatomique d'os pariétal imprimé en résine noire avec l'imprimante Figure 4 Standalone.

Figure 106 : Modèle anatomique d'oreille externe imprimé en Filament PLA avec l'imprimante Volumic Stream SH65.

Figure 107 : Modèle d'os malaire imprimé en résine noire avec l'imprimante Figure 4 standalone.

Figure 108 : Modèle anatomique d'hémi-vertèbres imprimé en filament PLA avec l'imprimante Volumic Stream SH65

Figure 109 : Registre des modèles imprimés.



LISTE DES TABLEAUX



LISTE DES TABLEAUX

- Tableau I** : Tableau comparatif des procédés d'impression 3D.
- Tableau II** : Principaux matériaux d'impression 3D utilisés pour fabrication des dispositifs dentaires.
- Tableau III** : Principales caractéristiques techniques de l'imprimante Volumic Stream SH65.
- Tableau IV** : Principales caractéristiques techniques de l'imprimante (ProJet MJP 2500).
- Tableau V** : Principales caractéristiques techniques de l'imprimante Figure 4 Standalone.



PLAN



Table des matières

INTRODUCTION	1
OBJECTIFS DE LA THESE	3
PREAMBULES	5
I. Technique d'impression 3D :	6
1. Définition :	6
2. Histoire et évolution :	6
II. Procédés d'impression 3D :	7
1. Photopolymérisation :	8
2. Extrusion de matière :	10
3. Fusion sur lit de poudre :	12
4. Projection de matière :	13
5. Liage par jet de liant :	15
6. Dépôt de matière sous énergie concentrée :	15
7. Laminage de feuille :	16
III. Matériaux d'impression 3D :	17
1. Thermoplastiques :	18
2. Résines d'impression 3D :	19
3. Métaux :	20
4. Céramiques :	21
5. Matériaux composites :	21
6. Biomatériaux :	22
IV. Étapes du processus d'impression 3D :	22
1. Conception du modèle 3D :	23
2. Préparation du fichier à l'impression 3D : Slicing	23
3. Choix de technologie & matériau :	23
4. Impression du modèle numérique :	24
5. Refroidissement & retrait :	24
6. Post-traitement :	25
7. Contrôle de qualité :	25
V. Anatomie de l'imprimante 3D :	25
1. Cadre de l'imprimante :	26
2. Système d'extrusion :	26
3. Plateau d'impression :	26
4. Système de mouvement :	26
5. Système de refroidissement :	26
6. Capteurs :	26
7. Carte électronique :	27

8. Filament :	27
9. Interface utilisateur :	27

APPLICATIONS CLINIQUES ET PEDAGOGIQUES DE L'IMPRESSON 3D28

I. Applications pédagogiques de la technique d'impression 3D dans la formation des Professionnels de santé :..... 29

1. Enseignement de l'anatomie humaine :	29
2. Enseignement de l'anatomie pathologique :	29
3. Application de l'impression 3D dans la formation chirurgicale :	30
4. Communication médecin-patient :	30

II. Applications cliniques de l'impression 3D en odontologie :..... 31

1. Prothodontie :	31
2. Implantologie orale :	32
3. Orthodontie :	33
4. Endodontie :	34
5. Matériaux et procédés d'impression 3D en odontologie :	35

III. Application de l'impression 3D en Chirurgie maxillo-faciale et buccale :..... 36

1. Modèles anatomiques :	36
2. Gouttières occlusales :	37
3. Guides chirurgicaux :	38
4. Prothèses :	39

IV. Applications cliniques de l'impression 3D en ophtalmologie : 40

1. Diagnostic :	40
2. Dispositifs médicaux :	41
3. Chirurgie ophtalmologique :	45

V. Applications cliniques de l'impression 3D en Neurochirurgie : 46

1. Planification et simulation chirurgicale :	46
2. Recherche expérimentale :	47
3. Dispositifs chirurgicaux personnalisés :	48
4. Implants :	51
5. Corsets et orthèses spinaux personnalisés :	54

VI. Applications cliniques de l'impression 3D en chirurgie orthopédique et traumatologique : 54

1. Planification chirurgicale :	54
2. Reconstruction osseuse :	55
3. Instruments chirurgicaux spécifiques au patient et guides chirurgicaux :	55
4. Implants métalliques personnalisés :	56
5. Régénération osseuse et greffe osseuse :	58
6. Prothèses externes :	59
7. Dispositifs orthopédiques externes :	60

VII. Applications cliniques de l'impression 3D en Chirurgie plastique et réparatrice :	61
1. Modèles anatomiques :	61
2. Guides chirurgicaux :	62
3. Implants personnalisés :	63
4. Epithèses faciales :	64
5. Bio-impression :	66
VIII. Applications cliniques de l'impression 3D en Chirurgie cardiovasculaire :	67
1. Planification préopératoire :	67
2. Dispositifs implantables personnalisés :	68
3. Guides chirurgicaux :	69
IX. Applications cliniques de l'impression 3D en ORL :	70
1. Otologie :	70
2. Rhinologie :	71
3. Laryngologie :	72
4. Bio-impression :	72
X. Applications cliniques de l'impression 3D en gynécologie-obstétrique :	73
1. Planification préopératoire et simulation chirurgicale :	73
2. Guides chirurgicaux :	74
3. Recherche expérimentale :	75
4. Dispositifs implantables thérapeutiques :	75
5. Bio-impression :	75
6. Obstétrique :	76
XI. Applications cliniques de l'impression 3D en urologie :	76
1. Planification et simulation préopératoire :	76
2. Guides chirurgicaux :	78
XII. Applications cliniques de l'impression 3D en chirurgie viscérale :	79
1. Chirurgie hépatobiliaire et pancréatique :	79
2. Chirurgie colorectale :	79
3. Guides chirurgicaux personnalisés :	80
4. Recherche oncologique :	80
XIII. Applications cliniques de l'impression 3D en médecine régénérative :	80
EXPERIENCE DU LABORATOIRE D'ANATOMIE DE LA FACUTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE DE MARRAKECH	82
I. Unité de modélisation et d'impression 3D :	83
II. Déroulement du processus d'impression 3D au sein du laboratoire :	85
1. Acquisition du modèle numérique :	85
2. Traitement des images :	87
3. Préparation du modèle numérique à l'impression : Tranchage (Slicing)	89

4.	Préparation de l'imprimante, impression et post-traitement :	91
III.	Description des pièces imprimées au sein de l'unité de modélisation et d'impression 3D :	119
1.	Modélisation et impression 3D de moule pour la fabrication d'implant crânien :	119
2.	Modélisation et impression 3D de moule pour fabrication d'épithèse auriculaire :	130
3.	Modélisation et impression 3D de modèles anatomiques :	137
IV.	Traçabilité et gestion des modèles imprimés à usage médical :	149
V.	Coûts liés à l'impression 3D :	150
CONCLUSION	151
PERSPECTIVES	153
Annexes	156
RESUMES	160
BIBLIOGRAPHIE	164



INTRODUCTION



À une époque où la personnalisation s'impose comme norme et exigence, l'impression 3D, technologie innovante en plein essor, s'impose aujourd'hui comme un levier puissant pour offrir des soins de plus en plus personnalisés. Utilisée initialement dans le prototypage rapide, l'impression 3D s'est étendue à de nombreux secteurs, tels que l'aéronautique, la médecine, l'architecture, et même l'alimentation. Son accessibilité croissante et ses possibilités quasi infinies en font un outil clé de l'innovation contemporaine.

Les applications de l'impression 3D en médecine ne cessent de s'élargir : allant de la modélisation anatomique, passant par la fabrication de prothèses sur mesure, et des implants personnalisés, jusqu'à l'impression de médicaments adaptés aux profils pharmacogénétiques des individus et la bio-impression de tissus vivants.

En offrant la possibilité de concevoir des modèles anatomiques personnalisés, elle favorise une meilleure compréhension des pathologies par les patients. Son principal atout réside dans sa capacité à produire des objets uniques, adaptés aux caractéristiques spécifiques de chaque patient, tout en réduisant les coûts et les délais de production.

Au-delà des aspects cliniques, l'impression 3D est désormais un outil pédagogique révolutionnaire en favorisant une approche interactive et précise dans la formation des professionnels de santé. Cette technologie permet de créer des modèles anatomiques très réalistes à partir de données numériques, offrant aux apprenants une opportunité précieuse d'observation, de manipulation et d'entraînement pratique.

Par ailleurs, l'impression 3D autorise une personnalisation des supports de formation, en s'adaptant aux besoins particuliers de chaque discipline ou scénario clinique. Elle constitue donc une avancée majeure en matière de pédagogie médicale, contribuant à une formation plus immersive, plus accessible et mieux adaptée aux exigences croissantes du monde de la santé contemporaine.

Dès lors, l'adoption de l'impression 3D en pratique clinique apparaît désormais nécessaire pour personnaliser les soins, optimiser la formation des professionnels de santé et ouvrir de nouvelles perspectives pour la médecine moderne.



OBJECTIFS DE LA THÈSE



Nos objectifs principaux sont :

- Mettre à la portée des différents spécialistes un document qui va d'abord montrer l'utilité et les applications de l'impression 3D dans leur domaine, les motivant à utiliser cette technique novice dans leur pratique quotidienne.
- Voulant faciliter encore l'accès à cette technique, nous avons voulu par ce travail mettre entre les mains des praticiens un guide clair, à la fois en format texte et en format vidéo, leur montrant étape par étape et au détail près la façon et la technique d'utiliser chacun des appareils et chacune des imprimantes 3D disponible dans notre laboratoire.
- Montrer l'expérience du laboratoire d'anatomie de notre faculté dans l'impression 3D, en montrant toutes les pièces imprimées et leur utilisation en pédagogie et dans le domaine des soins.



PREAMBULES



I. Technique d'impression 3D :

1. Définition :

L'impression 3D, ou fabrication additive, est une technique de production qui consiste à créer un objet tridimensionnel à partir d'un modèle numérique, conçu à l'aide d'un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) ou généré à partir de données issues d'imageries médicales ou de la numérisation 3D. Elle repose sur la fabrication de l'objet par ajout successif de matière, chaque couche étant déposée, solidifiée ou fusionnée selon le procédé utilisé.

2. Histoire et évolution :

Les origines de l'impression 3D remontent aux années 1980, avec les travaux du docteur Hideo Kodama, qui développa un procédé novateur reposant sur la solidification de résine photopolymère, couche par couche, à l'aide d'une source de lumière ultraviolette. Cette avancée posa les bases de la stéréolithographie, dont le brevet fut officiellement déposé en 1984.

Au cours des années 1990, diverses méthodes d'impression, telles que le frittage sélectif par laser (SLS) et le dépôt de filament fondu (FFF), élargissent considérablement les possibilités en termes de matériaux utilisables et d'applications industrielles.

La décennie suivante fut marquée par un tournant décisif en passant d'un usage limité au prototypage industriel vers une technologie plus ouverte et diversifiée. Cette période se distingue par des avancées techniques majeures, l'apparition de nouveaux modèles économiques – notamment impulsés par le mouvement open-source – et une diffusion progressive au-delà du cadre strictement industriel, préparant ainsi son essor dans les années suivantes.

À partir des années 2010, l'impression 3D est devenue plus accessible et s'est progressivement intégrée à des secteurs variés tels que l'aéronautique, la santé ou encore l'industrie automobile. Par ailleurs, des avancées significatives ont été réalisées dans le domaine de la bio-impression, avec notamment la création du premier prototype de modèle rénal fonctionnel en 3D, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives en ingénierie tissulaire et en médecine régénérative(1).

Aujourd'hui, l'impression 3D s'impose comme une technologie de rupture, révolutionnant les pratiques de fabrication et de prototypage rapide et d'innovation médicale grâce à sa capacité à produire des structures complexes avec une grande précision et une rapidité accrue.

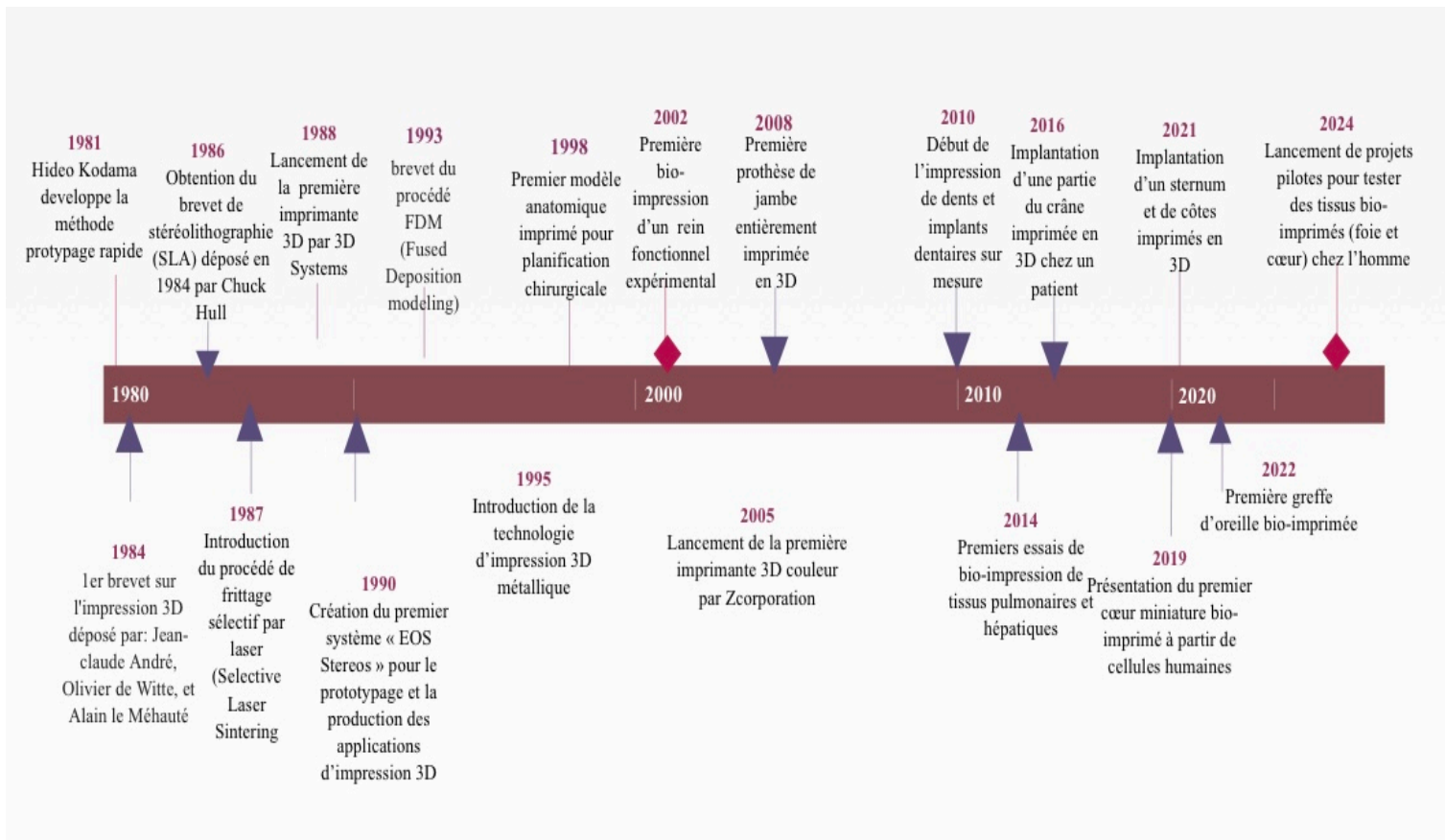


Figure 1: Représentation chronologique des principaux événements du développement de la technologie d'impression 3D.

II. Procédés d'impression 3D :

Il existe aujourd'hui plusieurs techniques d'impression 3D disponibles sur le marché, reposant toutes sur un principe fondamental commun : la création d'objets tridimensionnels par superposition successive de couches de matière.

Toutefois, aucune de ces méthodes ne peut être considérée comme universelle. Chaque technique se distingue par des caractéristiques techniques propres, des avantages et des limitations propres, qui conditionnent son adéquation à des usages donnés, Il apparaît donc indispensable

d'analyser les spécificités et de classer leurs usages respectifs en fonction des besoins et des domaines d'application.

Les procédés de fabrication additive peuvent être classés selon plusieurs critères, notamment le type de matériau utilisé, la source d'énergie mobilisée ou encore le mécanisme de dépôt. Toutefois, la classification la plus largement reconnue dans le milieu scientifique et industriel demeure celle établie par la norme ASTM F2792-12a, qui distingue sept catégories principales, fondée sur le principe physique de construction couche par couche : l'extrusion de matière (Material Extrusion), la photopolymérisation en cuve (Vat Photopolymerization), la fusion sur lit de poudre (Powder Bed Fusion), la projection de matériau (Material Jetting), la projection de liant (Binder Jetting), le dépôt d'énergie dirigée (Directed Energy Deposition) et le laminage de feuilles (Sheet Lamination)(2).

1. Photopolymérisation :

La photopolymérisation est un procédé reposant sur la solidification de polymères photo-réactifs sous l'effet d'une source lumineuse, telle qu'un laser, une lumière visible ou des rayons ultraviolets (UV). Parmi les technologies fondées sur ce principe, on retrouve notamment la stéréolithographie (SLA) et le traitement numérique de la lumière (DLP)(3).

▪ Stéréolithographie (SLA) :

La stéréolithographie, est la première technologie d'impression 3D à être commercialisée, depuis son invention dans les années 1980 elle a fait l'objet d'avancées technologiques majeures.

Fondée sur la photopolymérisation. Elle repose sur l'utilisation d'un laser ultraviolet qui solidifie, couche par couche, une résine liquide photosensible contenue dans un bac. Le laser est dirigé avec précision pour dessiner la section de l'objet en durcissant la résine uniquement aux endroits définis par le modèle 3D. Une fois une couche solidifiée, la plateforme de fabrication s'abaisse légèrement, une nouvelle couche de résine est étalée, et le processus recommence jusqu'à obtention de la pièce complète(4).

Les matériaux utilisés en stéréolithographie sont principalement des résines photopolymères liquides, conçues pour durcir sous l'effet de la lumière ultraviolette. Ces résines sont formulées selon des propriétés spécifiques afin de répondre à des exigences variées(5).

La stéréolithographie se distingue par sa précision dimensionnelle et sa haute résolution, ce qui lui confère un fort potentiel d'application dans le domaine biomédical.

Toutefois, Les résines photopolymères, bien que précises, sont généralement fragiles, sujettes à la fissuration et peu adaptées aux contraintes mécaniques prolongées. La durabilité limitée des pièces imprimées et leur comportement parfois imprévisible sous charge ou en environnement réel constituent des freins à leur intégration dans des applications structurelles ou fonctionnelles de longue durée.

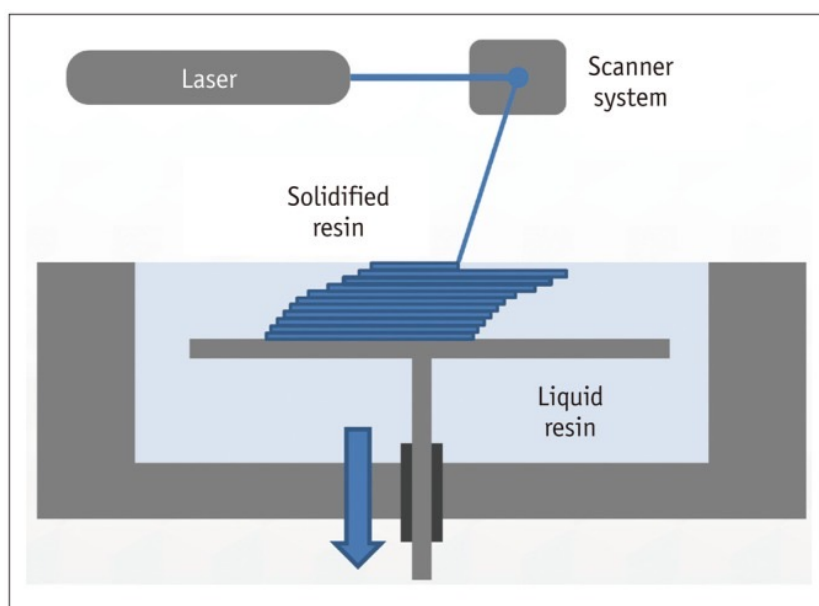


Figure 2 : Principe de la technique de stéréolithographie, Reproduit à partir de Kim GB *et al.*, Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

▪ **Traitement numérique de la lumière (Digital Light Processing) :**

Le traitement numérique de la lumière est une technique d'impression 3D appartenant à la famille des procédés de photopolymérisation. À la différence de la stéréolithographie (SLA), qui utilise un laser pour dessiner chaque couche point par point, le DLP utilise un dispositif à micromiroirs numériques (DMD), qui oriente la lumière avec une extrême précision vers les pixels ciblés, pour solidifier une couche entière d'un seul coup. Chaque micromiroir représente un pixel de l'image projetée et peut être incliné indépendamment, ce qui permet de moduler précisément

l'intensité lumineuse de chaque point, que ce soit en couleur ou en niveaux de gris. Ce processus est répété couche par couche jusqu'à obtention de l'objet final(7).

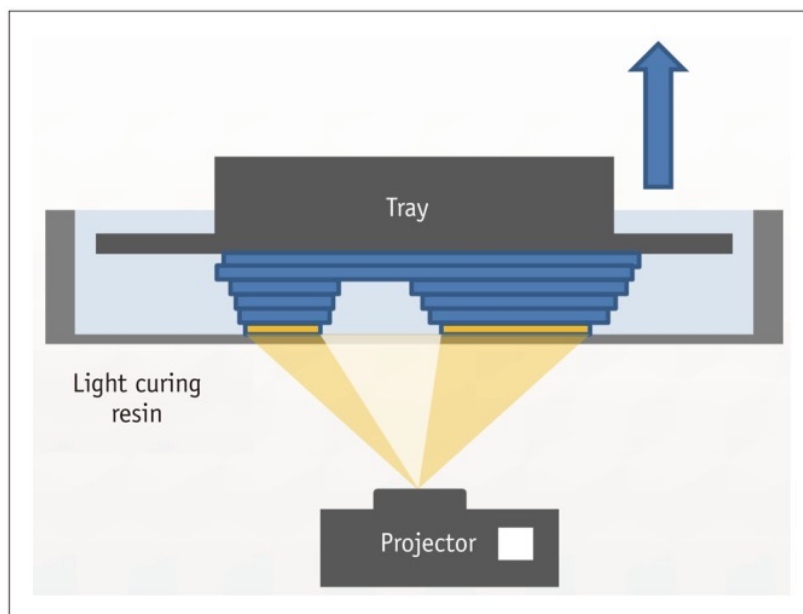


Figure 3 : Principe de la technique de traitement numérique de la lumière, Reproduit à partir de Kim GB *et al.*, *Korean Journal of Radiology*, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

Les matériaux utilisés en DLP sont des résines liquides photo polymérisables, principalement des résines à base d'acrylate ou d'époxyde.

La technologie DLP offre une résolution exceptionnelle et une vitesse de fabrication accrue par rapport aux autres procédés photopolymères. Elle s'impose dans des secteurs de haute précision, malgré des limitations en termes de coût, de fragilité des matériaux, et de dimensions d'impression.

2. Extrusion de matière :

▪ Dépôt de filament fondu (Fused deposition modeling) :

La technique de dépôt de filament fondu, est le premier exemple des technologies basées sur le principe de l'extrusion de matière.

Elle repose sur l'utilisation d'un filament thermoplastique, chauffé jusqu'à son point de fusion à l'intérieur d'une buse d'extrusion, celle-ci dépose ensuite la matière, couche par couche,

selon un parcours prédéfini, sur un plateau de fabrication. En se solidifiant, le matériau forme progressivement l'objet tridimensionnel.

Les polymères thermoplastiques sont les matériaux les plus couramment utilisés pour cette technologie en raison de leur faible température de fusion(8).

La technologie FDM présente l'avantage d'être économique, tant en ce qui concerne le coût des équipements que celui des matériaux utilisés. Son temps de production réduit constitue un autre atout majeur, ce qui la rend particulièrement accessible au grand public et favorise ainsi sa large adoption dans le domaine du prototypage rapide(9).

Cependant, la FDM reste limitée en termes de température de fonctionnement, ce qui réduit la résistance thermique des pièces produites et restreint leur utilisation dans des environnements soumis à des contraintes thermiques élevées. De plus, la variété de matériaux compatibles avec cette technologie demeure relativement restreinte, surtout lorsqu'on la compare à d'autres procédés d'impression 3D plus avancés tels que la stéréolithographie (SLA) ou le frittage sélectif par laser (SLS).

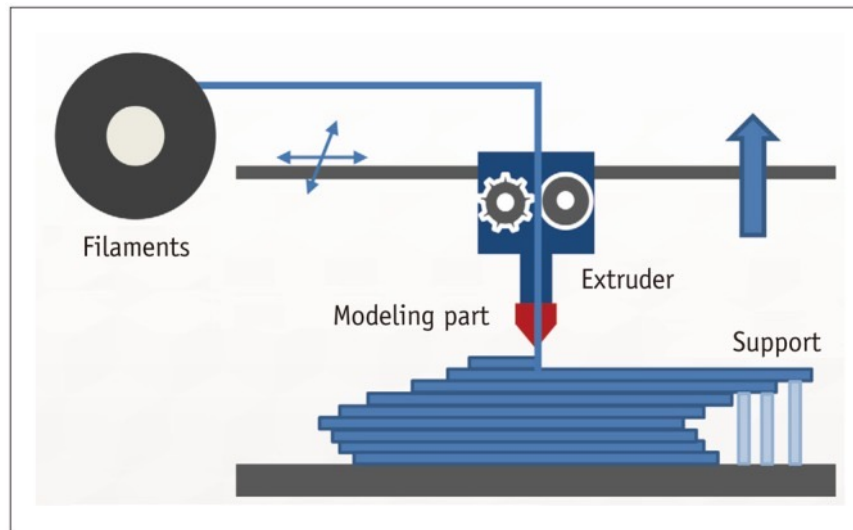


Figure 4 : Principe de la technique de dépôt de filament fondu, Reproduit à partir de Kim GB *et al.*, *Korean Journal of Radiology*, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

3. Fusion sur lit de poudre :

Les procédés de fusion sur lit de poudre (Powder Bed Fusion) constituent une famille largement répandue de technologies de fabrication additive (FA). Ces procédés reposent sur le dépôt couche par couche de poudre, sur laquelle un faisceau laser est dirigé pour fondre localement la matière selon la géométrie définie par un fichier numérique.

Le frittage sélectif par laser (SLS) repose sur l'utilisation d'un laser à haute puissance pour chauffer et fusionner partiellement des particules de poudre, couche par couche, afin de former un objet tridimensionnel.

Le processus commence par l'étalement d'une fine couche de poudre sur un plateau de fabrication, suivie du passage du laser qui trace la section de l'objet à solidifier. Une fois chaque couche terminée, le plateau s'abaisse et une nouvelle couche de poudre est déposée, le processus se répétant jusqu'à obtention de la pièce finale(10).

Les matériaux compatibles avec le SLS sont principalement des thermoplastiques tels que le nylon (PA12), les polyamides, les composites chargés en fibre de verre ou en fibre de carbone, et certains métaux ou céramiques en poudre.

L'impression par frittage sélectif par laser (SLS) permet de produire des pièces aux propriétés mécaniques et thermiques excellentes. Elle permet la réalisation de géométries complexes sans recours à des structures de support, tout en assurant une grande précision dimensionnelle(11).

Toutefois, son adoption reste limitée par le coût élevé des équipements, la nécessité de maintenir un environnement de fabrication contrôlé, ainsi que la rugosité de surface des pièces imprimés nécessitant souvent des étapes de post-traitement.

Une autre technique de fabrication par fusion sur lit de poudre est la fusion sélective par laser (SLM), qui présente de grandes similitudes avec le procédé de frittage sélectif par laser (SLS). La principale différence entre les deux réside dans le fait qu'en SLM, la matière est entièrement fondue sous l'effet du laser, ce qui permet l'utilisation de poudres métalliques et l'obtention de pièces aux caractéristiques mécaniques encore plus élevées(12).

La fusion par faisceau d'électrons (Electron Beam Melting, EBM) est une technique de fabrication additive très similaire à la SLM basée sur la fusion complète de poudres métalliques à

l'aide d'un faisceau d'électrons au lieu d'un faisceau laser focalisé et dirigé selon la géométrie numérique de la pièce à fabriquer. Le procédé se déroule dans une chambre sous vide, où le faisceau d'électrons chauffe et fait fondre sélectivement la poudre métallique déposée couche par couche sur un plateau. Cette fusion intégrale permet d'obtenir des pièces denses aux propriétés mécaniques optimales, comparée à la fusion sélective par laser (SLM).

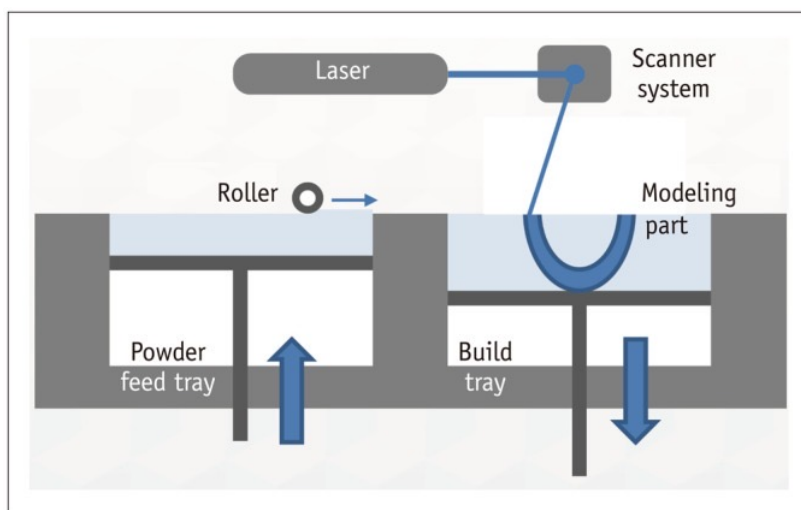


Figure 5 : Principe de la technique de frittage sélectif par laser (SLS), Reproduit à partir de Kim GB et al., Korean Journal of Radiology, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

4. Projection de matière :

Le procédé d'impression 3D par projection de matière (Material Jetting) constitue une technologie de fabrication additive reposant sur le dépôt sélectif de gouttelettes de matériaux photopolymères liquides, qui sont immédiatement solidifiées par exposition à un rayonnement ultraviolet.

Cette technique permet de produire des pièces avec une très haute résolution et une excellente qualité de surface.

Parmi les principales variantes de ce procédé figurent le PolyJet, développé par Stratasys, et le MultiJet Modeling (MJM), utilisé par 3D Systems. Le Material Jetting est compatible avec une large gamme de résines photopolymères, offrant diverses propriétés mécaniques, niveaux de rigidité, transparence et coloris.

Toutefois, ce procédé présente certaines limites, notamment le coût élevé des équipements et des consommables(13), ainsi qu'une résistance mécanique et thermique relativement faible des pièces produites.

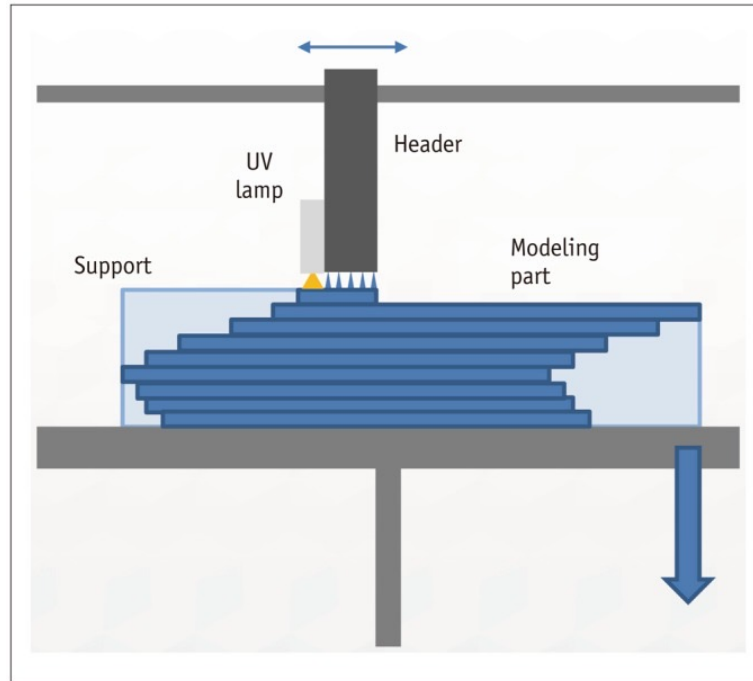


Figure 6 : Principe de la technique Multijet, Reproduit à partir de Kim GB *et al.*, *Korean Journal of Radiology*, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

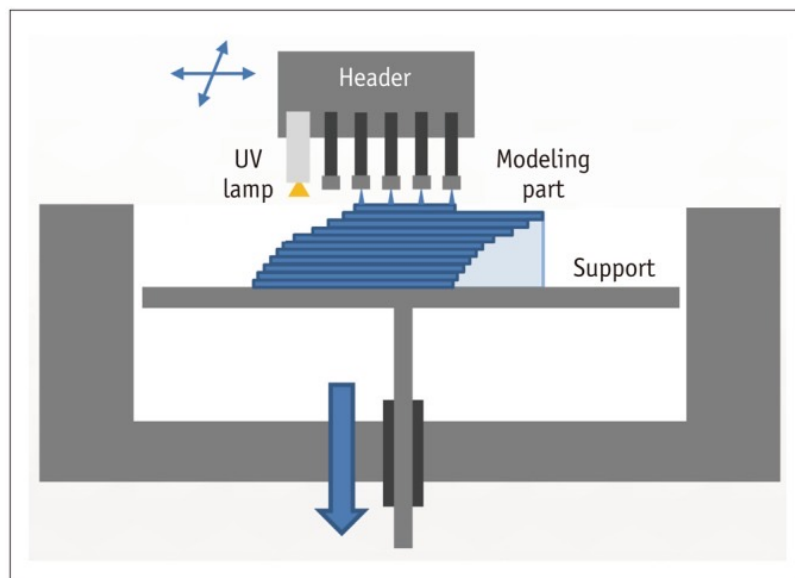


Figure 7 : Principe de la technique Polyjet, Reproduit à partir de Kim GB *et al.*, *Korean Journal of Radiology*, 2016(6), sous licence Creative Commons Attribution – Utilisation Non Commerciale 3.0.

5. Liage par jet de liant :

Le liage par jet de liant ou Binder Jetting est un procédé de prototypage rapide et d'impression 3D dans lequel un liant liquide est déposé de manière sélective afin de lier des particules de poudre entre elles. Cette technologie repose sur la projection d'un liant chimique sur une couche de poudre préalablement étalée, formant ainsi les différentes couches de l'objet.

Le procédé permet d'imprimer une grande variété de matériaux, notamment des métaux (acier inoxydable, cuivre, bronze, Inconel), poudres de sable, polymères, céramiques et matériaux hybrides.

Une fois l'impression terminée, l'ensemble du contenant peut être placé dans un four, où le durcissement du liant est réalisé. La température et la durée de cuisson dépendent du type de liant utilisé. Ensuite, les pièces imprimées sont extraites de la poudre dans une étape appelée « dépoudrage », consistant à retirer délicatement la poudre non consolidée entourant les objets finis(14).

Le Binder Jetting est largement utilisé dans l'industrie métallurgique pour le prototypage ou la fabrication en série de pièces métalliques complexes, dans le domaine de la fonderie pour produire des moules en sable, ainsi qu'en architecture ou en design pour des maquettes ou objets décoratifs, parfois en couleur. Il est également exploré dans le secteur médical pour la fabrication d'implants ou de modèles anatomiques.

Le Binder Jetting se distingue par sa simplicité, sa rapidité et son faible coût, puisque les particules sont simplement collées entre elles par le liant.

Cependant, la technologie présente des limites, notamment une résistance mécanique faible avant post-traitement, une précision modérée et une dépendance à des étapes de consolidation souvent complexes(15).

6. Dépôt de matière sous énergie concentrée :

La technologie de dépôt de matière sous énergie concentrée (ou Directed Energy Deposition) repose sur l'apport simultané d'un matériau sous forme de fil ou de poudre, et d'une source d'énergie concentrée – généralement un laser, un faisceau d'électrons ou un arc plasma – qui le fait

fondre au moment du dépôt. Le matériau fondu est ensuite solidifié couche par couche pour former l'objet.

Cette technique permet la réparation de pièces métalliques coûteuses, notamment dans les secteurs aéronautique et militaire, en réduisant les pertes de matière et les délais liés aux méthodes traditionnelles.

7. Laminage de feuille :

Le laminage de feuille (Sheet Lamination) est un procédé de fabrication additive reposant sur l'empilement successif de feuilles de matériau— qu'il s'agisse de papier, de plastique, de composites ou de métal — en les découpant selon les contours de chaque couche d'un modèle numérique, puis en les assemblant par collage ou par soudage (notamment par ultrasons pour les métaux)(16).

Cette méthode repose sur le principe de la construction couche par couche, sans fusion ni extrusion de matière, ce qui permet une fabrication relativement rapide et silencieuse.

Tableau I : Tableau comparatif des procédés d'impression 3D(17).

	Avantages	Inconvénients
Stéréolithographie (SLA)	Finition de surface élevée. Fabrication facile de pièces complexes. Bonne résistance thermique.	Procédé lent. Coût d'investissement initial élevé. Résine photosensible difficile à manipuler.
Dépôt de fil fondu (FDM)	Bonne finition de surface. Faible coût initial. Formes complexes faciles à fabriquer. Grande flexibilité.	Procédé lent, dépend de la pièce. Qualité inférieure à la SLA ou SLS.

Fusion sur lit de poudre	<p>Coût faible.</p> <p>Pas besoin de support externe.</p> <p>Large choix de matériaux.</p> <p>Recyclage de poudre possible.</p>	<p>Nécessite un post-traitement.</p> <p>Propriétés mécaniques faibles.</p> <p>Procédé lent.</p>
Frittage sélectif par laser (SLS)	<p>Pièces complexes faciles à fabriquer.</p> <p>Pas besoin de support externe.</p> <p>Adapté à la production en série.</p>	<p>Coût élevé.</p> <p>Nécessite un post-traitement.</p> <p>Surfaces larges ou petits trous difficiles à produire avec précision.</p>
Projection de liant (Binder Jetting)	<p>Haute résolution.</p> <p>Excellente finition de surface.</p> <p>Pas de post-traitement nécessaire.</p> <p>Impression multiple simultanée.</p>	<p>Peu de matériaux disponibles.</p> <p>Faible résistance mécanique.</p> <p>Nécessite un substrat.</p>
Dépôt direct d'énergie (DED)	<p>Pièces plus denses.</p> <p>Permet une solidification directionnelle (meilleures propriétés).</p> <p>Efficace pour la réparation de pièces.</p>	<p>Procédé lent.</p> <p>Faible résolution et finition de surface.</p> <p>Matériaux limités.</p>
Fabrication par stratification de feuilles (LOM)	<p>Pas besoin de support externe.</p> <p>Peu coûteux.</p> <p>Processus rapide.</p> <p>Adapté aux grandes pièces.</p>	<p>Post-traitement requis.</p> <p>Faible précision dimensionnelle.</p> <p>Mauvaise finition de surface.</p> <p>Pièces complexes difficiles à produire.</p>

III. Matériaux d'impression 3D :

L'impression 3D utilise une large gamme de matériaux, adaptés aux différentes technologies et aux besoins spécifiques des utilisateurs. Le choix des matériaux en impression 3D est déterminé

par les exigences fonctionnelles du produit fini, et de la compatibilité avec la technologie d'impression utilisée(18).

1. Thermoplastiques :

▪ **PLA (Acide Polylactique) :**

Le filament PLA est un thermoplastique d'origine biologique, fabriqué à partir de ressources renouvelables comme l'amidon de maïs ou la canne à sucre. Il est l'un des matériaux les plus utilisés en impression 3D par FDM(19).

Le filament PLA est facile à imprimer avec une Température d'extrusion de 180-220 °C, idéal pour les impressions simples, rapides et esthétiques, mais peu adapté aux pièces techniques ou exposées à des contraintes mécaniques et thermiques.

▪ **ABS (Acrylonitrile Butadiène Styène) :**

Le filament ABS est un thermoplastique technique largement utilisé en impression 3D par FDM ainsi que dans l'industrie. C'est un matériau issu de la pétrochimie, connu pour sa solidité et sa résistance aux chocs. Le filament ABS est un matériau robuste et polyvalent, idéal pour la production de pièces techniques.

▪ **Filament PETG (Polyéthylène Téréphtalate Glycol) :**

Le PETG est un thermoplastique modifié à partir du PET avec l'ajout de glycol pour améliorer sa résistance et réduire sa fragilité. Le PETG est un excellent compromis entre le PLA et l'ABS, offrant à la fois solidité, résistance chimique et facilité d'impression, ce qui en fait un choix idéal pour des pièces fonctionnelles durables.

▪ **TPU (Polyuréthane thermoplastique) :**

Le TPU est un élastomère thermoplastique, il constitue un matériau idéal pour les impressions 3D flexibles et résistantes, mais il demande une bonne maîtrise des paramètres d'impression et un équipement adapté, surtout au niveau de l'extrudeur.

▪ **Nylon :**

Le nylon, ou polyamide (PA), est un thermoplastique technique de haute performance reconnu pour ses excellentes propriétés mécaniques. Il convient particulièrement aux applications

industrielles et aux pièces mécaniques fortement sollicitées. Toutefois, son impression requiert des conditions d'impression rigoureuses, et une bonne gestion de l'humidité.

- **Polycarbonate (PC) :**

Le Polycarbonate (PC) est un thermoplastique technique connu pour sa très haute résistance mécanique, sa transparence et sa capacité à résister à des températures élevées.

En impression 3D, le filament PC est utilisé pour des pièces nécessitant solidité, durabilité et résistance thermique.

2. Résines d'impression 3D :

Les résines d'impression 3D sont des matériaux liquides photosensibles principalement à base de monomères ou d'oligomères acrylates ou époxydes, qui se solidifient sous l'effet d'une source lumineuse, généralement des rayons ultraviolets (UV), via un processus chimique appelé photopolymérisation.

On distingue plusieurs catégories de résines, chacune formulée pour des usages spécifiques.

- **Résines standards :**

Très répandues dans les procédés SLA et DLP, ces résines offrent une bonne précision dimensionnelle, une rigidité modérée et une excellente finition de surface, ce qui les rend particulièrement adaptées au prototypage visuel.

- **Résines techniques (fonctionnelles) :**

Formulées pour répondre à des exigences mécaniques et thermiques spécifiques, elles permettent la fabrication de pièces fonctionnelles ou soumises à des contraintes modérées.

- **Résines flexibles :**

Contenant des élastomères photo polymérisables, ces résines confèrent aux pièces une élasticité variable selon la formulation, permettant l'impression d'éléments amortissants, de joints ou de prototypes souples.

- **Résines haute température :**

Développées pour résister à des températures élevées (jusqu'à 200 °C et plus après post-traitement), elles présentent une rigidité thermique et une stabilité dimensionnelle importantes,

bien qu'elles puissent être cassantes, ce qui les destine notamment aux secteurs aéronautiques et électroniques.

- **Résines biocompatibles :**

Conformes aux normes ISO de biocompatibilité (ex. ISO 10993), ces résines sont utilisées dans les domaines médical, dentaire et audiologie pour la fabrication de dispositifs temporaires, guides chirurgicaux, aligneurs ou prothèses auditives, avec une composition minimisant les rejets toxiques après polymérisation.

- **Résines calcinables :**

Également appelées résines de fonderie, elles sont conçues pour se consumer proprement sans laisser de résidus lors de la cuisson, ce qui les rend particulièrement adaptées au moulage à cire perdue, notamment en joaillerie et dentisterie.

3. Métaux :

Les matériaux métalliques présentent d'excellentes propriétés physiques, ce qui permet leur utilisation dans la fabrication de pièces complexes. Parmi les métaux les plus utilisés figurent les alliages d'aluminium, les alliages à base de cobalt, de nickel, les aciers inoxydables et les alliages de titane(20).

- Le cobalt-chrome est biocompatible, résilient et résistant à la corrosion, idéal pour la fabrication des prothèses dentaires ou médicales.
- L'acier inoxydable combine résistance mécanique et résistance à la corrosion.
- Les alliages de titane se distinguent par leur légèreté, leur résistance à l'oxydation et leur aptitude à supporter de fortes contraintes, ce qui les rend adaptés aux applications biomédicales et aérospatiales.
- L'aluminium est un matériau léger et polyvalent, utilisé pour des pièces structurelles.
- Les superalliages de nickel résistent à des températures extrêmes (> 1000 °C) et sont utilisés dans les moteurs d'avion ou les chambres de combustion.
- Le cuivre, en raison de son excellente conductivité électrique et thermique, trouve des applications dans les systèmes de refroidissement, les bobines à induction et les composants électroniques.

4. Céramiques :

L'impression 3D des céramiques, longtemps limitée par la fragilité et la complexité de mise en forme de ces matériaux, connaît aujourd'hui un essor remarquable grâce aux avancées des technologies de fabrication additive. Les céramiques, connues pour leur résistance aux hautes températures, leur dureté, leur stabilité chimique et leurs propriétés isolantes, sont désormais imprimables en 3D sous forme de poudres ou de pâtes grâce à des procédés tels que la stéréolithographie (SLA), le binder jetting ou le frittage sélectif au laser.

Les principaux matériaux céramiques utilisés incluent :

- **L'alumine (Al_2O_3)** : très utilisée pour ses propriétés isolantes, sa biocompatibilité et sa résistance à l'usure.
- **La zircone (ZrO_2)** : prisée pour sa ténacité à la rupture, sa résistance à l'usure et sa stabilité thermique, il est largement utilisé en prothèses dentaires.
- **Le nitrure de silicium (Si_3N_4) et le carbure de silicium (SiC)** : matériaux techniques à haute performance, adaptés aux environnements extrêmes.
- **Les vitrocéramiques** : employées dans la fabrication d'implants personnalisés et de composants microélectroniques.
- **Les biocéramiques (comme l'hydroxyapatite)** : utilisées dans le secteur biomédical pour la reconstruction osseuse.

5. Matériaux composites :

Les matériaux composites en impression 3D combinent une matrice polymère avec des renforts tels que des fibres de carbone, de verre ou d'autres particules, afin d'améliorer les propriétés mécaniques, thermiques et fonctionnelles des pièces imprimées. Cette approche permet de dépasser les limites des polymères classiques en augmentant la rigidité, la résistance à la traction et la durabilité tout en conservant un faible poids(21).

En parallèle, les bio-composites, qui intègrent des matériaux biodégradables ou des fibres naturelles, gagnent en importance dans la bio-impression et les applications écologiques. Toutefois, la distribution homogène des fibres, l'adhésion interfaciale entre les phases et la gestion des

contraintes internes restent des défis majeurs pour garantir la qualité et la fiabilité des pièces composites imprimées.

6. Biomatériaux :

Les biomatériaux utilisés en impression 3D, notamment dans les domaines de la bio-impression et de la médecine régénérative, appartiennent principalement à trois grandes catégories : les polymères naturels, les polymères synthétiques biodégradables et les biocéramiques(22).

Les polymères naturels tels que l'alginate, la gélatine, le collagène, le chitosane et la fibrine présentent une excellente biocompatibilité et reproduisent efficacement les propriétés de la matrice extracellulaire.

Les polymères synthétiques, comme le PLA, le PCL, le PLGA ou encore le PEG, offrent une meilleure stabilité mécanique et une grande polyvalence dans les procédés d'impression. Les biocéramiques, notamment l'hydroxyapatite et le tricalcium phosphate, sont quant à elles utilisées pour des applications de reconstruction osseuse, en raison de leur bioactivité et de leur affinité avec les tissus minéralisés.

IV. Étapes du processus d'impression 3D :

Le processus d'impression 3D comprend les étapes suivantes :

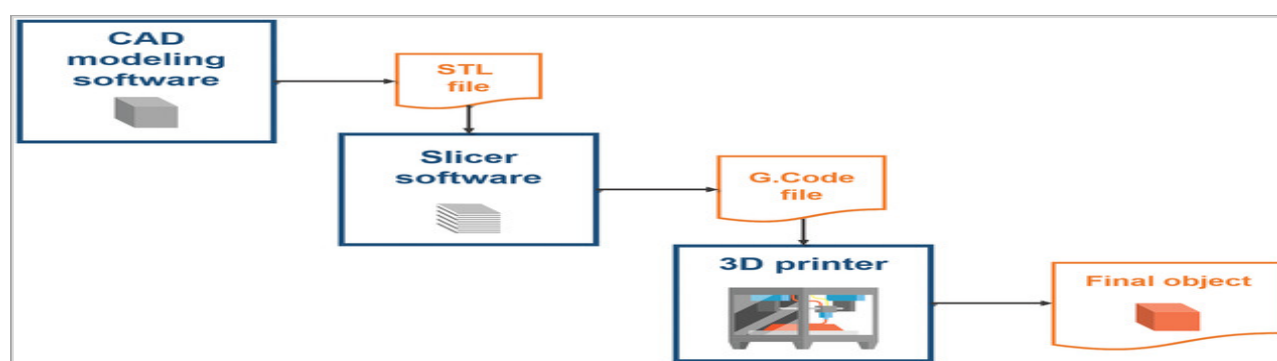


Figure 8 : Représentation schématique des étapes du processus d'impression 3D, Reproduit à partir de

Grivet-Brancot A et al., *Macromol Biosci.*, 2022(8), sous licence Creative Commons Attribution 4.0

International (CC BY 4.0) <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

1. Conception du modèle 3D :

Le processus d'impression 3D commence par la création d'un modèle numérique via un logiciel de CAO (ex. SolidWorks, Blender) ou extraction à partir de données d'imagerie (scanner, IRM).

Le fichier numérique subit une segmentation pour isoler les structures d'intérêt, et affinement de l'image en supprimant les artefacts et en améliorant la qualité des contours pour une modélisation précise. Le fichier est ensuite converti en fichier STL compatible avec l'impression 3D(23).

2. Préparation du fichier à l'impression 3D : Slicing

Le fichier STL est importé dans un logiciel de découpe ("slicer") qui le transforme en un fichier compatible avec l'imprimante, Ce processus permet à l'imprimante de convertir les coordonnées numériques du fichier en une succession de coupes transversales bidimensionnelles, servant de base à la fabrication couche par couche de l'objet.

3. Choix de technologie & matériau :

Le choix du procédé d'impression 3D ainsi que des matériaux repose sur une analyse rigoureuse des exigences fonctionnelles de l'objet à réaliser (résistance mécanique, précision dimensionnelle, stabilité thermique, biocompatibilité, etc.), ainsi que sur des considérations économiques et temporelles.

Chaque technologie additive impose des contraintes propres et est compatible avec une gamme spécifique de matériaux (polymères thermoplastiques, résines photopolymères, métaux, céramiques, composites). Il est donc essentiel d'adopter une approche méthodologique et comparative, intégrant les spécificités techniques des procédés ainsi que les propriétés des matériaux, afin d'optimiser la correspondance entre les besoins du projet et les capacités offertes par les technologies disponibles.

4. Impression du modèle numérique :

- **Personnalisation des paramètres d'impression :**

Les logiciels de tranchage (slicing) permettent à l'utilisateur de configurer finement un ensemble de paramètres d'impression qui influencent directement la qualité, la solidité et l'aspect visuel de la pièce finale. Parmi ces paramètres figurent notamment la hauteur de couche, qui détermine le niveau de résolution de l'objet imprimé ; la densité de remplissage, qui conditionne sa robustesse et son poids, ainsi que la présence éventuelle de structures de support et la vitesse d'impression.

- **Impression couche par couche :**

Le fichier généré par le logiciel de tranchage contient l'ensemble des instructions que l'imprimante 3D doit suivre pour réaliser l'objet couche par couche.

Dans le cas des imprimantes FDM/FFF, le fichier numérique se présente souvent sous forme de G-code compatible avec l'imprimante, il encode des commandes précises relatives aux déplacements de la tête d'impression (coordonnées X, Y, Z), à l'extrusion du matériau (débit, température), à la vitesse de déplacement, ainsi qu'à l'activation éventuelle d'éléments auxiliaires tels que le plateau chauffant ou les ventilateurs. Lors du processus d'impression, l'imprimante lit séquentiellement ces instructions et les traduit en mouvements mécaniques et en actions physiques(17).

5. Refroidissement & retrait :

Une fois le matériau extrudé ou solidifié, un refroidissement contrôlé s'opère afin de permettre la transition de l'état fondu ou liquide à l'état solide. Ce processus, souvent assisté par des dispositifs de ventilation, doit être soigneusement régulé : un refroidissement trop rapide peut induire des gradients thermiques importants, générant des tensions résiduelles, des fissures ou une mauvaise adhérence inter-couche ; à l'inverse, un refroidissement trop lent peut compromettre la précision géométrique de la pièce.

Le phénomène de retrait thermique (ou "warping"), particulièrement observé avec certains polymères comme l'ABS, résulte de la contraction du matériau au cours de la solidification, pouvant entraîner des décollements du plateau ou des distorsions des géométries. La maîtrise de ces effets

nécessite la mise en œuvre de solutions techniques adaptées, telles que le recours à un plateau chauffant, une enceinte à température contrôlée, ou l'optimisation des paramètres d'impression.

6. Post-traitement :

Le post-traitement constitue une étape indispensable en fabrication additive, visant à optimiser les propriétés mécaniques, la stabilité dimensionnelle et l'aspect esthétique des pièces imprimées. Cette phase peut inclure l'élimination des structures de support, nécessaires au maintien des géométries complexes durant l'impression, ainsi que diverses opérations de finitions de surface telles que le ponçage, le polissage ou les traitements chimiques.

La complexité du post-traitement dépend largement de la technologie d'impression utilisée ainsi que de la destination finale de l'objet. Par exemple, les pièces métalliques peuvent nécessiter des traitements thermiques de relaxation des contraintes et des opérations d'usinage de précision, tandis que les pièces en plastique requièrent souvent un traitement plus léger.

7. Contrôle de qualité :

Le contrôle de qualité vise à assurer la conformité des pièces aux spécifications dimensionnelles, mécaniques et normatives définies. Cette vérification inclut tout d'abord un contrôle dimensionnel, réalisé à l'aide d'instruments de mesure précis afin de confirmer que les tolérances géométriques sont respectées. Parallèlement, des tests mécaniques (essais de traction, de compression, de dureté, ou de résistance à la fatigue) peuvent être effectués pour valider les performances fonctionnelles des pièces. Ce contrôle qualité garantit la fiabilité, la sécurité et la reproductibilité des pièces produites par impression 3D, tout en assurant leur adéquation aux usages finaux.

V. Anatomie de l'imprimante 3D :

L'imprimante 3D est une machine de fabrication additive conçue pour matérialiser des objets tridimensionnels à partir de modèles numériques. Quel que soit le procédé employé (extrusion, photopolymérisation, fusion de poudre, etc.), toute imprimante 3D repose sur une architecture comportant des composants essentiels assurant la précision, la reproductibilité et le bon déroulement du processus d'impression(24).

Une imprimante 3D typique fonctionnant selon la technique FDM comporte principalement les éléments suivants :

1. Cadre de l'imprimante :

Il s'agit de la structure de base de l'imprimante, qui maintient tous les autres éléments en place. Il peut être en métal, en plastique ou en composite, et sa rigidité est importante pour la stabilité de l'impression.

2. Système d'extrusion :

Ce système comprend l'extrudeuse et la buse. L'extrudeuse pousse le filament (matériau d'impression) vers la buse, qui le chauffe et le dépose couche par couche sur le plateau d'impression.

3. Plateau d'impression :

Fixe ou mobile, il représente la surface de construction de la pièce. Il peut être chauffé afin d'améliorer l'adhérence de la première couche et de réduire les risques de déformation du matériau.

4. Système de mouvement :

Il s'agit des moteurs, des courroies, des vis et des guides qui permettent aux axes X, Y et Z de se déplacer avec précision pour positionner la tête d'impression ou le plateau d'impression, permettant ainsi l'impression en trois dimensions.

5. Système de refroidissement :

Le système de refroidissement, comprenant des ventilateurs pour la buse et parfois pour le plateau, permet de contrôler la température du filament fraîchement extrudé et d'assurer un refroidissement uniforme.

6. Capteurs :

Les capteurs jouent un rôle essentiel dans la sécurité et la précision de l'impression. Ils incluent les capteurs de fin de course pour le positionnement des axes, les détecteurs de fin de filament et les dispositifs de contrôle de la température.

7. Carte électronique :

C'est le "cerveau" de l'imprimante. Elle reçoit les instructions du fichier numérique (modèle 3D) et contrôle les mouvements des moteurs, la température de la buse, etc.

8. Filament :

C'est la matière première utilisée pour la fabrication de l'objet. Il existe sous différentes formulations (PLA, ABS, PETG, etc.), chacune présentant des propriétés thermiques, mécaniques et d'adhérence spécifiques.

9. Interface utilisateur :

Elle permet à l'utilisateur de contrôler l'imprimante, de lancer l'impression, de régler les paramètres et de surveiller le processus.

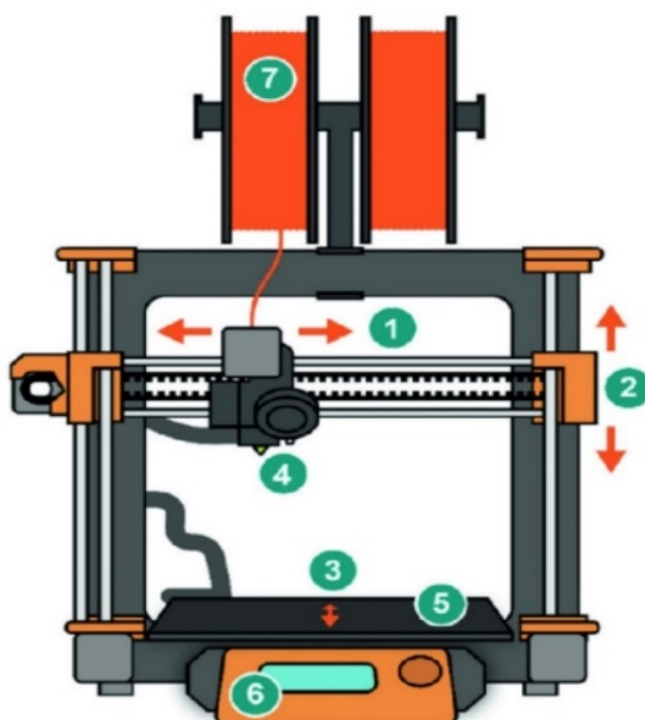


Figure 9 : Schéma représentatif de la structure d'une imprimante FDM typique : 1.moteur de l'axe X, 2.moteur de l'axe Z, 3.moteur de l'axe Y, 4.buse chauffante, 5.plateau d'impression, 6.carte de commande avec affichage, 7.filament. Adapté à partir de Zhou et al., Sensors, 2024(25), sous

licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0)

<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



*APPLICATIONS CLINIQUES ET
PEDAGOGIQUES DE L'IMPRESSION 3D*



I. Applications pédagogiques de la technique d'impression 3D dans la formation des Professionnels de santé :

1. Enseignement de l'anatomie humaine :

L'impression 3D représente un outil pédagogique innovant qui transforme l'enseignement de l'anatomie humaine en offrant des supports visuels et tactiles d'une grande précision. En reproduisant fidèlement les structures anatomiques à partir d'images médicales (IRM, scanner), elle permet la création de modèles tridimensionnels réalistes, personnalisables et réutilisables. Ces représentations facilitent la compréhension des volumes, des rapports spatiaux et des variations morphologiques, tout en renforçant l'engagement actif des apprenants.

Contrairement aux supports traditionnels bidimensionnels, l'impression 3D offre une expérience immersive favorisant la mémorisation et l'intégration des connaissances, tout en contournant les contraintes éthiques, sanitaires et logistiques inhérentes à l'utilisation de corps humains. Elle s'inscrit ainsi comme un complément didactique de valeur, adapté aux exigences actuelles de la formation médicale, en particulier dans les contextes où l'accès à la dissection est limité.

L'efficacité pédagogique des modèles anatomiques imprimés en 3D apparaît particulièrement marquée lorsqu'ils représentent des structures anatomiques complexes, souvent difficiles à appréhender à partir de supports traditionnels. Cette approche s'avère d'autant plus bénéfique lorsqu'elle est introduite précocement dans le parcours de formation(26).

2. Enseignement de l'anatomie pathologique :

L'un des apports majeurs de l'impression 3D en anatomie pathologique réside dans la réduction des contraintes logistiques et des risques sanitaires associés à la conservation traditionnelle des pièces anatomopathologiques dans des contenants en verre remplis de liquide. En proposant des répliques fidèles, durables et manipulables, cette technologie offre une alternative sécurisée et peu contraignante, tout en enrichissant l'enseignement de la pathologie clinique. Elle s'avère particulièrement bénéfique pour la formation des étudiants en médecine et des internes en

anatomie pathologique, en rendant les contenus pédagogiques plus accessibles, standardisés et adaptables à différents environnements éducatifs.

Toutefois, l'usage de modèles imprimés en 3D de spécimens pathologiques humains présente certaines limites, notamment en termes de fidélité morphologique, dépendance de la qualité initiale et de rendu textural, qu'il convient de considérer dans une perspective d'intégration optimale(27).

3. Application de l'impression 3D dans la formation chirurgicale :

L'impression 3D joue un rôle déterminant dans l'enseignement de l'anatomie, aussi bien pour la formation initiale des étudiants en médecine que pour le perfectionnement professionnel des praticiens en exercice. Elle constitue un outil de simulation chirurgicale de grande valeur pédagogique, permettant la création de modèles anatomiques précis, personnalisés et fondés sur des données d'imagerie médicale telles que l'IRM ou la tomodensitométrie. Ces reproductions facilitent la préparation à des interventions complexes, l'apprentissage de nouvelles techniques opératoires et la répétition de gestes précis dans un environnement sécurisé. En réduisant les risques liés à l'erreur, en améliorant la précision des gestes et en renforçant la confiance des praticiens(28).

4. Communication médecin-patient :

La modélisation tridimensionnelle permet l'amélioration de la communication médecin-patient et l'intégration active de ce dernier dans sa prise en charge. En produisant des modèles anatomiques personnalisés à partir d'images médicales, elle permet une représentation concrète et visuelle des structures pathologiques ou des interventions envisagées. Cette matérialisation facilite la compréhension des informations médicales complexes, réduit l'anxiété liée à l'incertitude, et favorise une prise de décision éclairée. Par son potentiel explicatif et pédagogique, l'impression 3D s'inscrit ainsi dans une dynamique de médecine participative, renforçant la transparence, l'adhésion thérapeutique et l'autonomisation du patient dans son parcours de soins.

II. Applications cliniques de l'impression 3D en odontologie :

1. Prosthodontie :

1.1 Couronnes et bridges :

Les couronnes et bridges dentaires sont des prothèses fixes visant à restaurer la fonction et l'esthétique de l'arcade dentaire en recouvrant entièrement une dent endommagée, dévitalisée ou fortement cariée, ou en remplaçant des dents manquantes.

L'intégration de l'impression 3D dans leur fabrication a considérablement amélioré la précision, la rapidité et la reproductibilité du processus prothétique qui était long et parfois imprécis avec les méthodes conventionnelles.

À partir d'empreintes numériques obtenues par scanner intra-oral, la conception assistée par ordinateur (CAO) permet de modéliser des restaurations sur mesure, ensuite imprimées en 3D à l'aide de matériaux biocompatibles. Cette approche numérique réduit les délais cliniques, minimise les ajustements post-fabrication et optimise l'adaptation prothétique, tout en offrant une meilleure traçabilité.

1.2 Prothèses complètes ou partielles :

Les prothèses dentaires amovibles, qu'elles soient complètes ou partielles, ont pour fonction de restaurer les dents absentes tout en rétablissant l'équilibre occlusal, l'esthétique et la fonction masticatoire.

Traditionnellement fabriquées par moulage et usinage manuel, ces prothèses ont vu leur processus de conception profondément transformé par l'essor de l'impression 3D et de la conception assistée par ordinateur (CAO), qui permettent d'obtenir une empreinte numérique précise.

L'impression 3D, à l'aide de technologies telles que la stéréolithographie (SLA) ou le frittage sélectif par laser (SLS), permet ensuite de produire les bases prothétiques, les dents en résine, et même les armatures métalliques qui constituent le squelette des prothèses partielles avec une précision micrométrique.

Ce flux numérique réduit les délais cliniques, limite les erreurs liées à la fabrication manuelle et facilite la reproduction des prothèses.

Par ailleurs, Des études récentes montrent que les bases de prothèses complètes fabriquées par des techniques numériques, notamment par photopolymérisation (DLP), présentent une meilleure précision que celles obtenues par polymérisation thermique traditionnelle(29).

2. Implantologie orale :

Les technologies d'impression 3D présentent un grand intérêt en implantologie orale, ils permettent la fabrication personnalisée de guides chirurgicaux, de modèles anatomiques, de prothèses provisoires ainsi que de porte-empreintes personnalisés, contribuant ainsi à une planification rigoureuse et à une exécution chirurgicale optimisée.

2.1. Guides chirurgicaux :

Les guides traditionnels basés sur des radiographies panoramiques sont souvent sujettes à des distorsions et à un manque de précision, d'où l'intérêt du recours à la conception assistée par ordinateur (CAO) pour les fabriquer. Les guides chirurgicaux ainsi imprimés permettent une transposition précise du plan opératoire virtuel vers le patient réel, Une fois en place, ils indiquent avec exactitude la position, l'angle et la profondeur de forage pour chaque implant, assurant ainsi une insertion conforme à la simulation préopératoire.

Des études ont montré que la déviation moyenne des guides traditionnels à l'entrée est de 1,5 mm, contre 0,9 mm pour les guides SLA, confirmant la supériorité en précision des dispositifs imprimés en 3D(30).



Figure 10 : Guides chirurgicaux d'implants fabriqués par fabrication additive.

A. Stéréolithographie (résine dentaire SG) ; B. PolyJet (résine VeroClear) ; C. MultiJet (VisiJet Stoneplast).

Reproduit avec l'autorisation de © Elsevier, via Copyright Clearance Center (CCC), d'après la référence(31).

2.2. Portes empreintes personnalisées :

La fabrication des porte-empreintes personnalisés pour implants par impression 3D représente une avancée majeure en prothèse implantaire. La conception numérique à partir de données issues du CBCT et de la numérisation intra-orale permet d'anticiper avec exactitude la position des transferts implantaires et d'ajuster l'espace nécessaire pour le matériau d'empreinte autour de ceux-ci. Cette approche réduit considérablement les erreurs liées aux zones de surépaisseur ou de contact excessif avec les transferts, tout en garantissant un ajustement optimal du porte-empreinte sur les structures implantaires(32).

2.3. Implants dentaires :

Initialement, la production d'implants reposait principalement sur des méthodes traditionnelles de fabrication soustractive, limitant la complexité des formes et la personnalisation.

Au cours des dernières décennies, l'introduction des technologies de fabrication additive, telles que le frittage laser sélectif (SLS) et la fusion par faisceau d'électrons, a ouvert de nouvelles perspectives en permettant la réalisation d'implants aux géométries complexes, légers, poreux et biocompatibles, favorisant l'ostéointégration(33).

Toutefois, cette approche reste toujours au stade préclinique, des essais cliniques plus larges avec une validation réglementaire sont indispensables avant que cette technologie ne devienne une alternative fiable aux implants dentaires conventionnels(34).

3. Orthodontie :

3.1. Aligneurs orthodontiques :

Les aligneurs orthodontiques sont des gouttières transparentes amovibles destinées à corriger l'alignement dentaire de manière progressive et esthétique. Ils représentent une alternative moderne et discrète aux appareils orthodontiques métalliques traditionnels et favorisent une meilleure hygiène bucco-dentaire.

L'impression 3D permet la conception d'une série de moules destinés au thermoformage des aligneurs successifs. Cette approche permet un traitement entièrement personnalisé, fondé sur une

simulation numérique des déplacements dentaires, tout en optimisant la précision et la rapidité de production.

3.2. Gouttière de contention personnalisées :

Nécessaire pour la finition du traitement orthodontique, elles empêchent le déplacement, assurant la stabilité à long terme des corrections orthodontiques.

Les gouttières imprimées en 3D offrent une meilleure précision géométrique, une fabrication plus rapide, une réduction des coûts et des déchets ainsi qu'une reproduction immédiate en cas de perte.

Toutefois, leur durabilité peut être inférieure aux dispositifs thermoformés et leur réalisation nécessite un équipement spécialisé et des matériaux certifiés, Les résines spécialement développées (par exemple, Dental LT Clear) présentent des performances prometteuses, mais les preuves cliniques restent encore limitées. Des recherches prospectives sont nécessaires pour évaluer pleinement leur fiabilité à long terme(35).

3.3. Bagues orthodontiques personnalisées :

La personnalisation des bagues orthodontiques sur mesure par impression 3D permet d'optimiser avec précision les dimensions, les surfaces de collage et l'orientation de chaque bague en fonction de la morphologie dentaire et des déplacements orthodontiques planifiés. Ces dispositifs sur mesure offrent un meilleur contrôle biomécanique des forces appliquées, réduisent la nécessité d'ajustements cliniques et contribuent ainsi à améliorer l'efficacité thérapeutique tout en pouvant raccourcir la durée du traitement.

4. Endodontie :

En endodontie, l'impression 3D présente plusieurs avantages, notamment une précision accrue dans l'accès endodontique grâce à la conception de guides personnalisés, ainsi qu'un apport significatif dans le renforcement des compétences des praticiens par le biais de la simulation chirurgicale, en particulier pour les traitements complexes. Par ailleurs, cette technologie est également explorée dans le domaine de la médecine régénérative, que ce soit pour la bio-ingénierie de nouvelles dents par délivrance ciblée de cellules souches, ou pour la régénération de la pulpe

dentaire à travers le développement de biomatériaux innovants, tels que les ciments à base de phosphate de calcium.

5. Matériaux et procédés d'impression 3D en odontologie :

La technologie d'impression 3D a profondément transformé la restauration dentaire, permettant la reconstitution des structures dentaires avec une grande précision, tout en répondant aux exigences fonctionnelles et esthétiques des patients. Dans ce contexte, le choix des matériaux joue un rôle déterminant. Ceux-ci doivent présenter des propriétés physico-chimiques et mécaniques élevées, ainsi qu'une biocompatibilité rigoureusement contrôlée, afin d'assurer leur efficacité et leur sécurité en milieu buccal. Pour satisfaire ces exigences, les matériaux utilisés dans les procédés d'impression 3D font l'objet d'améliorations continues, en parallèle avec l'évolution constante des technologies et des équipements de fabrication.

Parmi les matériaux utilisés en stéréolithographie, les principales technologies de fabrication additive appliquées dans le domaine dentaire reposent sur l'utilisation de photopolymères à base d'acrylates, de plastiques et de céramiques, en raison de leurs propriétés permettant une production rapide de pièces fonctionnelles, telles que des modèles anatomiques, des prothèses ou encore des structures destinées à la fonderie de métaux.

D'autres procédés d'impression 3D appliqués en odontologie utilisent une variété de matériaux tels que les thermoplastiques, les poudres polymériques, les métaux, les céramiques, ainsi que des polymères techniques comme le polycarbonate, l'acrylonitrile butadiène styrène (ABS), le polypropylène ou les polyesters. On y retrouve également divers métaux et alliages tels que le cobalt, l'acier, les alliages de bronze, l'aluminium, l'acier inoxydable, le titane, les alliages de nickel, ainsi que d'autres poudres métalliques aux applications spécifiques(36).

Tableau II : Principaux matériaux d'impression 3D utilisés pour fabrication des dispositifs dentaires, Adapté à partir de *Authors, Polymers*, 2024(36), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Type de matériaux	Pièces fabriquées
<p>Polymères synthétiques : PEEK (polyétheréthercétone), PCL (polycaprolactone), PMMA (polyméthacrylate de méthyle), PLA (acide polylactique), PLGA (acide poly(lactique-co-glycolique)), résines UV</p>	<p>Gouttières occlusales imprimées Aligneurs transparents Armatures de couronnes ou bridges Pilier implantaire Dents prothétiques imprimées en 3D</p>
<p>Métaux et alliages métalliques : Titane (Ti), alliages cobalt-chrome (Co-Cr)</p>	<p>Implants Prothèses Restaurations dentaires</p>
<p>Céramiques : Verre, zircone, alumine</p>	<p>Implants dentaires Piliers prothétiques implantaires Bridges Tenons radiculaires Couronnes céramiques</p>

III. Application de l'impression 3D en Chirurgie maxillo-faciale et buccale :

1. Modèles anatomiques :

L'impression 3D permet de générer des modèles anatomiques précis à partir d'imageries médicales tridimensionnelles, jouant un rôle essentiel en chirurgie maxillo-faciale. Ces modèles optimisent la planification chirurgicale et améliorent la précision des interventions. Ils constituent également une base pour la fabrication de guides chirurgicaux personnalisés, réduisant le temps opératoire et renforçant la sécurité des interventions(37).

2. Gouttières occlusales :

Les gouttières occlusales sont des dispositifs thérapeutiques sur mesure destinés à la prise en charge des troubles temporo-mandibulaires, du bruxisme ou de certaines formes d'apnée du sommeil. Leur fonction principale est de stabiliser l'occlusion, de réduire les tensions musculaires et de corriger les dysfonctionnements mandibulaires.

Le processus traditionnel de fabrication des gouttières occlusales repose sur l'enregistrement inter occlusal à la cire des dentitions maxillaire et mandibulaire sur des modèles de travail, ainsi que sur la prise d'empreintes à l'alginat. Cette méthode, bien que largement utilisée, présente un coût élevé et comporte des risques d'erreurs lors des étapes de prise d'empreinte ou de réalisation des modèles en plâtre, pouvant affecter la précision et l'adaptation finale des gouttières.

L'intégration de l'impression 3D dans leur fabrication permet une modélisation numérique précise à partir de scans intra-oraux, offrant ainsi un ajustement optimal, un gain de temps significatif et une reproductibilité accrue.

Les gouttières occlusales permettent notamment de faciliter le positionnement de la mâchoire lors des chirurgies orthognathiques, et de réduire les contraintes articulaires et musculaires, ainsi que pour prévenir le bruxisme et protéger les dents lors de la phase de récupération(38).



Figure 11 : Modèle anatomique pour simulation d'une chirurgie orthognathique, avec à côté des guides de repositionnement du segment LE FORT 1 et la gouttière occlusale imprimés en 3D, Reproduit à partir de Lin HH, Lonic D, Lo LJ, J Formos Med Assoc., 2018;117(38), avec l'autorisation d'Elsevier. Permission obtenue via le Copyright Clearance Center (CCC).

3. Guides chirurgicaux :

L'utilisation de guides chirurgicaux imprimés en 3D pour les ostéotomies et génioplasties permet une planification précise et une exécution rigoureuse des coupes osseuses selon le plan virtuel. Cette précision réduit significativement la durée opératoire et minimise les risques de lésions nerveuses, notamment du nerf alvéolaire inférieur, en assurant un contrôle optimal des trajectoires chirurgicales.

L'utilisation de guides chirurgicaux imprimés en 3D trouve un grand intérêt dans la pose d'implants, permettant une insertion précise même dans des sites anatomiquement complexes ou difficiles d'accès, renforçant ainsi la précision du positionnement implantaire. Cette approche optimise non seulement la stabilité primaire de l'implant, mais aussi la qualité de la guérison tissulaire.

Par ailleurs, des études ont montré que l'utilisation de guides chirurgicaux imprimés en 3D permet de mieux contrôler l'orientation et l'axe des biopsies osseuses, réduisant ainsi le risque d'erreurs de trajectoire susceptibles de compromettre la représentativité du prélèvement(39).



Figure 12 : Image de moulage en plâtre de la mandibule avec guide chirurgical ajusté. Adapté à partir de Postl L, Mücke T, Hunger S, Wuersching SN, Holberg S, Bissinger O, et al., *Eur J Med Res.*, 2022;27:104(39), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0). <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

4. Prothèses :

Les prothèses maxillo-faciales sont principalement indiquées pour restaurer des défauts tissulaires et osseux résultant de traumatismes, de maladies tumorales, de malformations congénitales ou de chirurgies ablatives. Elles ont pour objectif de rétablir la fonction, l'esthétique et la morphologie du visage. La complexité anatomique et la variabilité des zones affectées rendent la conception de ces prothèses particulièrement délicate.

L'avènement des méthodes de fabrication additive a transformé cette discipline en offrant une précision et un ajustement supérieurs des prothèses aux zones de défaut. La modélisation numérique basée sur des images médicales 3D, permet de reproduire fidèlement les contours anatomiques spécifiques à chaque patient et ainsi de réduire les espaces résiduels susceptibles de compromettre la rétention, le confort ou l'esthétique. Par ailleurs, cette technologie favorise une

meilleure intégration fonctionnelle, limitant les irritations des tissus mous et améliorant la stabilité à long terme de la prothèse.

IV. Applications cliniques de l'impression 3D en ophtalmologie :

1. Diagnostic :

L'imagerie diagnostique, en particulier la tomographie par cohérence optique (OCT), l'OCT spectral (SD-OCT) et l'angiographie OCT (OCTA), occupe une place centrale en ophtalmologie, notamment dans la gestion des pathologies vasculaires rétinienne et choroïdiennes. L'intégration de l'impression 3D dans ce contexte permet de matérialiser les structures vasculaires en modèles tridimensionnels, facilitant ainsi l'analyse spatiale et anatomique fine.

Ces modèles offrent une visualisation précise des relations anatomiques entre les tumeurs et les vaisseaux, révélant notamment les zones d'interpénétration. Une telle approche s'avère pertinente pour l'étude des affections inflammatoires ou infiltrantes de la choroïde, le suivi évolutif des mélanomes choroïdiens, la planification thérapeutique et l'évaluation des réponses au traitement(40).

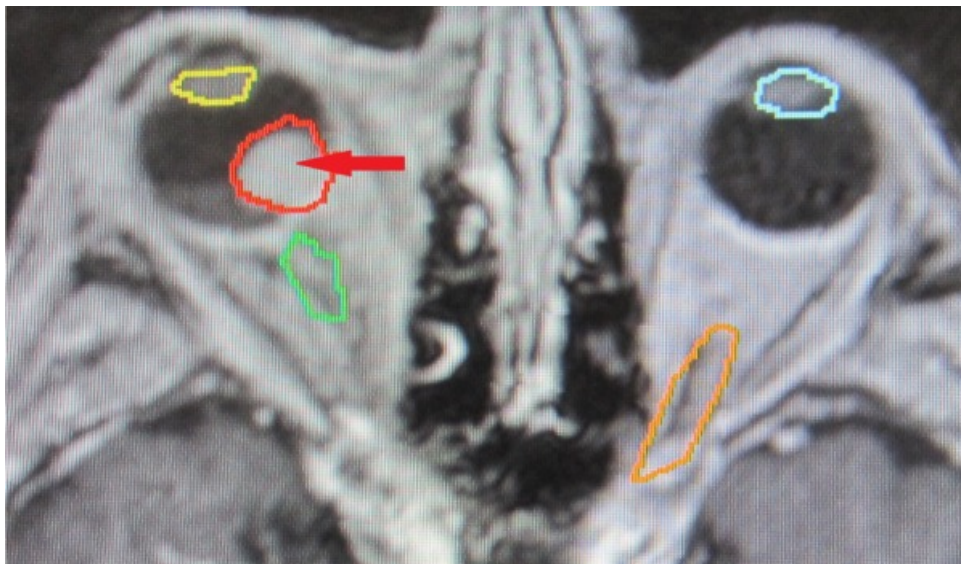


Figure 13 : IRM d'un patient présentant un mélanome uvéal postérieur : la flèche et la couleur rouge indiquent la masse tumorale ; les couleurs jaune et bleue indiquent le cristallin ; les couleurs verte et orange indiquent les nerfs optiques, Reproduit à partir de Urdová A, Sramka M, Thurzo A, Furdová A, *Clin Ophthalmol*, 2017;11:267-71(41), sous licence Creative Commons Attribution - NonCommercial (CC BY-NC 3.0). <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>.

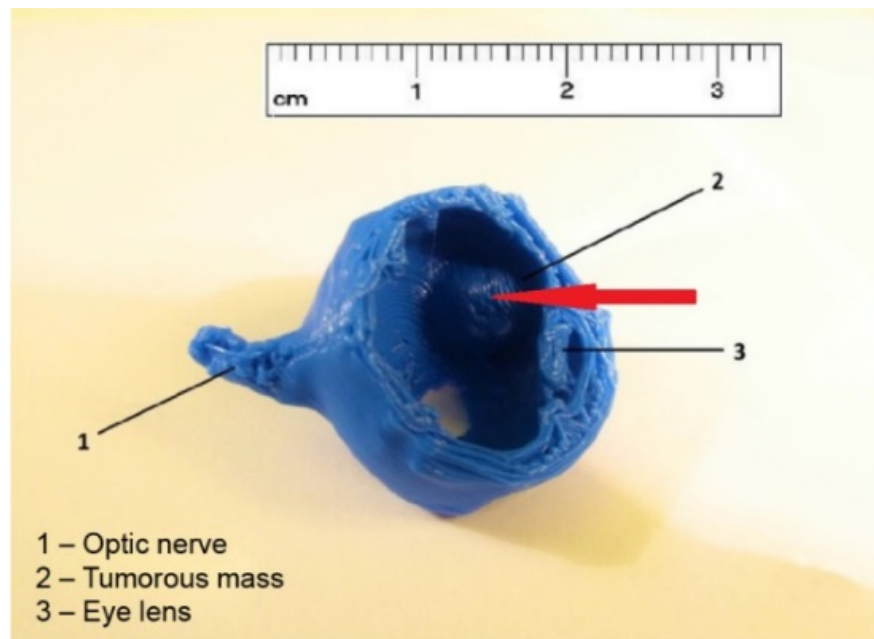


Figure 14 : Modèle oculaire imprimé en 3D présentant un mélanome uvéal intraoculaire de stade intermédiaire (T2) ; la flèche rouge indique la masse tumorale, Reproduit à partir de Urdová A, Sramka M, Thurzo A, Furdová A, *Clin Ophthalmol*, 2017;11:267-71 (41), sous licence Creative Commons Attribution – NonCommercial (CC BY-NC 3.0), <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>.

2. Dispositifs médicaux :

2.1 Prothèses oculaires :

Les prothèses oculaires sont principalement indiquées dans la prise en charge des patients ayant subi une perte partielle ou totale du globe oculaire. Elles interviennent notamment après une énucléation, qui correspond à l'ablation complète du globe en cas de traumatisme sévère, tumeur intraoculaire, infection non contrôlée ou douleur chronique. L'exentération, intervention plus étendue incluant les tissus orbitaires environnants, est également une indication majeure, principalement dans les cas de pathologies malignes avancées ou d'infections graves. Par ailleurs, les prothèses sont indiquées chez les patients présentant une anophtalmie congénitale ou acquise, une microphthalmie ou une atrophie oculaire, afin de restaurer le volume orbitaire et prévenir les déformations faciales. Elles jouent également un rôle esthétique et fonctionnel dans les suites de traumatismes oculaires causant des défauts cosmétiques importants.

L'impression 3D révolutionne la fabrication des prothèses oculaires en permettant une personnalisation précise, rapide et économique. Elle permet de concevoir des prothèses adaptées à la morphologie exacte du patient, en reproduisant fidèlement la forme, la taille et les détails esthétiques, notamment la couleur de l'iris et la texture de la sclère. Cette approche améliore non seulement le confort et l'esthétique, mais facilite également la production en série et la réparation rapide des prothèses. Par ailleurs, l'utilisation de matériaux biocompatibles assure une meilleure tolérance cutanée et réduit les risques d'irritation.

Les implants orbitaires, complémentaires aux prothèses, remplissent une double fonction : compenser la perte de volume orbitaire et maintenir l'architecture orbitaire, tout en favorisant la mobilité de la prothèse externe. Grâce à l'impression 3D, ces implants peuvent être produits sur mesure, conformes à la morphologie spécifique de chaque orbite, respectant avec précision les contours osseux et le volume nécessaire pour une restauration anatomique optimale. Cette exactitude dimensionnelle améliore la compatibilité biomécanique, le confort postopératoire et les résultats esthétiques et fonctionnels.



Figure 15 : Image d'un patient avec moule (gauche) et prothèse oculaire imprimés en 3D (droite),

Reproduit à partir de Tsui JKS, Bell S, Cruz L da, Dick AD, Sagoo MS, *Surv Ophthalmol.*,

2022;67(4):1287–1310(42), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY

4.0). <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

2.2 Lentilles de contact :

L'impression 3D permet aussi de produire des lentilles sur mesure, adaptées à la morphologie oculaire spécifique de chaque patient. Elles offrent une géométrie parfaitement ajustée, améliorant ainsi le confort, la tolérance et la qualité de vision.

Divers types de lentilles de contact peuvent être imprimées, notamment des lentilles intelligentes dotées de capteurs intégrés permettant la détection et la surveillance en temps réel de pathologies oculaires telles que l'hypertension intraoculaire associée au glaucome, ainsi que le suivi non invasif de paramètres métaboliques comme la glycémie à travers l'analyse des fluides lacrymaux.

Les lentilles de contact imprimées en 3D sont également explorées comme vecteurs thérapeutiques, notamment pour la délivrance contrôlée de médicaments oculaires. Intégrer des principes actifs au sein de la matrice de la lentille permettrait une libération prolongée et ciblée, améliorant la biodisponibilité par rapport aux collyres classiques.

2.3 Patches oculaires :

Les patches oculaires imprimés en 3D représentent une avancée prometteuse pour la délivrance contrôlée de médicaments au niveau intraoculaire. Conçus à partir de bio-encre à base d'hydrogels, ces patches permettent une libération prolongée et ciblée des principes actifs, comme les antibiotiques ou les agents anti-inflammatoires, directement au contact de la conjonctive ou d'autres structures oculaires.

Cette méthode offre l'avantage de réduire la fréquence d'administration par rapport aux collyres classiques, améliorant ainsi l'observance thérapeutique tout en minimisant les effets secondaires systémiques. Adaptables en termes de formulation et de dosage, ces dispositifs biocompatibles sont conçus pour répondre aux besoins spécifiques des patients, notamment après des interventions chirurgicales comme celles du glaucome ou de la cataracte.

Bien que leur développement soit encore principalement au stade préclinique, ces patches ouvrent la voie à des solutions innovantes pour un traitement oculaire plus efficace et confortable(43).

2.4 Implants oculaires :

▪ Implants cornéens :

La cornée se distingue par des caractéristiques biologiques favorables à l'impression 3D, telles qu'une homogénéité cellulaire, une faible exigence métabolique et une absence de vascularisation. Ces propriétés en font un tissu particulièrement adapté à l'impression 3D.

L'impression 3D appliquée à la fabrication d'implants cornéens représente une solution émergente en ophtalmologie régénérative, visant à répondre à la pénurie mondiale de greffons humains et à améliorer la prise en charge des pathologies cornéennes graves.

Cette technologie permet la création d'implants personnalisés, à partir de données d'imagerie oculaire (OCT, topographie cornéenne), fabriqués soit à partir de polymères biocompatibles, soit via des bio-encres intégrant des cellules cornéennes. Ces implants visent à restaurer la transparence et la fonction optique de la cornée, tout en favorisant l'intégration tissulaire et en réduisant le risque de rejet immunologique.

Bien que les résultats précliniques soient encourageants, plusieurs défis demeurent, notamment la reproduction fidèle de la structure lamellaire cornéenne, la transparence optique et la stabilité mécanique.

Des investigations scientifiques supplémentaires demeurent indispensables afin de permettre la transition vers une application clinique à grande échelle(44).

▪ Lentilles intraoculaires :

Une autre application prometteuse de l'impression 3D en chirurgie ophtalmique concerne la fabrication de lentilles intraoculaires (LIO), utilisées principalement lors des chirurgies de la cataracte pour remplacer le cristallin opacifié.

Cette technologie permet de concevoir des LIO personnalisées, adaptées avec précision à l'anatomie et aux besoins optiques spécifiques de chaque patient, et permet ainsi de corriger des erreurs de réfraction spécifiques, telles que l'astigmatisme irrégulier, ainsi que d'adapter la lentille à des particularités anatomiques inhabituelles.

Bien que les prototypes imprimés montrent une bonne transparence, la qualité optique et la finition de surface restent encore insuffisantes pour répondre aux standards actuels, soulignant que

cette application nécessite davantage de recherche et de développement avant une intégration clinique. Néanmoins, l'impression 3D ouvre une voie innovante pour l'avenir des implants oculaires sur mesure, offrant un potentiel important pour la personnalisation complète des dispositifs et l'amélioration des résultats post-opératoires{Citation}.

- **Implants rétiniens :**

La structure complexe de la rétine, caractérisée par son architecture en couches et la diversité de ses types cellulaires, pose des défis spécifiques à la bio-impression. Répondre à ces exigences nécessite des bio-encres spécialement formulées pour garantir biocompatibilité, aptitude à l'impression et compatibilité mécanique avec le tissu rétinien. Les avancées récentes, notamment dans les formulations à base d'hydrogels, contribuent à reproduire l'environnement cellulaire de la rétine, favorisant ainsi la viabilité cellulaire et leur intégration fonctionnelle.

L'essor de cette technologie, bien que prometteur, requiert un optimisme mesuré. Le développement de bio-encres adaptées, de structures d'échafaudage performantes et l'amélioration de la précision d'impression seront déterminants pour obtenir des tissus rétiniens fonctionnels et transplantables. Sa réussite dépendra d'une collaboration interdisciplinaire étroite entre ingénieurs biomédicaux, chercheurs et ophtalmologistes, condition essentielle à la transition de ces innovations du laboratoire vers la pratique clinique et à l'émergence de nouvelles solutions thérapeutiques pour les affections rétiniennes irréversibles(45).

3. Chirurgie ophtalmologique :

3.1 Planification chirurgicale :

À partir d'images obtenues par tomodensitométrie ou IRM, des modèles anatomiques personnalisés de globes oculaires atteints ont été conçus pour optimiser la précision du ciblage tumoral. Ces répliques permettent une meilleure visualisation des structures à risque et facilitent l'individualisation du traitement, en assurant une irradiation efficace tout en préservant les tissus sains.

3.2 Instruments chirurgicaux :

▪ Les dispositifs de chirurgie mini-invasive du glaucome (MIGS) :

Souvent fabriqués par stéréolithographie micro-projetée, ils facilitent le drainage de l'humeur aqueuse via différentes voies. Parmi ces implants commercialisés figurent l'iStent, Hydrus et XEN, sélectionnés selon les besoins cliniques spécifiques des patients. Toutefois, leur efficacité à long terme est fréquemment compromise par une fibrose périprothétique. Par ailleurs, l'impression 3D offre la possibilité de concevoir des instruments chirurgicaux personnalisés, ergonomiques et adaptables, optimisant ainsi la précision et le confort des interventions mini-invasives(46).

▪ Instruments chirurgicaux personnalisés :

Ces instruments personnalisés permettent d'améliorer la précision, l'ergonomie et la maniabilité lors des procédures délicates, tout en réduisant les coûts et les délais de production par rapport aux méthodes traditionnelles. Les technologies d'impression additive permettent de concevoir des outils légers, aux formes complexes, optimisés pour la main dominante du chirurgien et les particularités anatomiques du patient. Cette innovation contribue à accroître la sécurité et l'efficacité des chirurgies oculaires, notamment dans les approches mini-invasives.

V. Applications cliniques de l'impression 3D en Neurochirurgie :

En neurochirurgie, de nombreuses études ont mis en évidence les applications cliniques de l'impression 3D, notamment pour la cranioplastie, les instruments rachidiens personnalisés et les modèles d'anévrismes cérébraux. Cependant, l'intégration clinique de modèles de tumeurs cérébrales imprimés en 3D et adaptés au patient, en tant qu'outil de planification chirurgicale quotidienne, n'a pas encore été établie.

1. Planification et simulation chirurgicale :

L'impression 3D permet la planification chirurgicale en neurochirurgie en créant des modèles anatomiques personnalisés et précis, reproduisant fidèlement la structure du cerveau, des vaisseaux sanguins et des lésions pathologiques à partir d'images médicales (IRM, scanner). Ces modèles tangibles facilitent la visualisation tridimensionnelle des zones à opérer, aident à anticiper les difficultés techniques et à choisir la meilleure approche chirurgicale tout en réduisant les risques pour les tissus sains. Ils permettent également aux équipes médicales de s'exercer sur une réplique

exacte du cas du patient, améliorant ainsi la précision, la sécurité et l'efficacité de l'intervention, tout en optimisant la communication avec le patient et sa famille(47,48).

Plus particulièrement, en chirurgie des tumeurs cérébrales, l'objectif prioritaire est d'obtenir une résection complète tout en préservant les fonctions neurologiques. Pour y parvenir, le choix d'une voie d'abord optimale, fondé sur une compréhension stéréoscopique précise des structures anatomiques environnantes, est essentiel. Or, la planification neurochirurgicale repose encore largement sur la reconstruction mentale en 3D réalisée par le chirurgien à partir d'images IRM bidimensionnelles ou de reconstructions informatiques intégrées à la neuronavigation une approche peu intuitive qui exige une pratique répétée et une grande expérience difficile à acquérir dans un contexte de formation où les cas sont limités.

La combinaison du logiciel 3D Slicer et de l'impression 3D permet désormais une planification précise et optimisée des trajectoires opératoires pour la résection des tumeurs cérébrales profondes, tout en réduisant significativement les délais et les coûts associés à la navigation chirurgicale traditionnelle.

Pour les jeunes praticiens, l'utilisation de modèles pathologiques personnalisés imprimés en 3D constitue un outil efficace pour réduire la courbe d'apprentissage. Par ailleurs, la complexité des pathologies neurochirurgicales rend leur compréhension difficile pour les patients et leurs proches ; les modèles imprimés en 3D offrent alors un support visuel clair pour expliquer la maladie, l'intervention et les risques associés(49).

2. Recherche expérimentale :

Dans le domaine de la recherche scientifique en neurochirurgie, l'impression 3D joue un rôle croissant, notamment dans le développement de matériaux innovants visant à améliorer le réalisme tactile et radiologique des modèles anatomiques. Ces modèles servent également à la validation préclinique de nouvelles techniques chirurgicales, permettant de tester et d'ajuster les approches avant leur application chez les patients. Par ailleurs, l'impression 3D facilite les études biomécaniques en simulant les forces exercées sur les structures cérébrales et rachidiennes, contribuant ainsi à une meilleure compréhension des pathologies et de leurs traitements.

Elle permet aussi la fabrication de modèles précis d'anévrismes, malformations artério-veineuses ou autres lésions vasculaires, facilitant l'étude de leur morphologie complexe et des flux sanguins associés. Ces modèles sont utilisés pour valider et optimiser les techniques endovasculaires ou chirurgicales, en simulant les interventions dans un environnement contrôlé(50).

Comme pour les tumeurs, la recherche vise aussi à améliorer les matériaux et les méthodes d'impression pour reproduire fidèlement la texture et la résistance des vaisseaux, et à accélérer le processus de fabrication, en vue d'une intégration plus large en pratique clinique.

3. Dispositifs chirurgicaux personnalisés :

3.1 Instruments chirurgicaux :

L'impression 3D des instruments chirurgicaux en neurochirurgie offre la possibilité de concevoir et de fabriquer des outils personnalisés, adaptés aux besoins spécifiques des interventions et des chirurgiens. Grâce à cette technologie, il est possible de produire des instruments légers, ergonomiques et parfois à usage unique, réduisant ainsi les risques d'infection. Par ailleurs, l'impression 3D permet de prototyper rapidement des dispositifs innovants, d'optimiser leur design en fonction des retours cliniques, et de diminuer les coûts de fabrication. Cette flexibilité est particulièrement utile pour des instruments spécialisés tels que des guides de perforation, pinces, ou supports anatomiques, souvent nécessaires dans les procédures neurochirurgicales complexes.

3.2 Guides chirurgicaux :

Des guides chirurgicaux personnalisés peuvent être imprimés en 3D afin d'orienter avec exactitude les instruments durant l'intervention. Cette technique, combinée à la neuroendoscopie transcrânienne, offre une visualisation directe et permet de réaliser des interventions moins invasives. Les résultats cliniques indiquent que cette approche améliore la précision opératoire, réduit la durée de la chirurgie et diminue les risques de complications, tout en favorisant une meilleure récupération post-opératoire(51).



Figure 16 : Le guide métallique standard utilisé en combinaison avec le guide de positionnement 3D personnalisé imprimé pour orienter la direction des lésions intracrâniennes ainsi que celle du trajet de ponction du système ventriculaire lors de l'intervention, Reproduit à partir de Zhou L, Wang W, Li Z, Wei H, Cai Q, Chen Q, et al., *Sci Rep.*, 2022;12:20421(51), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0).

[http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/.](http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Les vis pédiculaires représentent la technique de fixation la plus couramment utilisée en chirurgie spinale. Leur insertion comporte toutefois un risque, en raison de la proximité des structures nerveuses. La pose traditionnelle des vis pédiculaires guidée par fluoroscopie est encore largement utilisée, mais elle est moins précise et expose le chirurgien à davantage de radiations. La navigation assistée par ordinateur améliore la précision dans les cas complexes, mais elle reste coûteuse, demande du personnel formé et allonge le temps opératoire.

Les guides d'insertion imprimés en 3D offrent une solution précise, simple et moins coûteuse. Ils sont conçus à partir de modèles 3D de chaque vertèbre cible, permettant de créer une empreinte exacte des éléments postérieurs sur lesquels le guide s'ajuste parfaitement. Les points

d'entrée et trajectoires des vis sont validés en laboratoire avant l'intervention et utilisés de manière reproductible pendant la chirurgie(52).



Figure 17 : Vertèbres individuelles imprimées en 3D et leurs gabarits guides correspondants(52), Reproduit à partir de Garg B, Mehta N. *Current status of 3D printing in spine surgery. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 2018, avec l'autorisation d'Elsevier via le Copyright Clearance Center. © 2018 Delhi Orthopedic Association. Tous droits réservés.



Figure 18 : Perçage du trajet des vis pédiculaires à l'aide d'un gabarit imprimé en 3D pendant l'intervention chirurgicale(52), Reproduit à partir de Garg B, Mehta N. *Current status of 3D printing in spine surgery. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 2018, avec l'autorisation d'Elsevier via le Copyright Clearance Center. © 2018 Delhi Orthopedic Association. Tous droits réservés.

4. Implants :

4.1 Implants crâniens personnalisés :

En neurochirurgie crânienne, l'impression 3D est largement utilisée pour fabriquer des implants sur mesure destinés à la reconstruction de défauts osseux résultant de traumatismes, de résections tumorales ou de malformations congénitales. Ces implants peuvent être fabriqués à partir de titane, de polymères biocompatibles ou d'hydrogels, offrant un équilibre entre résistance mécanique, compatibilité biologique et stimulation de la régénération osseuse. L'utilisation de guides chirurgicaux imprimés en 3D permet également de planifier avec précision l'incision et le positionnement de l'implant, réduisant le temps opératoire et minimisant les risques de complications post-opératoires telles que l'infection ou l'inflammation.

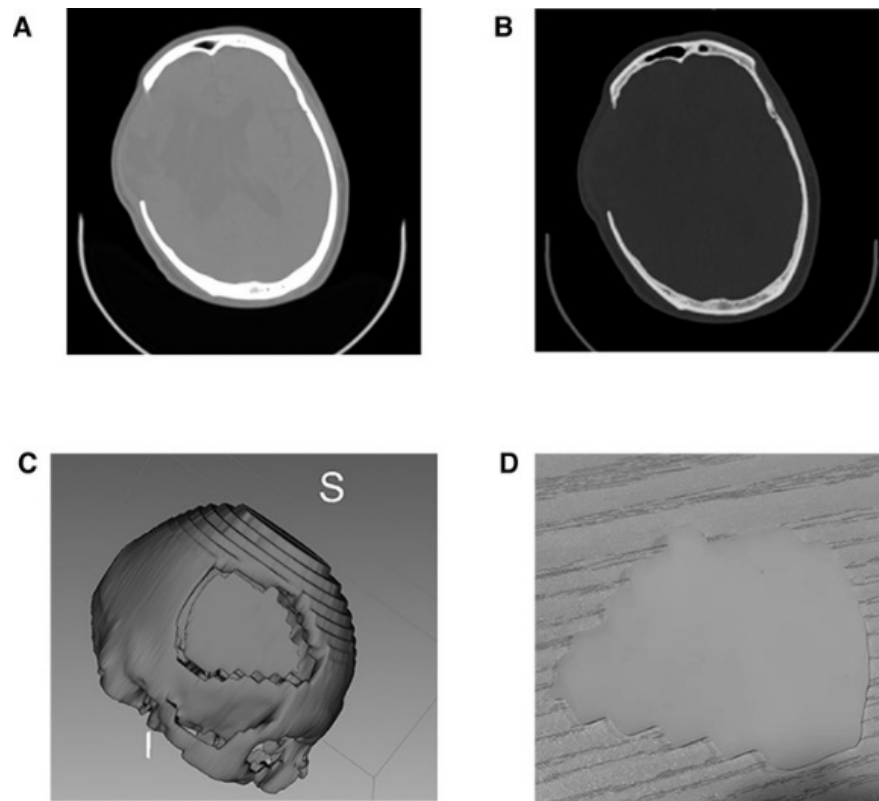


Figure 19 : Crâne et moule imprimés en 3D à partir de données de scanner haute résolution. (A, B) Données du scanner haute résolution ; (C) moule virtuel dans 3D Slicer ; (D) crâne imprimé en 3D.

Reproduit à partir de You Y, Niu Y, Sun F, Huang S, Ding P, Wang X, et al., *Front Surg.*

2022;9:1030081(53), sous licence Creative Commons Attribution (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

4.2 Implants spinaux :

Les implants imprimés en 3D sont particulièrement utiles dans des chirurgies complexes touchant des régions anatomiques uniques, où un implant sur mesure assure un ajustement optimal, une répartition plus homogène des charges et une ostéo-intégration améliorée. Leur application la plus fréquente concerne la chirurgie des tumeurs spinales, où les implants comblent les segments vertébraux réséqués, avec la majorité des études rapportant des résultats positifs.

Parmi ces implants, les cages intersomatiques imprimées en titane poreux reproduisent la structure trabéculaire de l'os, favorisant la stabilité mécanique et l'ostéo-intégration, tout en

réduisant le risque de subsidence ou de migration souvent observé avec les cages métalliques traditionnelles.

Les plaques et systèmes de fixation postérieure, comprenant vis pédiculaires, tiges et plaques, sont adaptés aux anatomies atypiques, notamment dans les déformations sévères ou après résections tumorales, et assurent la stabilité de la colonne vertébrale.

Il est aussi possible d'imprimer des corps vertébraux artificiels spécifiques au patient, Le corps vertébral imprimé en 3D présente une surface de contact plus étendue, assurant un meilleur appui sur les vertèbres adjacentes et réduisant le risque d'enfoncement. Sa structure microporeuse, inspirée de la trame trabéculaire de l'os, possède un module d'élasticité proche de celui de l'os spongieux, favorisant la croissance osseuse et facilitant la fusion vertébrale(54).

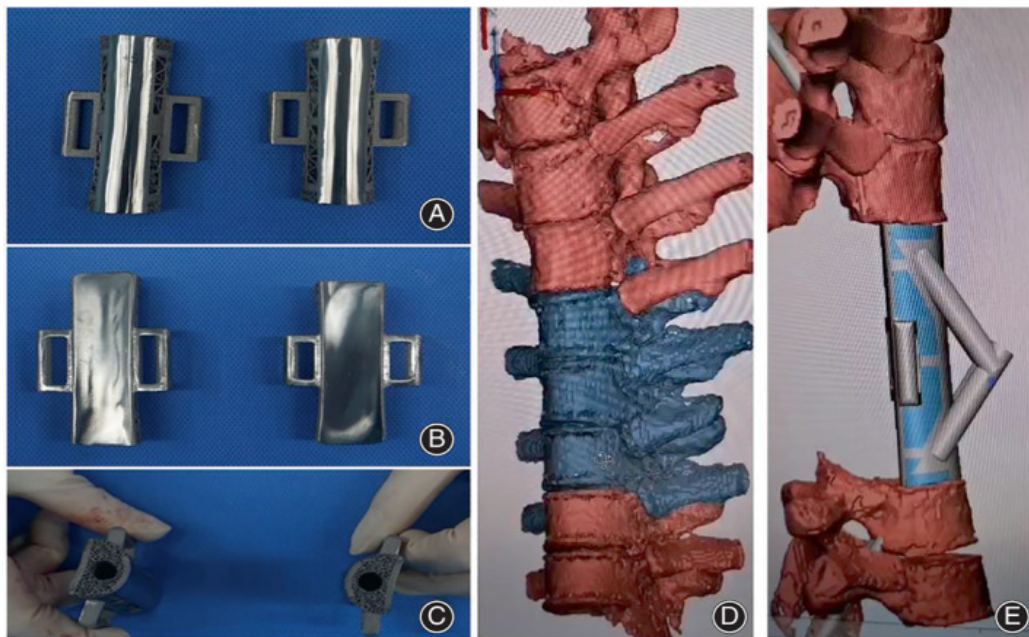


Figure 20 : (A-C) images de prothèses spinales imprimées en 3D.(D,E) Conceptions préopératoires de prothèses imprimées en 3D destinées à remplacer les corps vertébraux et à stabiliser la colonne vertébrale, Reproduit à partir de Sun Z, Yin M, Sun Y, Cheng M, Fang M, Huang W, et al., *Orthop Surg.*, 2022;14(9):2016–22(54), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0). <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

5. Corsets et orthèses spinaux personnalisés :

Conçus à partir de scans corporels ou de modèles 3D, ces dispositifs offrent un ajustement précis, améliorant le confort et la tolérance, optimisant la correction posturale et réduisant les complications cutanées. Leur structure peut être allégée et ventilée, et adaptée dans le temps pour suivre l'évolution des déformations, ce qui augmente l'efficacité thérapeutique et la compliance des patients.

VI. Applications cliniques de l'impression 3D en chirurgie orthopédique et traumatologique :

1. Planification chirurgicale :

L'analyse préopératoire de modèles 3D imprimés de fractures osseuses, comparée à l'étude d'images 2D ou de reconstructions 3D sur écran uniquement, améliorerait significativement la compréhension des motifs fracturaires par les chirurgiens et les internes.

L'utilisation de modèles 3D est particulièrement bénéfique pour les fractures complexes, comme celles de l'acétabulum, où la compréhension tridimensionnelle des fragments osseux et des surfaces articulaires est cruciale pour la réussite de l'intervention. Ces modèles permettent de planifier l'approche chirurgicale, de choisir la méthode de réduction, de déterminer la taille, la position et l'orientation des implants, et de répéter la procédure sur une réplique anatomique avant l'intervention réelle(50).

L'impression 3D permet ainsi de réduire le temps opératoire, limiter l'exposition aux rayons fluoroscopiques, et de diminuer les risques de malposition des implants et d'infection, ainsi que les pertes sanguines peropératoires. Elle améliore également la précision gestuelle et l'efficacité de l'intervention, tout en favorisant la formation des résidents et la compréhension des patients de leur pathologie et du processus chirurgical(55).

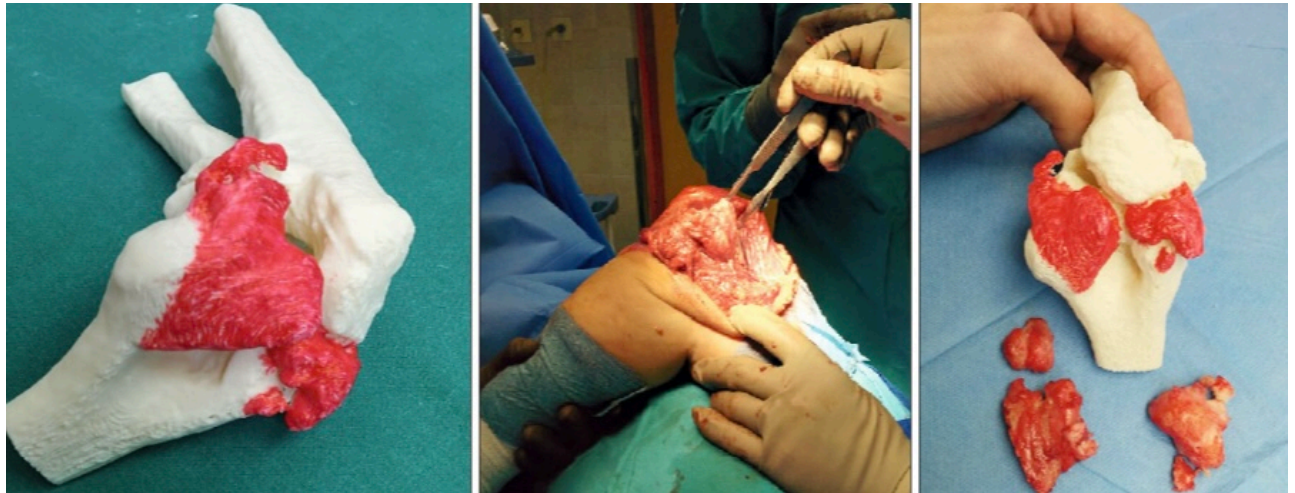


Figure 21 : Modèle anatomique tridimensionnel imprimé à l'échelle réelle pour la planification préopératoire virtuelle de la chirurgie du coude, Reproduit avec l'autorisation des auteurs et de l'éditeur, à partir de Zamborsky R, Kilian M, Jacko P, Bernadic M, Hudak R., *Bratisl Med J.*, 2019;120(07):498–504 (56).

2. Reconstruction osseuse :

Les défauts osseux critiques restent un défi clinique majeur, nécessitant souvent des greffes ou des substituts osseux. Cependant, les biomatériaux actuels peinent à concilier soutien mécanique, ostéoinduction et biodégradabilité maîtrisée. Le développement d'échafaudages 3D poreux suscite un intérêt croissant en ingénierie osseuse pour pallier ces limites. Il est désormais possible de concevoir des échafaudages bioactifs personnalisés avec des microstructures adaptées à des reconstructions complexes.

La combinaison de matériaux polymères naturels et synthétiques constitue une approche prometteuse pour la conception de nouveaux échafaudages en ingénierie tissulaire. Cette hybridation permet de conjuguer les atouts de chaque matériau afin de satisfaire des critères variés tels que l'activité biologique, la résistance mécanique, la facilité de fabrication et la dégradation maîtrisée(57).

3. Instruments chirurgicaux spécifiques au patient et guides chirurgicaux :

À partir des données d'imagerie préopératoires du patient, l'impression 3D permet la conception et la fabrication de guides chirurgicaux — de coupe, de forage ou de positionnement — adaptés à l'anatomie individuelle. Ces dispositifs personnalisés améliorent la précision des gestes

opératoires, réduisent la durée de l'intervention, optimisent l'alignement et la fixation des implants, tout en minimisant les risques d'erreurs techniques et de lésions tissulaires(58).

Les instruments chirurgicaux spécifiques au patient (PSI) trouvent également des applications dans les ostéotomies complexes, la correction de déformations ou de malunions, ainsi qu'en chirurgie tumorale osseuse, où ils contribuent à la précision des résections et à l'adaptation optimale d'implants sur mesure aux pertes osseuses.

Des études ont montré que l'association d'implants personnalisés et de guides 3D offre la plus grande précision pour l'angulation, la rotation et la planification de l'ostéotomie, réduisant significativement les écarts par rapport aux méthodes classiques(59).

4. Implants métalliques personnalisés :

L'impression 3D permet la fabrication d'implants métalliques sur mesure, notamment des plaques, vis ou tiges intramédullaires en titane, ainsi que des prothèses articulaires internes personnalisées telles que les prothèses totales ou partielles de hanche, de genou, d'épaule ou de coude, et des composants osseux personnalisés comme les tiges fémorales, les cupules acétabulaires ou les plateaux tibiaux., adaptés aux fractures complexes ou aux défauts osseux.

Ces implants sont conçus à partir d'images médicales du patient, assurant une correspondance anatomique précise. Ils favorisent l'ostéo-intégration, réduisent les effets de bouclier de stress et améliorent la biocompatibilité. De plus, la production rapide et rentable de ces implants contribue à des délais chirurgicaux réduits et à une hospitalisation plus courte.

L'impression 3D facilite également la reconstruction sur mesure dans des situations complexes, par exemple après des résections tumorales osseuses ou des pertes de substance importantes, où les implants standards sont inadaptés.

L'utilisation de matériaux biocompatibles tels que le titane ou ses alliages assure une excellente résistance mécanique et une tolérance biologique optimale. Par son caractère personnalisable, cette approche améliore la congruence articulaire, réduit le risque de descellement et optimise les résultats fonctionnels, tout en ouvrant la voie à des solutions innovantes intégrant des revêtements bioactifs ou des systèmes de libération contrôlée de médicaments(60).

Les implants personnalisés imprimés en 3D peuvent être utilisés dans des arthroplasties de hanche complexes présentant une importante perte osseuse acétabulaire. Ces implants combinent un augment poreux et une cage recréant l'acétabulum artificiel, avec des flasques pour un vissage optimal sur l'os pelvien restant(61).

Dans le cadre des résections osseuses pour tumeurs, les implants personnalisés imprimés en 3D constituent des solutions de reconstruction adaptées aux formes variées des défauts osseux.

Des applications initiales sur la clavicule, l'omoplate ou le bassin montrent l'intérêt de ces implants pour des géométries osseuses uniques sans prothèses standard disponibles.

Les implants personnalisés pour l'arthroplastie du genou sont disponibles commercialement, permettant d'adapter l'implant à la morphologie unique de chaque patient et d'optimiser la préservation osseuse. Un jeu d'instruments personnalisés accompagne chaque implant pour reproduire fidèlement les coupes osseuses planifiées. Cette approche peut également réduire les besoins en stock d'implants par rapport aux implants standards, bien que l'impact réel sur les résultats cliniques reste à confirmer.

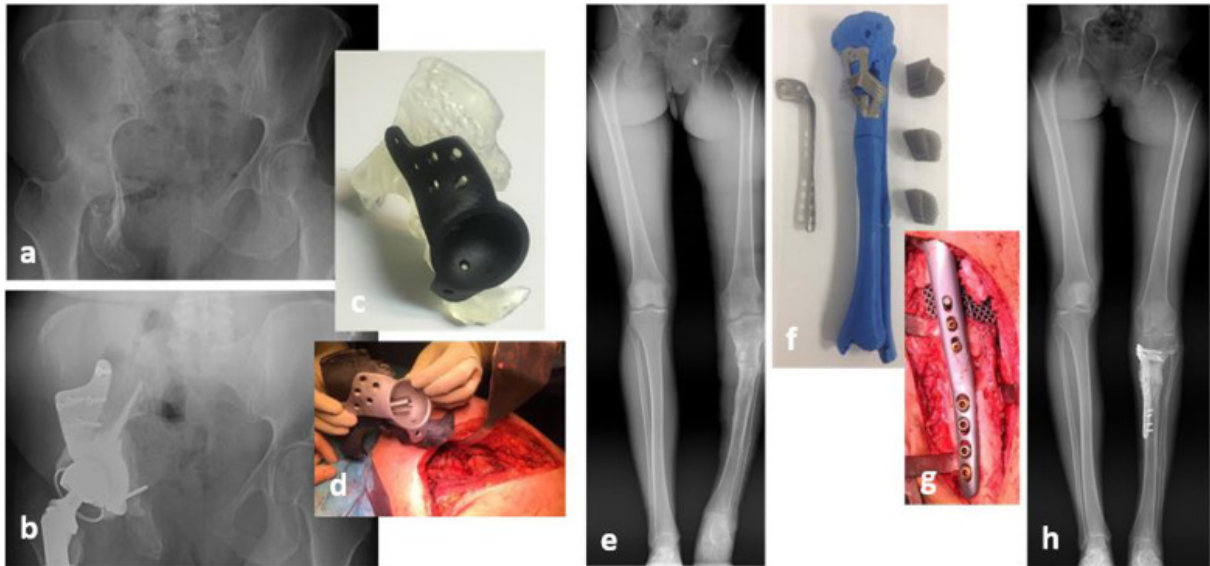


Figure 22 : Implant pelvien (a–d). Implant tibial (e–h), reproduit à partir de la référence(62), sous

licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) :

<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

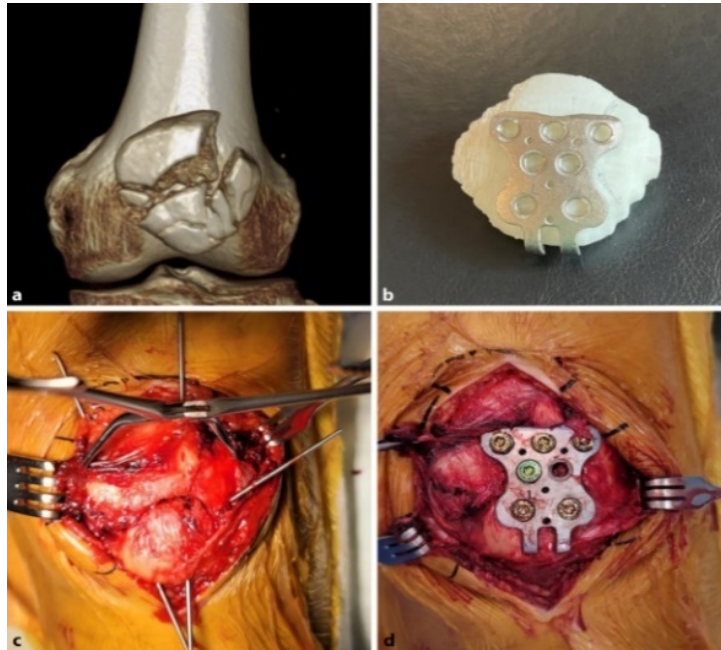


Figure 23 : Traitement d'une fracture comminutive de la rotule à l'aide d'un implant en plaque crochetée imprimé en 3D : a. Représentation 3D de la fracture de la rotule comminutive ; b. Implant à crochet imprimé en 3D sur un modèle 3D de la rotule (côté opposé miroir) ; c. Situation peropératoire avec réduction et fixation temporaire par broche de Kirschner ; d. Implant à crochet spécifique au patient imprimé en 3D avec vis en place, Reproduit à partir de(63), avec permission de SpringerLink via Copyright Clearance Center Marketplace.

5. Régénération osseuse et greffe osseuse :

Dans le cadre de l'orthopédie traumatique, la réparation des défauts osseux complexes, résultant de fractures sévères ou de pertes osseuses importantes, nécessite des solutions capables de restaurer la stabilité mécanique et de favoriser la régénération osseuse. Les greffes osseuses traditionnelles, qu'elles soient autologues, allogéniques ou synthétiques, présentent des limitations liées à la disponibilité, à la forme et à la porosité, éléments cruciaux pour la vascularisation et l'intégration de l'implant.

Les échafaudages d'ingénierie tissulaire obtenus par impression 3D constituent une matrice destinée à accueillir les cellules osseuses, les facteurs de croissance ou divers biomatériaux. Grâce à leur micro-architecture contrôlée, ils favorisent l'ostéo-intégration, stimulent la régénération osseuse et permettent la réparation de défauts complexes.

Le choix des biomatériaux repose sur leur biocompatibilité, leur résistance mécanique et leur biodégradabilité, tandis que les technologies d'impression 3D offrent la possibilité d'adapter avec précision la forme et la porosité des implants aux besoins spécifiques de chaque patient. Ces avancées ouvrent ainsi des perspectives prometteuses pour le développement d'une ingénierie osseuse personnalisée et pour leurs applications cliniques en traumatologie et en orthopédie(57).

Des entreprises pionnières dans la bio-impression, comme Xilloc avec sa technologie CT 21-Bone, ont développé des implants capables d'intégrer des zones de conduction osseuse et de vascularisation, accélérant ainsi la cicatrisation et réduisant les risques de rejet ou d'infection. Cette approche permet également de limiter l'inventaire d'implants standards dans les hôpitaux et d'adapter la greffe aux besoins spécifiques de chaque fracture complexe. Néanmoins, des défis subsistent, notamment la biocompatibilité des matériaux, la biodégradabilité, ainsi que la compatibilité avec les cellules souches et les facteurs de croissance soumis à des traitements thermiques ou chimiques(56).

6. Prothèses externes :

Les prothèses externes produites par impression 3D concernent principalement les membres supérieurs (mains, bras, doigts) et inférieurs (pieds, jambes), avec une utilisation croissante en pédiatrie et dans les contextes à faibles ressources.

Sur le plan technique, l'impression 3D facilite l'intégration de caractéristiques ergonomiques, esthétiques et mécaniques spécifiques, telles que la légèreté, la modularité et la possibilité de remplacer rapidement des composants endommagés.

Les matériaux utilisés vont des polymères thermoplastiques (PLA, ABS) aux résines photo polymérisables, offrant un compromis entre résistance, flexibilité et confort. De plus, la conception assistée par ordinateur (CAO) permet une personnalisation avancée, notamment en ajustant la taille, la forme et même la couleur des dispositifs.

Cependant, des limites persistent : durabilité parfois inférieure aux dispositifs industriels conventionnels, performances fonctionnelles variables selon le design et les matériaux, et absence de normalisation réglementaire stricte. Les études cliniques disponibles sont majoritairement de

type étude de cas ou série limitée, ce qui limite le niveau de preuve quant à leur efficacité et leur sécurité à long terme(64).

Les prothèses externes imprimées en 3D représentent une alternative prometteuse et adaptable en orthopédie et traumatologie, particulièrement dans les contextes à ressources limitées ou pour des besoins spécifiques de personnalisation. Leur développement futur nécessitera des validations cliniques rigoureuses, l'amélioration des performances mécaniques et la mise en place de cadres réglementaires adaptés afin d'assurer une adoption plus large et sécurisée en pratique clinique.

7. Dispositifs orthopédiques externes :

- **Plâtres/Orthèses :**

Les plâtres traditionnels en plâtre ou en résine présentent plusieurs limitations, telles que le poids important, le manque de respirabilité, l'accès restreint à la zone immobilisée et la nécessité de rester au sec, ce qui peut générer inconfort et complications cutanées liées à la transpiration et à l'humidité.

Les plâtres imprimés en 3D, conçus à partir de scans radiologiques du patient, permettent de créer des dispositifs légers, respirants et parfaitement adaptés à la morphologie et à la fracture spécifique.

L'usage de l'impression 3D dans ce contexte améliore la précision de l'immobilisation, réduit les complications cutanées liées et diminue l'inconfort et le poids associé aux plâtres classiques. De plus, la possibilité de concevoir des plâtres ventilés et ajustés sur mesure contribue à augmenter l'adhésion et la satisfaction du patient(65).

Des modèles comme le « Cortex » adoptent la forme d'un maillage durci enveloppant la zone lésée, offrant un maintien optimal tout en améliorant le confort du patient. Ces plâtres peuvent être produits directement sur site grâce aux imprimantes 3D, permettant une immobilisation rapide et personnalisée(66).

L'impression 3D permet aussi la conception d'orthèses hautement personnalisées, élaborées à partir de la numérisation 3D du membre du patient, assurant un ajustement morphologique précis.

Ces dispositifs, destinés à immobiliser, soutenir ou corriger une structure anatomique, se distinguent par leur légèreté, leur ventilation optimisée et leur ergonomie améliorée. Les structures ajourées et la possibilité d'intégrer des zones différenciées en rigidité offrent un confort accru tout en garantissant la stabilité nécessaire(67).

VII. Applications cliniques de l'impression 3D en Chirurgie plastique et réparatrice :

L'impression 3D représente une véritable révolution en chirurgie plastique et réparatrice. Elle permet non seulement de reproduire fidèlement des modèles de structures anatomiques, mais également de concevoir des guides opératoires et des implants personnalisés. Elle trouve des applications variées en reconstruction oncologique, traumatique ou congénitale.

1. Modèles anatomiques :

Les modèles anatomiques imprimés en 3D offrent aux chirurgiens une visualisation tangible de l'anatomie du patient, ce qui facilite l'élaboration de plans opératoires plus précis et plus efficaces, notamment dans les reconstructions cranio-maxillo-faciales complexes.

Ils permettent également d'identifier les difficultés potentielles, de tester la taille et la forme des greffes ou implants, et d'optimiser le positionnement des tissus, tout en permettant une approche plus personnalisée et sécurisée des reconstructions esthétiques et fonctionnelles.

Chez les patients pédiatriques ou présentant des anatomies complexes, ces modèles constituent un outil particulièrement précieux pour anticiper les gestes délicats et personnaliser la stratégie chirurgicale(68).

En pratique, l'impression 3D améliore la communication entre les équipes chirurgicales et les patients, facilitant la discussion des options thérapeutiques et renforçant la compréhension des résultats attendus(37).



Figure 24 : Modèle anatomique de formation chirurgicale en rhinoplastie : Image illustrant le décollement de la peau de la pointe nasale et l'exposition des cartilages alaires inférieurs.

Reproduit à partir de : Zabaneh G, Lederer R, Grosvenor A, Wilkes G. *Rhinoplasty: A Hands-On Training Module.* (69), avec permission de l'American Society of Plastic Surgeons (ASPS) via Copyright Clearance Center (CCC).

2. Guides chirurgicaux :

Les guides chirurgicaux imprimés en 3D permettent de reproduire fidèlement la planification virtuelle dans le bloc opératoire, assurant un positionnement exact des implants, une découpe précise des greffes ou os, et une réduction optimale des fragments lors de reconstructions complexes. Ces guides contribuent à réduire le temps opératoire, à minimiser les erreurs et à améliorer la sécurité du patient, tout en optimisant les résultats fonctionnels et esthétiques. Ils sont particulièrement utiles pour les anatomies complexes ou les interventions nécessitant de petites incisions, comme dans la chirurgie faciale pédiatrique, où la précision est essentielle et où l'accès direct est limité.

Bien qu'ils soient traditionnellement utilisés en salle d'opération, certains guides sont également employés en préopératoire pour simuler l'intervention sur des modèles anatomiques spécifiques au patient.

Toutefois, dans le contexte de reconstructions oncologiques, un risque existe entre la planification virtuelle et le jour de la chirurgie, lié à la croissance tumorale, ce qui peut nécessiter de légèrement surdimensionner les guides pour anticiper les variations du défaut à corriger(70).

Les guides chirurgicaux imprimés en 3D sont largement utilisés en chirurgie crânio-faciale pédiatrique pour la reconstruction de défauts osseux complexes. L'impression 3D permet de créer un guide correspondant à l'espace négatif du défaut, ce qui permet de tracer rapidement et avec précision la pièce osseuse donneuse adaptée, évitant ainsi les ajustements laborieux et répétitifs en salle d'opération(37).

Les guides et moules chirurgicaux issus de l'impression 3D représentent une application clinique prometteuse notamment en reconstruction mammaire. À partir de données d'imagerie préopératoire (IRM, scanner ou photogrammétrie 3D), il est possible de concevoir des gabarits personnalisés reproduisant fidèlement la forme et le volume du sein controlatéral. Ces dispositifs servent ensuite de référence peropératoire pour sculpter les lambeaux autologues, tels que le lambeau DIEP, TRAM ou grand dorsal, permettant ainsi d'obtenir une symétrie et une projection mammaire plus harmonieuses. Leur utilisation réduit significativement les ajustements itératifs en salle d'opération, ce qui diminue le temps opératoire et améliore la précision esthétique des résultats(71).

3. Implants personnalisés :

Dans la chirurgie réparatrice, l'impression 3D est particulièrement utile pour les reconstructions crânio-faciales, les défauts post-traumatiques ou les malformations congénitales. Elle permet de créer des implants adaptés aux contours osseux et aux tissus mous environnants, offrant un résultat plus naturel et harmonieux. De plus, cette technologie facilite l'innovation en matière de structures internes des implants, par exemple en introduisant des porosités ou des supports permettant l'intégration tissulaire et la vascularisation.

Les implants peuvent être réalisés à partir de matériaux biocompatibles variés, tels que le titane, le PEEK, ou des polymères et céramiques innovants, permettant de répondre à des besoins reconstructifs complexes.

Néanmoins, les implants imprimés en 3D présentent des limites notables. Leur précision dépend étroitement de la qualité des images médicales et des logiciels de modélisation, exposant à des risques d'ajustement inadéquat. Le coût élevé des matériaux et des équipements, ainsi que le temps requis pour leur conception et fabrication, constituent des contraintes supplémentaires. Par ailleurs, la réglementation stricte des dispositifs implantables et les exigences de biocompatibilité restreignent encore leur utilisation généralisée, notamment chez les patients pédiatriques ou dans des contextes à ressources limitées. Enfin, l'expérience clinique demeure limitée pour certaines indications, soulignant la nécessité d'études supplémentaires pour évaluer leur sécurité et leur efficacité à long terme.

4. Epithèses faciales :

Les épithèses faciales constituent une alternative thérapeutique indiquée lorsque la reconstruction chirurgicale est impossible, inadaptée ou refusée par le patient. Elles trouvent leur utilité dans les pertes acquises après résections tumorales (carcinomes cutanés, tumeurs des sinus), les traumatismes sévères (brûlures, accidents) et les malformations congénitales telles que la microtie ou l'anotie. Elles sont également indiquées pour protéger certaines fonctions, comme l'occlusion palpébrale après exentération orbitaire ou la respiration en cas de perte nasale, tout en jouant un rôle majeur dans la restauration de l'image corporelle et de la qualité de vie.

Grâce à la modélisation 3D et à l'imagerie médicale, notamment la TDM, IRM et la numérisation laser du visage, il est possible de concevoir des prothèses parfaitement adaptées à l'anatomie individuelle, en symétrisant les données du côté sain lorsque nécessaire.

Cette approche réduit significativement le temps de fabrication et le nombre de retouches nécessaires, tout en offrant une reproductibilité précise pour les remplacements futurs. Elle facilite également l'intégration de moyens de fixation tels que les implants ostéo-intégrés, les adhésifs ou les systèmes à aimants, améliorant la stabilité et le confort du patient. L'utilisation de matériaux avancés, tels que les silicones biocompatibles ou les composites hybrides, permet d'obtenir un toucher et une mobilité proches des tissus naturels(72).

Les résultats préliminaires obtenus en clinique démontrent une restauration satisfaisante tant sur le plan fonctionnel qu'esthétique. Toutefois, des limitations subsistent, notamment la

dépendance à la qualité des images et des logiciels, le coût des matériaux et la nécessité de validations cliniques et réglementaires.



Figure 25 : (A) Profil droit du patient avec la prothèse auriculaire en place, (B) Oreille controlatérale, Reproduit à partir de (72), sous licence Creative Commons Attribution – NonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0), <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.



Figure 26 : Image d'une épithèse faciale orbito-palpebral, Reproduit à partir de(42), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0), <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

5. Bio-impression :

L'impression 3D de biomatériaux représente une avancée majeure en fabrication additive appliquée à la médecine. En chirurgie reconstructive, la complexité des structures crânio-faciales, composées de tissus mous et cartilagineux, rend leur restauration particulièrement difficile en cas de traumatisme, malformation, résection oncologique ou absence congénitale. Grâce au prototypage rapide et aux technologies d'impression 3D, il devient possible de concevoir des implants personnalisés alliant précision anatomique et biocompatibilité.

Des études expérimentales ont démontré le potentiel de scaffolds imprimés en polycaprolactone, enrichis en chondrocytes et facteurs de croissance, pour la reconstruction nasale et auriculaire, ainsi que de modèles de peau bio-imprimé favorisant une cicatrisation accélérée(73).

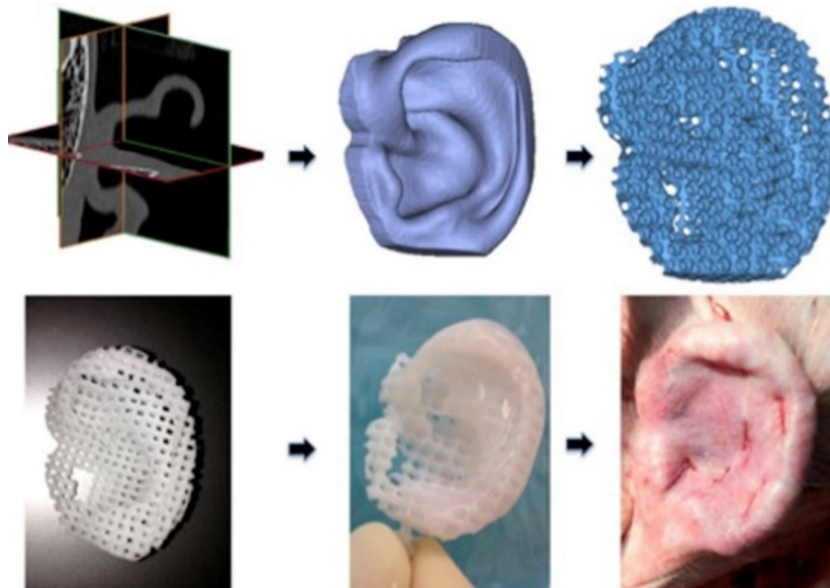


Figure 27 : Échafaudage auriculaire en polycaprolactone imprimé en 3D par conception et fabrication assistées par ordinateur (CAO/FAO). Tomodensitométrie du patient (en haut à gauche), représentation CAO (en haut au centre), incorporation des pores (en haut à droite), oreille imprimée en 3D (en bas à gauche), avec hydrogel (en bas au centre), implantation *in vivo* (en bas à droite). Reproduit avec l'autorisation de Zopf DA, Mitsak AG, Flanagan CL, et al., *Computer-Aided Designed, 3-Dimensionally Printed Porous Tissue Bioscaffolds For Craniofacial Soft Tissue Reconstruction, Otolaryngol Head Neck Surg.*, 2014;152(1):57-62. © Wiley 2014. Permission obtenue via le Copyright Clearance Center(74).

Cependant, si l'impression 3D est déjà intégrée en pratique clinique pour la conception de guides opératoires, de modèles anatomiques et de prothèses personnalisées, l'utilisation de véritables implants bio-imprimés reste limitée au domaine préclinique. Les principaux obstacles concernent la vascularisation des tissus volumineux, la standardisation des bio-encres et l'absence de protocoles réglementaires consolidés. Ainsi, la bio-impression ouvre des perspectives prometteuses pour des reconstructions régénératives personnalisées, mais son application clinique humaine demeure en développement.

VIII. Applications cliniques de l'impression 3D en Chirurgie cardiovasculaire :

1. Planification préopératoire :

L'intégration des modèles anatomiques tridimensionnels en chirurgie cardiovasculaire a largement amélioré la planification chirurgicale et la personnalisation des interventions.

Les modèles 3D permettent une visualisation réaliste de l'anatomie du patient, facilitant l'identification des structures critiques telles que les calcifications aortiques, les anomalies coronariennes ou les malformations intracardiaques. Cette représentation tangible aide les chirurgiens à simuler les gestes opératoires, à évaluer la trajectoire des instruments et à tester différentes stratégies chirurgicales avant l'intervention réelle. Ils constituent également un support didactique de grande valeur pour la formation chirurgicale et renforcent la communication avec les patients en rendant plus accessibles les explications médicales. Leur utilisation contribue ainsi à accroître la précision, la sécurité et l'efficacité des interventions, tout en favorisant une approche plus individualisée des traitements.

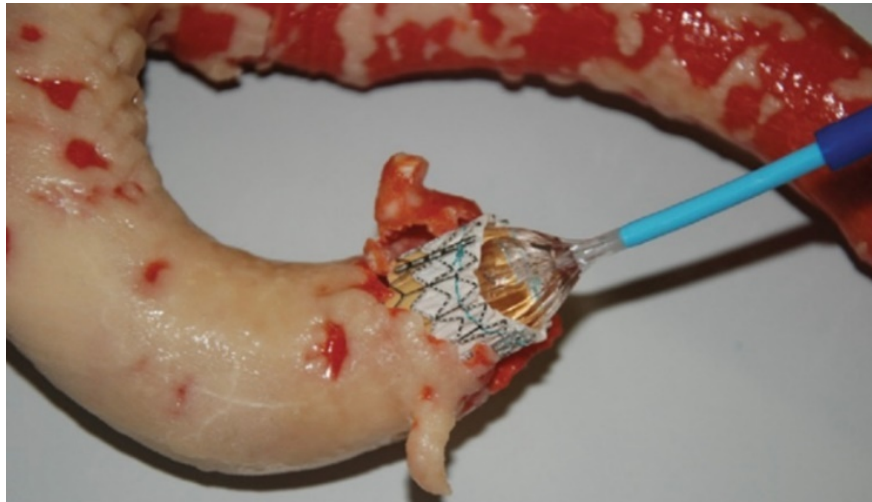


Figure 28 : Simulation de l'intervention de remplacement valvulaire percutanée à l'aide d'un modèle tridimensionnel de la racine de l'aorte, Reproduit avec permission de Schmauss P, Henn P, Walther T, et al., Ann Thorac Surg, 2012, 93(2):e31–e33, <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.09.033>(75), © Elsevier. Permission accordée via CCC.

2. Dispositifs implantables personnalisés :

Le développement de dispositifs implantables sur mesure, a permis de répondre aux limites des prothèses conventionnelles. Parmi ces dispositifs, les stents constituent l'exemple le plus étudié. Traditionnellement en métal, ils assurent le maintien de la lumière artérielle dans la maladie coronarienne et peuvent être recouverts de molécules antiprolifératives ou antiplaquettaires afin de prévenir la resténose. L'utilisation de l'impression 3D a permis de concevoir des stents personnalisés, adaptés à l'anatomie spécifique du patient, avec un temps de fabrication réduit.

Ces stents sont réalisés à partir de polymères biodégradables (PLA, PCL, polypropylène) ou de résines photopolymérisables, et présentent des propriétés mécaniques proches des stents commerciaux. Toutefois, leur validation clinique reste limitée à des modèles animaux et in vitro.(76)

Les prothèses vasculaires représentent une autre avancée significative. Elles sont fabriquées à partir de polymères biodégradables (PCL, polypropylène fumarate) ou non biodégradables (polyuréthane thermoplastique). Ces dispositifs présentent des propriétés mécaniques similaires, voire supérieures, à celles des vaisseaux natifs, tout en favorisant l'adhésion et la croissance des cellules endothéliales. De plus, l'intégration de molécules antithrombotiques (dipyridamole,

aspirine) permet de réduire le risque d'occlusion. Des études animales ont montré que ces prothèses peuvent rester fonctionnelles pendant plusieurs mois, mais des essais cliniques à grande échelle sont encore nécessaires(77).

3. Guides chirurgicaux :

Les guides chirurgicaux imprimés en 3D permettent de planifier et d'optimiser les gestes opératoires grâce à une reproduction précise de l'anatomie du patient. Ces outils personnalisés facilitent le positionnement des instruments, la sélection des sites d'intervention et contribuent à réduire les risques et le temps opératoire. À titre d'exemple, un guide 3D destiné au positionnement des bypass lors de pontages coronariens a été testé sur un modèle cardiaque imprimé, montrant un ajustement fidèle au modèle virtuel et validant l'efficacité de la conception pour améliorer la précision de l'intervention(78).

Par ailleurs, des études récentes ont démontré que l'utilisation de guides de reconstruction de greffes imprimés en 3D, spécifiquement adaptés à chaque patient, permet une planification et un positionnement des greffes plus précis. Cette approche améliore les résultats chirurgicaux et réduit les risques associés à la réparation des anévrismes aortiques thoraco-abdominaux. Elle illustre également le potentiel des guides 3D personnalisés pour optimiser la reconstruction vasculaire et faciliter la planification préopératoire dans divers contextes cliniques(79).



Figure 29 : Test d'ajustement du guide chirurgical sur le cœur fantôme : (A) Vue supérieure ; (B) Vue latérale droite ; (C) Vue frontale, reproduit de (78), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0), <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

4. Recherche :

L'impression 3D permet, à travers des modèles imprimés, l'étude des mécanismes physiologiques et l'évaluation de nouvelles thérapies au stade préclinique. Dans ce contexte, des constructions cardiaques tridimensionnelles ont été fabriquées sans échafaudage afin de tester la réponse aux médicaments. Ces modèles reproduisent fidèlement l'organisation cellulaire et l'activité contractile du tissu cardiaque humain, offrant ainsi une plateforme fiable pour analyser les effets pharmacologiques et mieux comprendre la physiologie cardiaque. Ils constituent un outil prometteur pour la recherche translationnelle en cardiologie et pour le développement de stratégies thérapeutiques innovantes(80).

IX. Applications cliniques de l'impression 3D en ORL :

En otorhinolaryngologie, l'impression 3D trouve des applications dans la planification et la simulation chirurgicale à partir de modèles anatomiques, la conception d'implants et de prothèses sur mesure, ainsi que dans l'optimisation des dispositifs auditifs. Par son apport en précision et en personnalisation, cette technologie constitue un outil majeur pour améliorer la prise en charge diagnostique, thérapeutique et reconstructive.

1. Otologie :

L'impression 3D apporte des avancées significatives en otologie dans la formation chirurgicale, la planification opératoire et la conception d'implants personnalisés.

Sur le plan pédagogique, la production de modèles de rochers temporaux à partir de données d'imagerie du patient permet de reproduire fidèlement l'anatomie de l'oreille ainsi que les sensations opératoires associées à la dissection osseuse. Ces modèles représentent une alternative réaliste aux pièces cadavériques, limitées par leur disponibilité et leur coût, et sont largement utilisés pour l'entraînement à la chirurgie de l'oreille moyenne et interne.

Les modèles 3D patient-spécifiques facilitent la simulation de procédures complexes, telles que la tympanoplastie, l'ossiculoplastie, l'implantation cochléaire ou la pose d'appareils à conduction osseuse, en améliorant la visualisation des structures anatomiques et en réduisant les

difficultés opératoires. L'intégration de simulateurs électroniques embarqués permet même de générer des avertissements en temps réel en cas de lésion des structures nobles(81).

Par ailleurs, l'impression 3D permet la fabrication de dispositifs auditifs sur mesure, tels que les embouts auriculaires et coques d'appareils intra-auriculaires. Réalisés à partir de scans auriculaires numériques, ces dispositifs offrent une meilleure précision d'adaptation, un confort supérieur et des délais de production réduits par rapport aux méthodes traditionnelles.

Enfin, les perspectives cliniques incluent la conception d'implants ossiculaires personnalisés en matériaux biocompatibles pour remplacer la chaîne ossiculaire en cas de pathologies destructrices ou traumatiques, la réparation de déhiscences osseuses et le développement de structures auriculaires destinées à la reconstruction du pavillon externe. Ces innovations confèrent à l'impression 3D un rôle central dans la personnalisation et l'efficacité des soins otologiques.

2. Rhinologie :

En rhinologie, les interventions chirurgicales présentent un haut degré de complexité en raison de l'anatomie fine et variable du nez et des sinus paranasaux, ainsi que de la proximité de structures critiques telles que l'orbite et la base du crâne. L'intégration de la technologie d'impression 3D permet de surmonter ces défis en offrant des outils de planification, de simulation et de reconstruction personnalisés.

Les modèles anatomiques imprimés en 3D permettent une visualisation précise des variations anatomiques, l'évaluation de la trajectoire des instruments et la simulation de procédures complexes, telles que la chirurgie endoscopique des sinus ou la reconstruction septale. Cette approche contribue à améliorer la sécurité opératoire, à réduire le risque de complications et à optimiser la durée des interventions. Elle constitue également un outil pédagogique précieux, permettant aux chirurgiens en formation de s'entraîner de manière répétitive à des procédures telles que la septoplastie ou la rhinoplastie, de manipuler des instruments endoscopiques et de se familiariser avec des cas rares ou complexes.

La technologie d'impression 3D est aussi employée pour la conception de guides chirurgicaux et d'implants personnalisés, incluant les lambeaux ostéoplastiques servant de gabarits pour la découpe et la reposition du tissu osseux lors de chirurgies frontales, les implants septaux

pour la reconstruction du septum et les prothèses sur mesure pour les perforations septales. Ces dispositifs assurent un ajustement anatomique précis, améliorant la précision chirurgicale, le confort du patient, la rétention des prothèses et les résultats fonctionnels et esthétiques(81).

3. Laryngologie :

La complexité associée à la régénération d'un organe dynamique tel que le larynx, a restreint l'application de l'impression 3D en laryngologie, qui se concentre principalement sur la formation de modèles anatomiques qui permettent aux chirurgiens de visualiser les anomalies, planifier l'abord chirurgical et simuler l'intervention avant l'opération réelle ainsi qu'une meilleure communication avec les patients.

L'impression 3D permet aussi la fabrication de dispositifs médicaux personnalisés, des prothèses laryngées imprimées en 3D par des chercheurs de l'Université du Michigan à partir de polycaprolactone (PCL) ont réussi à améliorer le traitement de la trachéobronchomalacie (TBM) sévère chez les nourrissons avec des résultats prometteurs en termes de réduction des symptômes et d'amélioration de la fonction respiratoire. Ces dispositifs sont conçus pour être biodégradables, permettant une adaptation au développement des voies respiratoires de l'enfant et réduisant ainsi le besoin d'interventions chirurgicales répétées(82).

4. Bio-impression :

L'intégration de l'impression 3D dans le domaine de l'otorhinolaryngologie connaît un développement rapide, notamment grâce aux avancées en bio-impression permettant la fabrication de tissus vivants et de modèles organiques fonctionnels. Ces technologies ouvrent des perspectives inédites pour la régénération tissulaire et la personnalisation des traitements.

En pratique, elles offrent des opportunités pour la reconstruction de structures telles que le cartilage nasal, le pavillon auriculaire ou encore la membrane tympanique. Plusieurs études précliniques ont démontré que des échafaudages imprimés en 3D, incorporant des cellules épithéliales et des fibroblastes, peuvent accélérer la cicatrisation, stimuler la prolifération cellulaire et favoriser le dépôt de fibres extracellulaires, contribuant ainsi à la réparation efficace des perforations tympaniques.

Bien que la traduction clinique de ces technologies exige une expertise interdisciplinaire et des validations approfondies, les résultats actuels suggèrent que la bio-impression d'échafaudages pour la réparation tympanique constitue une voix prometteuse et innovante pour l'ORL régénératif(83).

X. Applications cliniques de l'impression 3D en gynécologie-obstétrique :

En gynécologie, l'impression 3D trouve des applications majeures dans la planification chirurgicale en permettant la génération de modèles anatomiques patient-spécifiques à partir de l'imagerie médicale. Ces reproductions fidèles offrent une visualisation précise des structures pelviennes et des lésions, facilitant l'analyse des rapports anatomiques complexes.

1. Planification préopératoire et simulation chirurgicale :

1.1 Pathologies tumorales :

Dans les pathologies tumorales, les modèles 3D permettent de localiser précisément les lésions et d'en évaluer les dimensions, la profondeur et les rapports avec les structures adjacentes. Pour les tumeurs bénignes, telles que les fibromes utérins multiples ou volumineux, les modèles patient-spécifiques permettent de localiser avec précision chaque nodule, d'évaluer leur profondeur et leurs rapports avec la cavité utérine, le myomètre et la vascularisation. Ceci facilite la détermination de la stratégie opératoire, notamment la décision d'un abord laparoscopique ou ouvert et l'anticipation des gestes de reconstruction utérine. Pour les tumeurs malignes — cancers de l'ovaire, de l'utérus, du col ou du vagin — les modèles 3D aident à analyser l'infiltration tumorale dans les structures adjacentes (vessie, rectum, uretères, ligaments pelviens) et à délimiter plus précisément les marges de sécurité.

Par ailleurs, les avancées de l'impression 3D offrent une solution prometteuse aux limites liées à la rareté des échantillons, en permettant la création de modèles reproduisant le microenvironnement tumoral. Ces modèles favorisent une meilleure compréhension des mécanismes physiopathologiques et contribuent à orienter le développement de traitements ciblés(84).

1.2 Endométriose :

Dans l'endométriose profonde, Les modèles pelviens obtenus à partir de l'IRM permettent de visualiser la profondeur d'infiltration des lésions, leur extension dans les ligaments utéro-sacrés, le cloisonnement recto-vaginal, les parois rectales ou vésicales, ainsi que leur proximité avec les uretères. Elle facilite également la préparation des chirurgies complexes, telles que les résections segmentaires rectales, les urétérolyses ou les réparations vésicales. De plus, elle permet de mieux anticiper les risques peropératoires, d'ajuster l'ordre des gestes chirurgicaux et de renforcer la coordination multidisciplinaire avec les chirurgiens digestifs ou urologues.

1.3 Malformations génitales :

Qu'il s'agisse d'utérus bicorne, septé, unicorne ou des malformations complexes liées au syndrome de Mayer-Rokitansky-Küster-Hauser (MRKH), les modèles imprimés permettent d'évaluer précisément la morphologie utérine, la longueur et la forme de la cavité, ainsi que les rapports entre les structures génitales et urinaires. Cette précision facilite la planification des gestes reconstructifs, notamment la résection de cloison, la correction d'un utérus malformé ou les reconstructions vaginales. L'utilisation de modèles 3D permet également de simuler l'intervention, d'anticiper les zones à risque et d'adapter les techniques chirurgicales afin d'optimiser à la fois le résultat anatomique et la préservation de la fertilité.

2. Guides chirurgicaux :

L'impression 3D permet la conception de guides chirurgicaux et d'applicateurs personnalisés, offrant une adaptation précise à l'anatomie individuelle des patientes. En oncologie gynécologique, ces dispositifs sont particulièrement utilisés pour la brachythérapie (85) : des applicateurs personnalisés avec des canaux de perfusion courbés ont été conçus à partir d'IRM de patientes, guidant avec précision les aiguilles interstitielles et optimisant la répartition de dose dans les tumeurs gynécologiques(86). Une autre étude porte sur des applicateurs HDR imprimés en 3D : grâce à des matériaux biocompatibles et stérilisables, les auteurs montrent que ces applicateurs sur mesure offrent une modulation de dose impossible avec des applicateurs standards, tout en préservant les organes à risque(87).

Néanmoins, les résultats disponibles restent limités par le faible nombre de patientes incluses et l'absence de protocoles standardisés.

3. Recherche expérimentale :

L'impression 3D constitue un outil précieux pour valider des innovations chirurgicales et développer des protocoles standardisés en gynécologie expérimentale. Elle permet la reproduction fidèle de l'anatomie pelvienne à partir d'imageries médicales (IRM ou scanner), offrant des modèles réalistes pour tester de nouvelles techniques de brachythérapie. Ces modèles expérimentaux facilitent également l'étude de la distribution de dose et de la sécurité des organes à risque, tout en réduisant la dépendance aux échantillons humains.

4. Dispositifs implantables thérapeutiques :

Des dispositifs implantables thérapeutiques imprimés en 3D, tels que des stents libérant localement des agents chimiothérapeutiques, permettent un traitement ciblé des tumeurs tout en limitant les effets systémiques. En oncologie gynécologique, des stents en PLGA chargés de cisplatine ont été conçus pour le cancer de l'ovaire. Fabriqués sur mesure par impression 3D, ces implants assurent une libération contrôlée du médicament à proximité de la tumeur, inhibent la prolifération cellulaire et favorisent l'apoptose in vitro, et réduisent la croissance tumorale in vivo chez des modèles animaux, tout en limitant la toxicité systémique. Ces résultats restent toutefois à un stade préclinique, nécessitant des investigations supplémentaires avant toute application clinique(88).

5. Bio-impression :

La Bio-impression commence à être explorée en gynécologie pour la modélisation et le traitement des adhérences intra-utérines et des malformations congénitales de l'utérus. Des échafaudages cellulaires imprimés en 3D ont été conçus pour favoriser la régénération endométriale chez des patientes présentant des synéchies, tandis que des modèles utérins personnalisés, générés à partir d'images 3D, permettent de visualiser et de planifier des interventions sur des malformations telles que l'utérus septé ou didelphe(89).

Par ailleurs, des maillages souples imprimés en 3D, réalisés à partir de polymères comme le TPU, sont développés pour restaurer la fonction du plancher pelvien et soutenir les organes pelviens.

La personnalisation permet d'ajuster l'élasticité, la forme et l'épaisseur du maillage afin de minimiser les complications et d'améliorer l'adaptation tissulaire. Ces approches restent principalement expérimentales, mais elles démontrent le potentiel de l'impression additive à combiner précision anatomique, fonctionnalité mécanique et biocompatibilité, ouvrant la voie à des solutions sur mesure pour la chirurgie reconstructive gynécologique(84).

6. Obstétrique :

L'impression 3D trouve des applications prometteuses en obstétrique, notamment pour la planification préopératoire, la formation et la recherche. Elle est utilisée pour reproduire des structures complexes du fœtus et du placenta à partir d'images échographiques ou IRM. Des modèles imprimés à partir d'échographies prénatales 3D permettent de visualiser avec précision des malformations fœtales, telles que des fentes labiales, des anomalies cardiaques ou des malformations cérébrales. Ces maquettes facilitent la compréhension des structures anatomiques, réduisent les erreurs de diagnostic et améliorent l'apprentissage des étudiants et l'aide à la décision pour les praticiens.

En obstétrique pathologique, des modèles 3D du placenta ont été développés pour simuler des cas de placenta accreta, permettant d'anticiper les zones d'invasion et d'optimiser la stratégie chirurgicale, contribuant ainsi à la réduction des saignements et des complications(90).

XI. Applications cliniques de l'impression 3D en urologie :

1. Planification et simulation préopératoire :

L'intégration de l'impression 3D dans la pratique urologique offre de nouvelles perspectives pour la planification et la simulation chirurgicale. En pathologie tumorale, les résections tumorales urogénitales, qu'il s'agisse de néphrectomies partielles, de cystectomies partielles ou de prostatectomies, bénéficient particulièrement de cette technologie, les modèles imprimés en 3D offrant une visualisation détaillée de la localisation de la tumeur, de ses rapports avec les vaisseaux et le système excréteur, ainsi que des structures adjacentes. Cette représentation tridimensionnelle facilite l'anticipation des difficultés, l'optimisation des marges chirurgicales et la définition de la stratégie opératoire, contribuant ainsi à réduire le risque de complications(91).

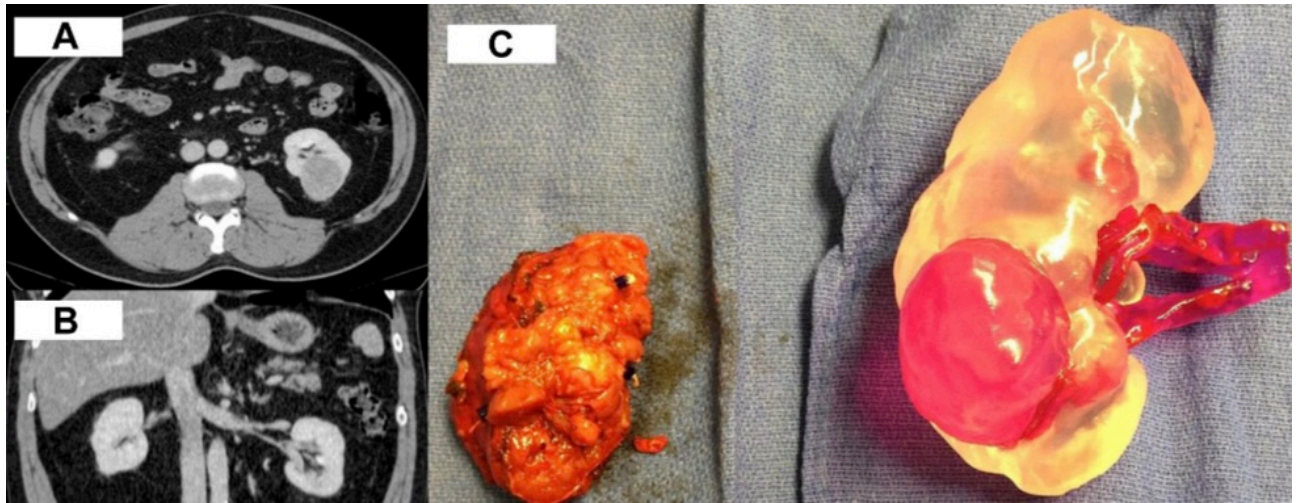


Figure 30 : (A, B) Sélections d'images CT transversales et sagittales d'un homme de 57 ans (patient 3) présentant une masse rénale postérieure du pôle inférieur gauche avec rehaussement.

(C) Masse rénale gauche réséquée à côté du modèle physique tridimensionnel du rein gauche (retourné en position postérieure), incluant la principale vascularisation rénale, construit à partir des images CT.

CT : tomodensitométrie. Reproduit avec permission de : Silberstein JL, Maddox MM, Dorsey P, Feibus A, Thomas R, Lee BR. *Physical models of renal malignancies using standard cross-sectional imaging and 3-dimensional printers: a pilot study.* Urology. août 2014;84(2):268-72(91). © Elsevier via Copyright Clearance

Center.

L'impression 3D permet de générer des reproductions anatomiques précises à partir des images du patient, élaborées avec des matériaux flexibles reproduisant de manière crédible la consistance des tissus rénaux, périrénaux ou prostatiques. Ces modèles immersifs offrent un support complet pour répéter les gestes clés de la chirurgie robot-assistée, notamment lors d'une néphrectomie partielle, en simulant la mobilisation des structures, l'exérèse de la lésion, la maîtrise du saignement et la réparation du parenchyme. De la même manière, la modélisation tridimensionnelle de la prostate permet de s'exercer au positionnement optimal des aiguilles lors des biopsies, grâce à des repères anatomiques clairement matérialisés et à une restitution réaliste du trajet transrectal ou trans-périnéal(92)(93). L'ensemble de ces simulations contribue à affiner la préparation préopératoire, à perfectionner la précision des gestes et à renforcer la sécurité des procédures avant leur réalisation chez le patient(94)(95).

De la même manière, en transplantation rénale, l'impression 3D permet de créer des modèles anatomiques personnalisés du rein, des vaisseaux et des structures pelviennes, offrant un support pour la planification préopératoire et la simulation des anastomoses artérielles et veineuses. Ils facilitent également l'anticipation des difficultés liées à des variantes anatomiques ou à l'athérosclérose, optimisent la stratégie opératoire(96).

2. Guides chirurgicaux :

En urologie, les guides chirurgicaux issus de l'impression 3D représentent des outils d'assistance opératoire particulièrement précieux, permettant de matérialiser avec précision des trajectoires ou repères anatomiques cruciaux. Lors des néphrolithotomies percutanées, ces dispositifs personnalisés facilitent l'orientation et la stabilisation de la ponction rénale, en définissant le point d'entrée et l'angle d'accès optimaux vers le calice cible. Ils contribuent ainsi à réduire la variabilité technique et à améliorer la précision du geste opératoire(97)(98).

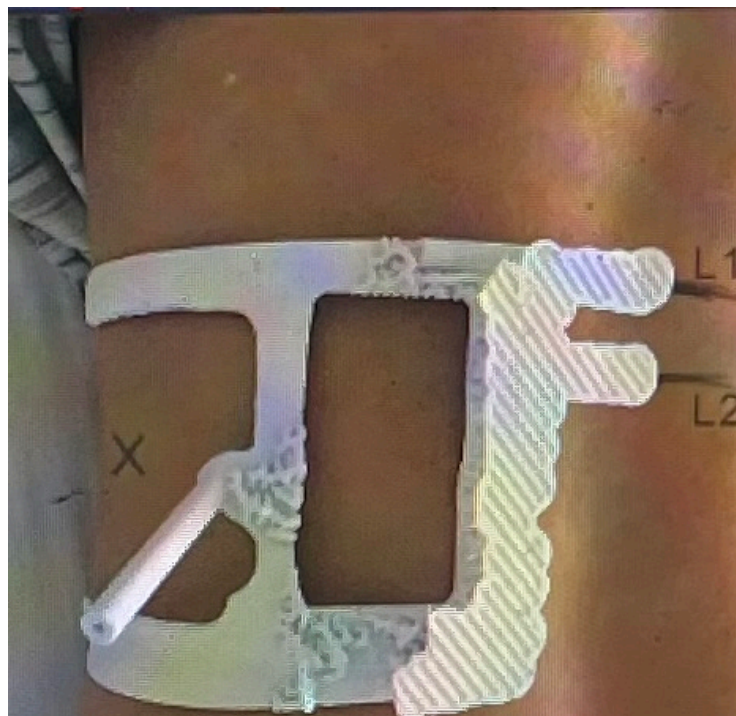


Figure 31 : Plaque-guide de ponction néphroscopique percutanée imprimée en 3D, adapté depuis (98), sous licence Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0),

<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

Leur utilité s'étend également à la chirurgie rénale conservatrice, où des guides adaptés à la morphologie individuelle du rein peuvent délimiter les marges de résection ou faciliter l'abord de la tumeur lors d'une néphrectomie partielle. En parallèle, dans le cadre des biopsies prostatiques trans-périnéales, des guides imprimés en 3D permettent un alignement optimal des aiguilles sur les zones suspectes identifiées en IRM, renforçant ainsi la qualité et la reproductibilité du prélèvement. En intégrant une planification fine à une exécution assistée, ces guides sur mesure contribuent de manière significative à la sécurité, à la standardisation et à la précision des interventions urologiques.

XII. Applications cliniques de l'impression 3D en chirurgie viscérale :

1. Chirurgie hépatobiliaire et pancréatique :

Les modèles anatomiques personnalisés offrent une visualisation tangible et précise des structures intra-hépatiques et pancréatiques, facilitant la planification des résections et l'évaluation des marges chirurgicales. Les modèles mous, réalisés à partir d'élastomères, reproduisent la consistance des organes et permettent des simulations répétées, renforçant la sécurité peropératoire. L'impression 3D permet également de visualiser la relation des tumeurs avec les vaisseaux sanguins et d'identifier des tumeurs non résécables malgré des images scanographiques suggérant le contraire, guidant ainsi la stratégie thérapeutique et la discussion avec le patient(99)(100).

2. Chirurgie colorectale :

L'impression 3D joue un rôle crucial dans la planification des chirurgies colorectales en permettant de créer des modèles anatomiques précis et personnalisés du côlon, du rectum, des structures vasculaires et des tissus péirectaux. Ces modèles tridimensionnels offrent une visualisation détaillée des tumeurs, de leur topographie et de leur relation avec les organes et vaisseaux adjacents, facilitant ainsi l'évaluation des marges de résection et l'anticipation des difficultés peropératoires. La manipulation physique des modèles permet de simuler les gestes chirurgicaux, de déterminer le meilleur angle d'abord, et de planifier les anastomoses ou

reconstructions complexes, particulièrement dans les cas de cancers rectaux bas ou de résections étendues (101)(102).

3. Guides chirurgicaux personnalisés :

L'impression 3D permet de produire des guides chirurgicaux sur mesure, alignant le geste opératoire avec le plan défini préopératoire. Ces guides permettent de matérialiser le plan de coupe défini avant l'opération, en alignant précisément le geste chirurgical avec le modèle virtuel. Par exemple, dans un cas de carcinome hépatocellulaire, un modèle 3D a été utilisé préopératoirement en parallèle du foie du patient, servant de repère pour localiser la tumeur et guider la résection, contribuant ainsi à une intervention chirurgicale plus précise et maîtrisée(103).

4. Recherche oncologique :

Les modèles tumoraux imprimés en 3D reproduisent fidèlement la morphologie et le micro-environnement des tumeurs hépatopancréatobiliaires, constituant une plateforme expérimentale pour évaluer in vitro l'efficacité des agents chimiothérapeutiques. Cette approche permet de tester des traitements personnalisés et d'optimiser leur sélection avant l'application clinique, tout en réduisant les risques liés aux essais in vivo, combinant ainsi modélisation anatomique et évaluation fonctionnelle des thérapies anticancéreuses(104).

XIII. Applications cliniques de l'impression 3D en médecine régénérative :

Depuis son introduction dans le domaine médical, l'impression 3D a profondément modifié les stratégies de conception et de fabrication personnalisée appliquées aux dispositifs biomédicaux. Elle constitue aujourd'hui un outil d'investigation et de simulation permettant une compréhension plus fine de l'anatomie humaine et des mécanismes physiopathologiques. Parallèlement, la demande croissante en solutions de remplacement d'organes et de régénération tissulaire a stimulé l'essor de la bio-impression 3D, une technologie émergente combinant ingénierie tissulaire et fabrication additive. Cette technique, issue des progrès en biologie cellulaire et en ingénierie tissulaire, permet la fabrication de structures biologiques fonctionnelles à partir de cellules vivantes, de biomatériaux et de facteurs de croissance. Contrairement à l'impression 3D conventionnelle qui repose sur des matériaux synthétiques (polymères, céramiques, métaux), la bio-impression utilise des bioencres,

classées en deux catégories : avec matrice (hydrogels, matrices décellularisées) ou sans matrice (agrégats cellulaires purs).(22)

En médecine régénérative, la bio-impression 3D permet la conception de greffons cutanés, cartilagineux et osseux, ainsi que de tissus vasculaires et myocardiques, offrant des alternatives innovantes face à la pénurie d'organes et de donneurs. Parmi les avancées récentes, l'impression de structures cartilagineuses à partir de bioencres combinant nanocellulose fibrillée et alginate a produit des architectures stables et fidèles, avec une viabilité cellulaire élevée et une biocompatibilité confirmée (80). D'autres travaux ont montré la formation de cartilage autologue in vivo à partir de chondrocytes nasaux humains, renforcée par l'apport de cellules souches mésenchymateuses, conduisant à la prolifération d'amas cartilagineux fonctionnels (81). Des échafaudages osseux bioactifs à base d'acide polylactique, recouverts de gels contenant de l'acide mucique, favorisent la différenciation ostéoblastique et améliorent les propriétés physicochimiques du matériau (82). De même, la fabrication de vaisseaux sanguins de petit diamètre présentant deux couches cellulaires distinctes a permis d'obtenir une prolifération cellulaire efficace et une angiogenèse satisfaisante (83).

Toutefois, malgré ces progrès prometteurs, cette technologie demeure confrontée à plusieurs limites, notamment la complexité de la vascularisation, la viabilité cellulaire à long terme, la standardisation des bioencres et les enjeux éthiques et réglementaires liés à son transfert clinique(105).



*EXPERIENCE DU LABORATOIRE D'ANATOMIE DE
LA FACUTÉ DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
DE MARRAKECH*



I. Unité de modélisation et d'impression 3D :

Le laboratoire d'anatomie de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Marrakech a mis à disposition, depuis juin 2024, une unité de modélisation et d'impression 3D, dédiée à la conception, à la fabrication et au post-traitement d'objets tridimensionnels. Cette unité est dotée de matériels performants, permettant la réalisation de modèles précis, personnalisés et adaptés aux besoins cliniques et pédagogiques.



Figure 32 : Entrée de l'unité de modélisation et d'impression 3D.



Figure 33 : Image de l'unité de modélisation et d'impression 3D.



Figure 34 : Image de l'unité de modélisation et d'impression 3D.

II. Déroulement du processus d'impression 3D au sein du laboratoire :

1. Acquisition du modèle numérique :

La création du modèle numérique se fait soit grâce à la conception assistée par ordinateur (CAO), ou par reconstruction à partir de données d'imagerie (scanner, IRM), ou alors la numérisation tridimensionnelle de pièces ou structures physiques au moyen de scanners 3D.

Les données d'imagerie médicale sont généralement enregistrées au format DICOM et peuvent être traitées par des logiciels tels que RadiAnt DICOM Viewer, qui permettent la visualisation, ainsi que la reconstruction 3D des images.

L'unité de modélisation et d'impression 3D est équipée d'un scanner tridimensionnel qui permet l'impression 3D d'objets physiques qui peuvent être particulièrement utile pour la reproduction de maquettes anatomiques.



Figure 35 : Le scanner Shining 3D EinScan-SE V2, avec le logiciel EXSCAN S affiché sur l'ordinateur portable du laboratoire.

Le Scanner Shining 3D est un appareil de numérisation 3D conçu pour capturer avec précision la géométrie et la forme des objets physiques afin de générer des modèles numériques prêts à être exploités dans différents logiciels de conception ou de fabrication additive.

Le scanner est fourni avec un logiciel EXScan S dédié à la numérisation, l'édition et l'exportation des modèles 3D. Le logiciel propose des outils d'édition de maillage pour nettoyer, lisser ou combler les trous, ainsi que la capture des textures pour un rendu réaliste.

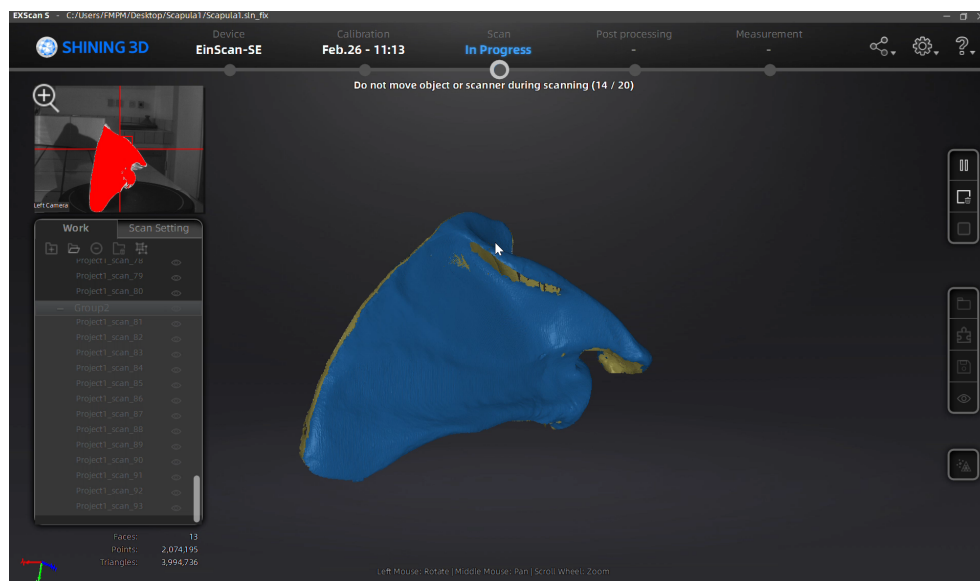


Figure 36 : Fenêtre du logiciel Exscan S de Shining 3D.

Une démonstration du processus de modélisation numérique à l'aide du scanner Shining 3D EinScan SE V2 a été réalisée sous forme de vidéo, accessible via le lien suivant : <https://www.youtube.com/watch?v=Vj-PZhxBR64>

Ci-après, un code QR permettant d'accéder à la vidéo à partir de votre smartphone :



2. Traitement des images :

Les données numériques sont importées dans des logiciels de segmentation et de reconstruction 3D tels que Materialise Mimics ou 3D Slicer, permettant de segmenter précisément les tissus ou les structures osseuses pour isoler les structures anatomiques d'intérêt et de générer des modèles 3D exploitables pour l'impression 3D.

- **Logiciel 3D Slicer :**

3D Slicer est un logiciel libre et open source dédiée au traitement et à la visualisation d'images médicales tridimensionnelles issues de l'IRM, du scanner ou encore de l'échographie, il permet de transformer des fichiers d'imagerie au format DICOM en modèles tridimensionnels exploitables. Il génère un modèle 3D fidèle qui peut être exporté directement au format STL, ouvrant la voie à l'impression 3D ou à une utilisation en conception assistée par ordinateur.

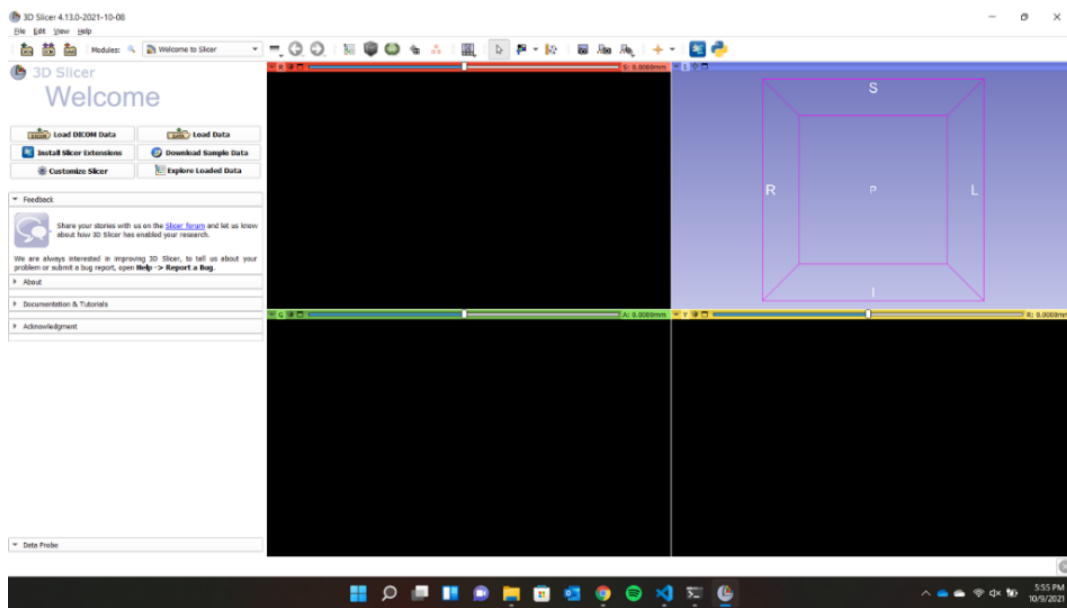


Figure 37 : Fenêtre du logiciel 3D slicer.

Les modèles obtenus sont ensuite optimisés pour l'impression dans des logiciels comme Meshmixer ou Materialise 3-matic, qui corrigent les maillages et ajustent la géométrie.

▪ **Logiciel Meshmixer :**

Le logiciel Meshmixer, développé par Autodesk, est un outil gratuit qui permet de réparer automatiquement les maillages défectueux, de modifier, sculpter les modèles, et de générer des supports personnalisés adaptés à la géométrie des pièces. Contrairement aux slicers classiques, il permet de placer manuellement des colonnes adaptées à la géométrie, améliorant la stabilité d'impression et facilitant le retrait après fabrication.

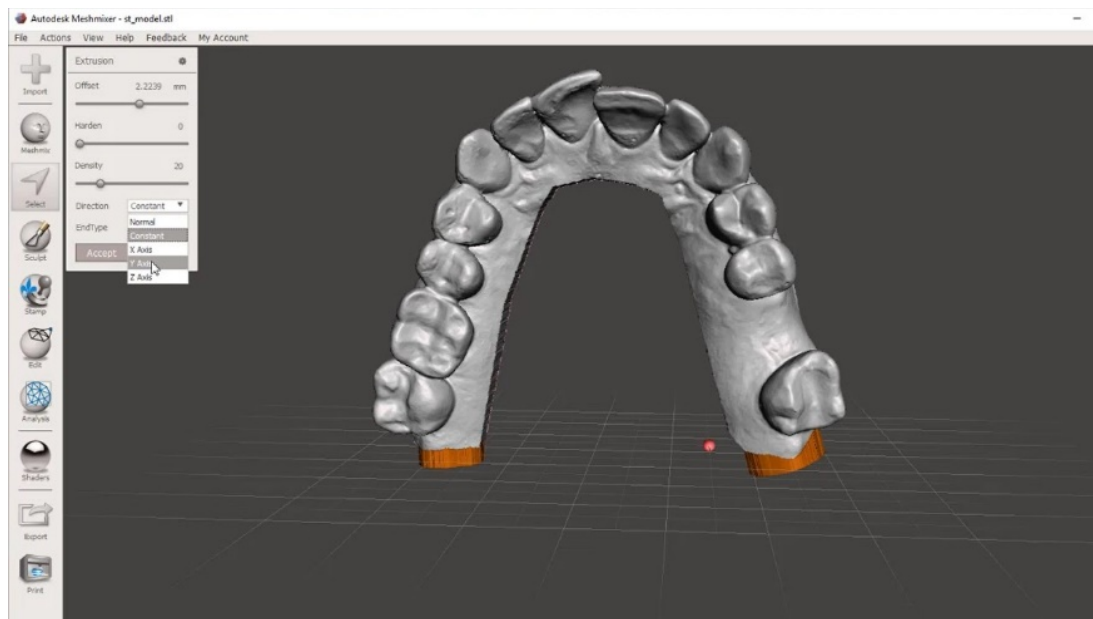


Figure 38 : Fenêtre du logiciel Meshmixer.

3. Préparation du modèle numérique à l'impression : Tranchage (Slicing)

Les fichiers exportés au format STL sont ensuite traités dans des logiciels de tranchage (Slicers) compatibles avec l'imprimante 3D choisie, afin de générer les instructions nécessaires à la fabrication précise des modèles.

- **Logiciel 3D sprint :**

3D Sprint est un logiciel propriétaire développé par 3D Systems et destiné à la préparation et à l'optimisation des fichiers CAO et polygonaux pour l'impression 3D. Il permet de réparer automatiquement les erreurs de maillage, de positionner et orienter les pièces sur le plateau, et de générer des supports et des connecteurs adaptés aux différentes technologies d'impression 3D de la marque (SLA, MJP, DLP, Figure 4). Le logiciel offre également la possibilité de paramétrer les matériaux et les imprimantes, d'estimer le temps et la consommation de matière, et de gérer plusieurs travaux d'impression simultanément.

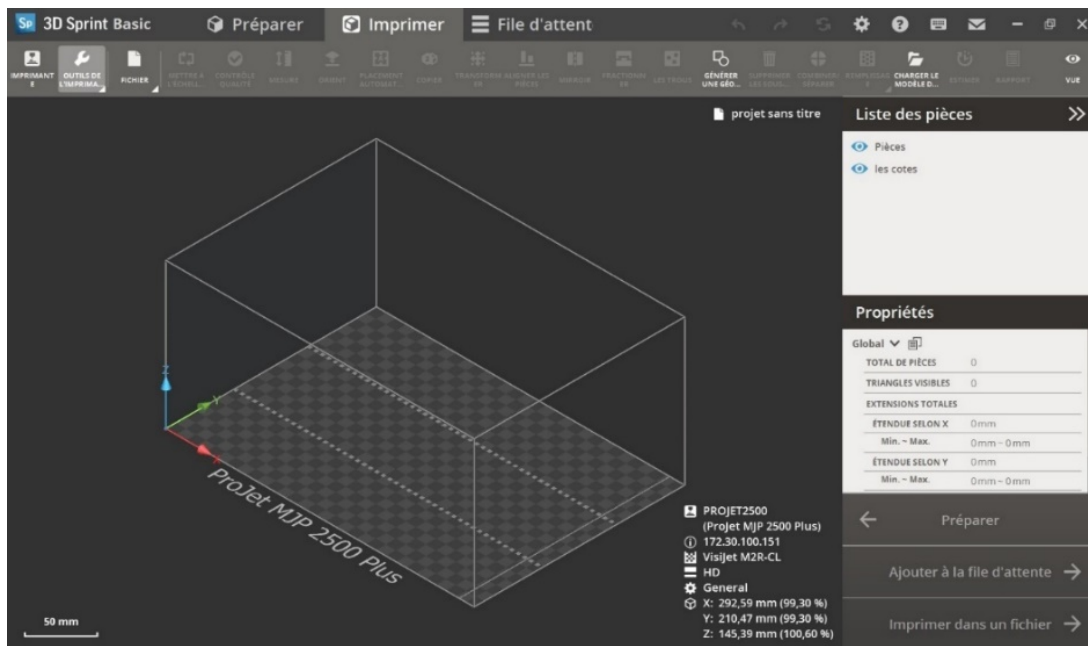


Figure 39 : Fenêtre du logiciel 3D Sprint.

▪ **Logiciel Bambu studio :**

Bambu Studio est un logiciel développé par **Bambu Lab** pour préparer et lancer des impressions 3D sur leurs imprimantes FDM. Il permet d'importer des modèles 3D (STL, OBJ, 3MF), de les transformer en G-code, et de régler les paramètres comme la vitesse, la température, le remplissage ou les supports. Le logiciel propose aussi des réglages automatiques pour optimiser l'orientation des pièces et la génération des supports, tout en laissant la possibilité d'ajuster manuellement les paramètres. Il permet de suivre l'impression en temps réel et de gérer certaines options à distance.

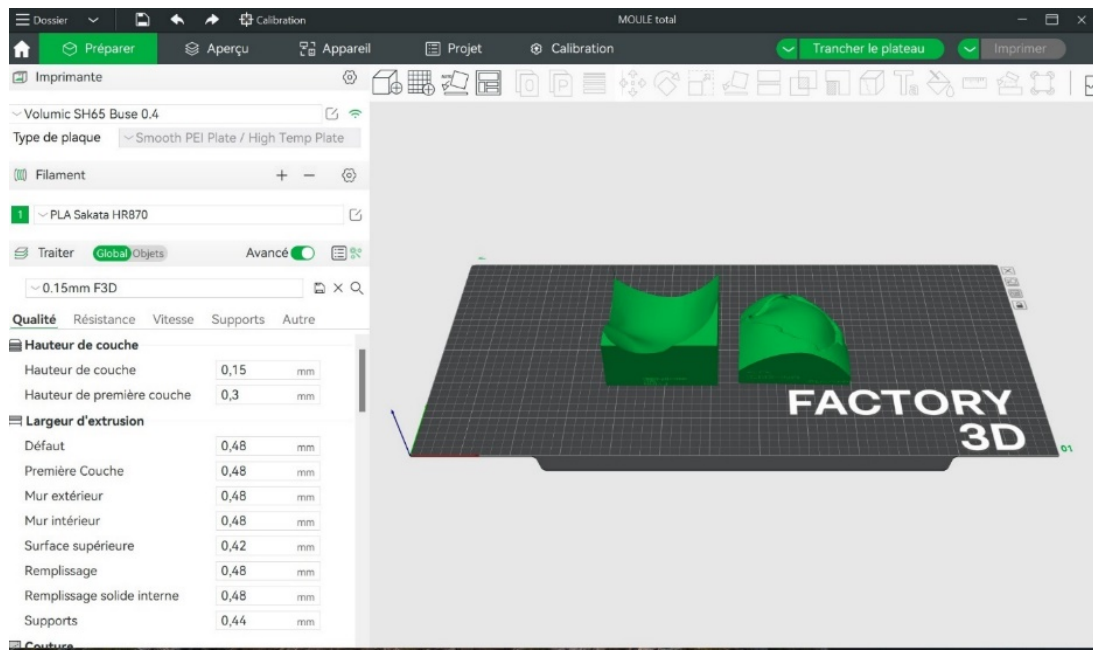


Figure 40 : Fenêtre du logiciel Bambu Studio.

4. Préparation de l'imprimante, impression et post-traitement :

L'unité de modélisation et d'impression 3D dispose actuellement d'un total de 3 imprimantes 3D : Volumic Stream SH65, Projet 2500 et Figure 4 Standalone. (Figures : 41,46,55)

4.1. Imprimante Volumic Stream SH65 :

L'imprimante 3D Volumic Stream SH65, développée et fabriquée en France par la société Volumic 3D, est un modèle professionnel FDM grand format. Elle permet de produire des pièces de grande taille avec une bonne précision.



Figure 41 : Imprimante Volumic Stream SH65.

Tableau III : Principales caractéristiques techniques de l'imprimante Volumic Stream SH65.

Technologie d'impression	Matériaux compatibles	Vitesse d'impression	Résolution d'impression
FDM (Dépôt de filament fondu)	Thermoplastiques : PLA, PLA-R, ABS, PETG, Nylon, PC, PP, composites (carbone, verre, kevlar), PEKK, PEEK, TPE, TPU	Jusqu'à 300 mm/s	10 à 300 microns.
Précision	Températures	Volume d'impression	Logiciels compatibles
Axes X et Y : 15 µm Axe Z : 1 µm	Extrudeur : 400°C Lit : 150°C	650 × 300 × 300 mm (58,5 L)	Simplify 3D, Verify 3D, Colorify 3D, Cura, Volunet

a. Matériaux d'impression du laboratoire :

▪ **Filament PLA :**

Le filament PLA HR-870 de Sakata 3D est un matériau PLA fabriqué à partir de la résine Ingeo 3D870 biodégradable de NatureWorks, doté de caractéristiques thermiques et mécaniques de haute performance comparable à celle de l'ABS.



Figure 42 : Filament PLA HR 870.

b. Préparation de l'imprimante à l'impression :

Grâce au logiciel de tranchage Bambu, les paramètres d'impression sont configurés et enregistrés sur l'ordinateur. Le fichier est ensuite exporté au format G-code, compatible avec l'imprimante Volumic Stream SH65, puis copié sur une carte SD. Cette dernière, une fois insérée dans l'imprimante, permet de lancer directement le processus d'impression.

Avant de lancer l'impression, la préparation de l'impression comporte les étapes suivantes :

✓ **Nettoyer le plateau d'impression :**

Décoller le plateau d'impression et nettoyer soigneusement sa surface à l'alcool isopropylique pour éliminer tout résidu des impressions précédentes.

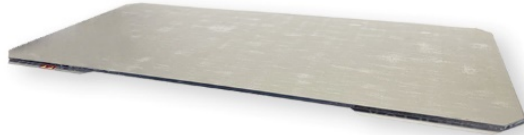


Figure 43 : Plateau d'impression de l'imprimante Volumic Stream SH65.

✓ **Procéder au nivellement du plateau (*bed leveling*) :**

Le nivellement du plateau consiste à ajuster le parallélisme de la tête d'impression par rapport à la surface du lit en modulant la distance entre la buse et celle-ci. L'objectif est d'obtenir une résistance homogène d'une feuille de papier déplacée sous la buse sur l'ensemble des quatre angles, garantissant ainsi une adhérence optimale de la première couche.

L'étalonnage du plateau de l'imprimante Volumic Stream SH65 se fait de manière semi-automatique en suivant les instructions affichées sur l'interface de l'imprimante.

✓ **Appliquer un spray adhésif :**

Appliquer une fine couche de spray 3DLAC sur la surface du plateau. Le 3DLAC est un spray adhésif spécialement conçu pour l'impression 3D, il permet la préparation du plateau d'impression en améliorant l'adhésion des premières couches, réduisant ainsi les risques de déformation.



Figure 44 : Le spray 3DLAC.

- ✓ **Préparer la buse :**
Décharger le filament restant dedans et nettoyer la buse du résidu de filament PLA.
- ✓ **Charger le matériel d'impression :**
Insérer le filament choisi et vérifier l'extrusion en purgeant la buse.
- ✓ **Lancer l'impression**
Insérer la carte SD et sélectionner le fichier G-code à imprimer sur le menu pour lancer l'impression.
- ✓ **Refroidir le plateau et retirer la pièce imprimée.**
- c. **Post-traitement :**
- ✓ **Décoller la pièce du plateau d'impression à l'aide d'une spatule.**



Figure 45 : Décollement de la pièce du plateau d'impression.

- ✓ Retirer les supports manuellement ou à l'aide de pinces.
- ✓ Poncer les pièces avec un abrasif pour éliminer les stries visibles et lisser la pièce.
- ✓ Nettoyer la pièce des poussières.
- ✓ Assembler et emboîter les différentes parties imprimées si nécessaire.
- ✓ Vérifier le bon alignement et les ajustements mécaniques.
- ✓ Procéder à la mise en couleur de la pièce imprimée, selon les besoins cliniques ou esthétiques.

Une vidéo illustrant les différentes étapes du processus d'impression à l'aide de l'imprimante Volumic Stream SH65, réalisée au sein de l'unité de modélisation et d'impression 3D, est disponible via le lien suivant : <https://www.youtube.com/watch?v=nIDZy83tzIE>

Ci-après, un code QR permettant d'accéder à la vidéo à partir de votre smartphone :



4.2. Imprimante 3D Projet 2500 :

L'imprimante 3D Projet MJP 2500, de la marque américaine 3D Systems, utilise la technologie Multijet Printing (MJP), pour produire des pièces 3D de haute résolution, Elle se distingue par une vitesse de production élevée et un système de post-traitement Easyclean (Figure 50), capable d'éliminer automatiquement les supports en cire en moins de 30 minutes, sans intervention manuelle excessive.



Figure 46 : Imprimante Projet MJP 2500.

Tableau IV : Principales caractéristiques techniques de l'imprimante (Projet MJP 2500).

Technologie d'impression	Matériaux compatibles	Vitesse d'impression	Résolution d'impression
MJP (Multijet Printing)	<p>Matériel d'impression :</p> <p>Matériaux VisiJet (rigide, claire, flexible, pour moulage, biocompatible.)</p> <p>Matériel pour supports :</p> <p>VisiJet M2 SUP</p>	Vitesse relative.	<p>Résolution XYZ : 800 × 900 × 790 DPI</p> <p>Épaisseur de couche :</p> <p>32 µm</p>
Précision	Accessoires	Volume d'impression	Logiciels compatibles
Jusqu'à 32 microns.	Le système MJP EasyClean ou le VisiJet Support Wax Remover (VSWR)	294 x 211 x 144 mm (88L)	3D Sprint, 3D Connect

a. **Matériaux d'impression du laboratoire :**

▪ **Résine Visijet M2R-TN :**

Résine rigide développée par **3D Systems**, compatible avec les imprimantes de la gamme Projet 2500 et Projet Plus. Elle se présente avec une couleur claire beige opaque et donne une finition matte aux pièces imprimées.



Figure 47 : Résine Visijet M2R TN.

b. **Préparation de l'imprimante à l'impression :**

Le logiciel 3D Sprint permet de configurer les paramètres d'impression pour les imprimantes connectées au réseau et offre la possibilité d'exporter directement le fichier numérique vers l'imprimante afin de lancer l'impression.

Pour préparer l'imprimante Projet 2500, il est nécessaire de suivre les étapes suivantes :

✓ **Nettoyer le plateau d'impression :**

Suivre les instructions de l'imprimante pour accéder au plateau d'impression, et le nettoyer des résidus d'impression.

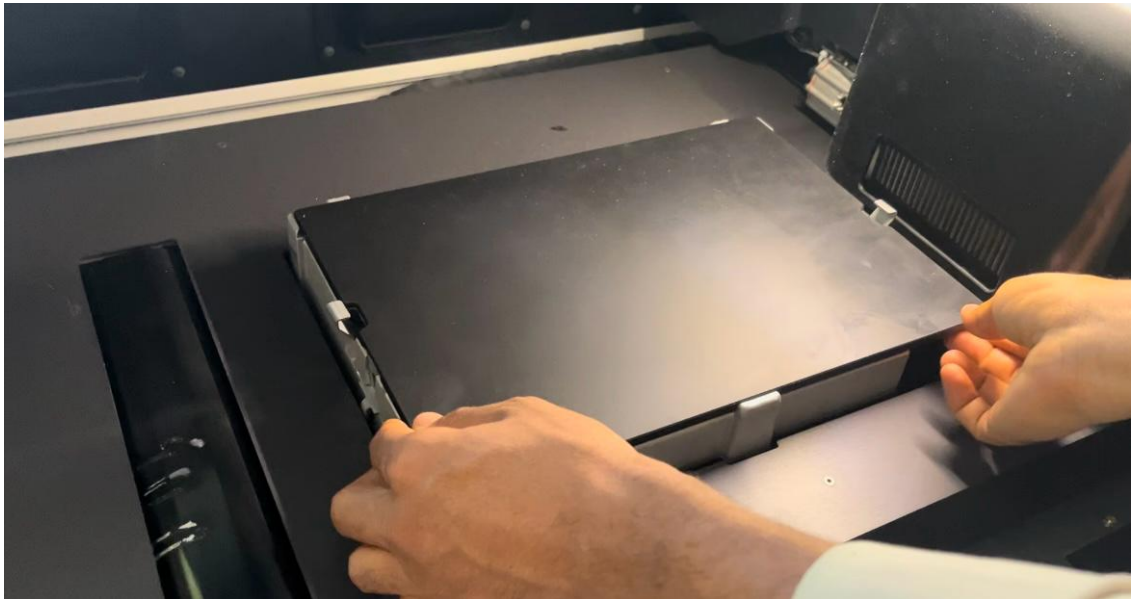


Figure 48 : Plateau d'impression de la Projet MJP 2500.

✓ **Vérifier le matériau d'impression :**

L'imprimante est équipée de quatre bacs : les deux premiers contiennent la résine, utilisée pour la fabrication des pièces, et les deux autres la cire, destinée à la réalisation des supports. Vérifier le niveau du matériau sur l'interface de l'imprimante avant de commencer l'impression.

✓ **Lancer l'impression.**

c. **Post-traitement :**

✓ **Décoller la pièce imprimée du plateau :**

L'utilisation d'une plaque chauffante facilite le retrait des objets imprimés, en réduisant le risque de manipulations brusques susceptibles d'endommager le plateau.



Figure 49 : Image illustrant l'utilisation de la plaque chauffante pour faciliter le décollage de la pièce imprimée du plateau.

- ✓ Nettoyer la pièce de la résine et de la cire en surface à l'aide du système de nettoyage à vapeur EasyClean :

Le système MJP Easyclean est un bac de nettoyage à vapeur destiné au post-traitement des pièces imprimées par la gamme des imprimantes Multijet Printing (MJP) de 3D System, il permet d'éliminer efficacement la cire de support, Son fonctionnement repose sur un procédé combinant vapeur et eau chaude, garantissant un nettoyage homogène, précis et respectueux de l'intégrité des pièces.



Figure 50 : Le système Easyclean avec la pièce imprimée couverte de cire.

Remplir le fond du bac avec de l'eau distillée jusqu'au niveau indiqué. Chauffer ensuite l'eau à environ 65-70 °C, puis immerger les pièces. Laisser agir en moyenne 30 minutes, en adaptant la durée selon la taille des pièces et la quantité de supports.



Figure 51 : Pièce imprimée après nettoyage dans le système Easyclean.

✓ **Éliminer la cire résiduelle adhérente à la pièce :**

Mettre la pièce dans le **BPac Ultrasonic Cleaner**, ce dispositif de post-traitement repose sur l'émission d'ondes ultrasonores dans un bain liquide, générant un phénomène de micro-cavitation. Il permet de détacher et d'éliminer efficacement les excès de résine non polymérisée, garantissant ainsi des pièces propres et prêtes pour les étapes ultérieures de durcissement ou de finition.



Figure 52 : Le BPac Ultrasonic Cleaner.

Le bac à ultrasons doit être rempli avec le liquide WD-40 de manière à ce que les pièces soient entièrement immergées.



Figure 53 : Le WD-40 produit multifonction.

- ✓ Nettoyer les pièces à l'alcool isopropylique.
- ✓ La pièce finale :



Figure 54 : Résultat final après post-traitement.

Les étapes successives du processus d'impression à l'aide de l'imprimante Projet MJP 2500 ont été illustrées au sein de l'unité de modélisation et d'impression 3D dans une vidéo, mise à disposition via le lien suivant : <https://www.youtube.com/watch?v=ywK2Mwgllsw>

Ci-après, un code QR permettant d'accéder à la vidéo à partir de votre smartphone :



4.3. Imprimante Figure 4 Standalone :

L'imprimante 3D Figure 4 Standalone, conçue par 3D Systems, est une machine compacte destinée au prototypage rapide et à la production de petites séries. Basée sur la technologie DLP (Digital light processing), elle offre une haute précision et une vitesse d'impression élevée.



Figure 55 : Imprimante Figure 4 Standalone.

Tableau V : Principales caractéristiques techniques de l'imprimante Figure 4 Standalone.

Technologie d'impression	Matériaux compatibles	Vitesse d'impression	Résolution d'impression
DLP (Traitement numérique de la lumière)	Résines photopolymères : Figure 4 TOUGH-GRY 10, Figure 4 TOUGH-GRY 15, Figure 4 ELAST-BLK 10, Figure 4 JCAST-GRN 10	Jusqu'à 100mm/s	1920 x 1080 pixels
Précision	Accessoires	Volume d'impression	Logiciels compatibles
Résolution XY de 65 µm par pixel	Unité de post-polymérisation UV LC-3DPrint Box (ou autre dispositif de polymérisation UV)	124.8 x 70.2 x 196 mm	3D Sprint, 3D Connect

a. **Matériaux d'impression du laboratoire :**

- **Résine Figure 4 PRO-BLK 10 :** Résine photopolymère rigide noir.



Figure 56 : Résine Figure 4 PRO-BLK 10.

- **Résine Figure 4 HI TEMP 300-AMB** : Résine photopolymère rigide, de couleur translucide, offrant une bonne résistance thermique.



Figure 57 : Résine translucide Figure 4 HI TEMP 300-AMP.

b. Préparation de l'imprimante à l'impression :

L'imprimante étant connectée au logiciel 3D Sprint, après avoir établie les paramètres d'impression, on peut ajouter le projet d'impression à la file d'attente de l'imprimante.

Avant de commencer l'impression la préparation de l'impression est nécessaire :

- ✓ **Vérifier le niveau du matériau dans le bac à résine à l'abri de la lumière UV :**



Figure 58 : Image du bac à résine de l'imprimante Figure 4 standalone.

- ✓ S'assurer que la surface de résine est lisse et enlever tout débris des impressions précédentes restant sur la surface de résine ou le plateau d'impression :

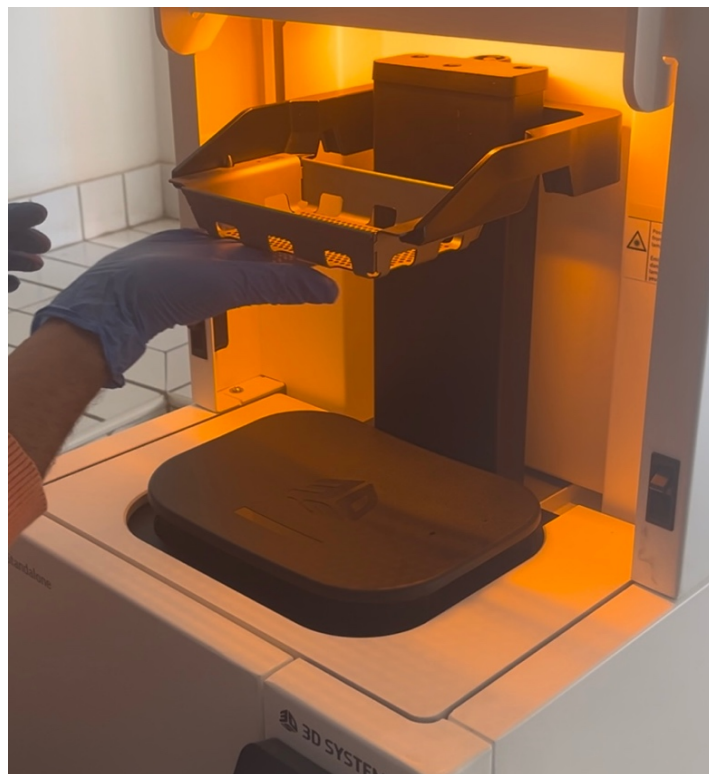


Figure 59 : Image illustrant la vérification de l'absence de débris restant collés au plateau d'impression.

- ✓ Remuer délicatement la résine dans le bac afin d'éliminer les gradients de densité ou de pigmentation, et ainsi obtenir une polymérisation homogène.
- ✓ Scanner le code QR spécifique au matériel ajouté sur l'imprimante pour l'identifier.

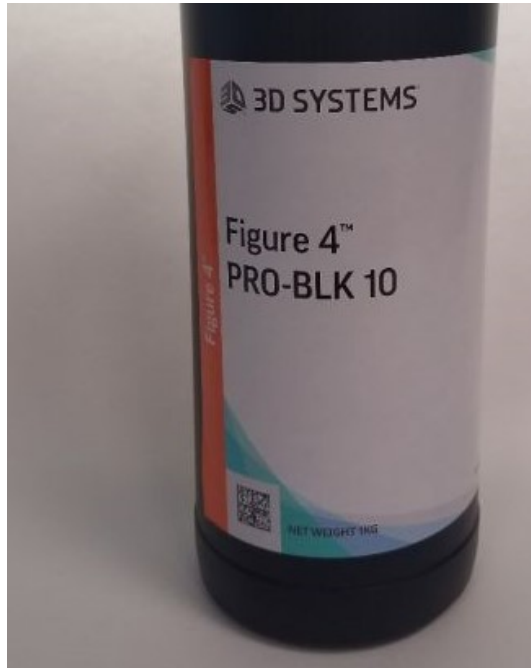


Figure 60 : Image illustrant le code QR sur la cartouche de résine.

- ✓ Nettoyer le film protecteur du projecteur 4K et vérifier son intégrité.
- ✓ Lancer l'impression.
 - c. Post-traitement :
- ✓ Décoller la pièce du plateau d'impression.



Figure 61: Image de la pièce collée au plateau d'impression.

- ✓ Bien laver la pièce et le plateau d'impression à l'alcool isopropylique.
- ✓ Décoller les supports de la pièce.



Figure 62 : Image illustrant le décollement des supports.

- ✓ Sécher la pièce à l'air libre avant de la placer dans le système de post-durcissement UV.
- ✓ Placer la pièce dans le système de post-durcissement UV (LC-3DPRINT BOX) afin de compléter et renforcer sa polymérisation.



Figure 63 : Image illustrant la pièce imprimée dans le LC-3DPrint Box.

Le LC-3DPrint Box est une unité de post-durcissement UV, étape essentielle de post-traitement des pièces imprimées en résine contenant souvent des monomères résiduels et n'atteignent pas leurs propriétés mécaniques optimales après impression. Sa fonction principale est de polymériser complètement la résine, assurant ainsi rigidité, résistance et stabilité dimensionnelle.

- ✓ Récupérer la pièce finale :



Figure 64 : Résultat final de la pièce après post-traitement.

Une vidéo illustrant les étapes du processus d'impression réalisées avec l'imprimante Figure 4 Standalone au sein de l'unité de modélisation et d'impression 3D est disponible via le lien suivant : <https://www.youtube.com/watch?v=noDqpHIL-hI>

Ci-après, un code QR permettant d'accéder à la vidéo à partir de votre smartphone :



III. Description des pièces imprimées au sein de l'unité de modélisation et d'impression 3D :

1. Modélisation et impression 3D de moule pour la fabrication d'implant crânien :

- **Cas 1 :**

Patient présentant un défaut crânien suite à une craniotomie décompressive indiquée devant un hématome sous-dural gauche, nécessitant une cranioplastie.



Figure 65: Image du patient présentant le défaut crânien.

Après acquisition scanographique du défaut crânien, les données numériques obtenues au format DICOM ont été importées dans le logiciel de traitement et de modélisation tridimensionnelle Materialise Mimics. Une région d'intérêt (ROI) a d'abord été définie, puis un seuillage et une

segmentation ont été réalisés sur la fenêtre osseuse, permettant d'isoler avec précision les structures osseuses et de délimiter le défaut crânien (Figure 66).

À partir de cette segmentation, une reconstruction tridimensionnelle du crâne a été effectuée, offrant une visualisation précise du défaut et de son environnement anatomique. La partie manquante a ensuite été modélisée en respectant la courbure anatomique propre au patient. Le logiciel Materialise 3-matic a été utilisé pour générer une surface de remplacement conforme à la morphologie crânienne (Figure 67,68).

À partir de ce modèle reconstruit, la conception du moule a été réalisée grâce à l'algorithme booléen de soustraction, consistant à soustraire le volume de l'implant reconstruit d'un bloc virtuel de référence, aboutissant à un moule creux reproduisant fidèlement la géométrie du futur implant (Figure 69).

Les modèles au format STL sont ensuite importés au logiciel de tranchage Bambu Studio pour configurer les paramètres d'impression (Figure 70).

Les moules imprimés ont été stérilisés et utilisés au bloc opératoire pour le moulage du substitut crânien en polyméthacrylate de méthyle (PMMA), qui sera ajusté puis implanté lors de la cranioplastie personnalisée (Figures 74,75,76).

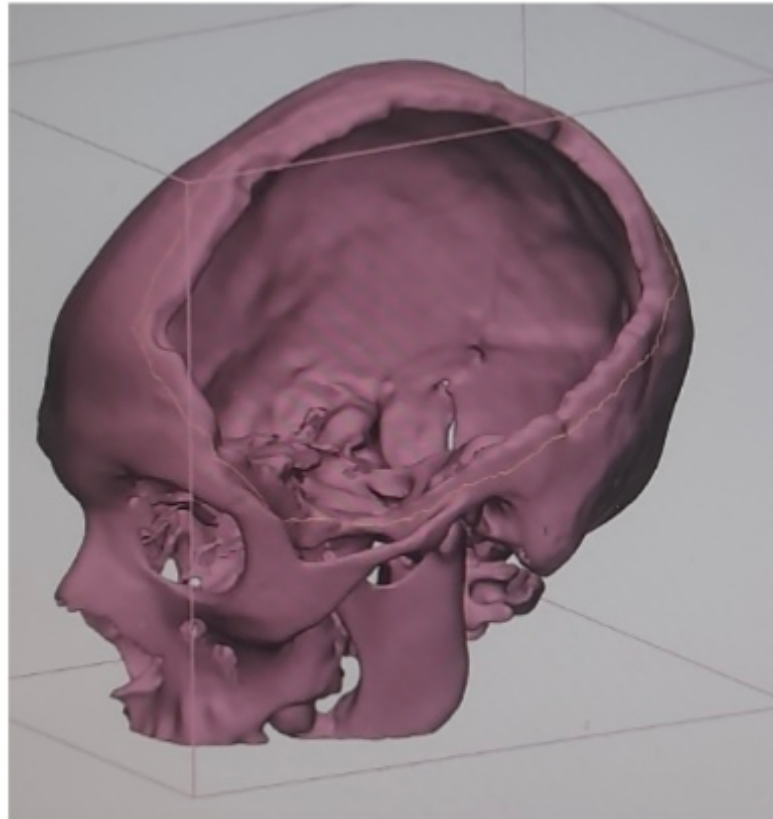


Figure 66 : Segmentation et définition de la région d'intérêt dans le logiciel Materialise 3 matic.

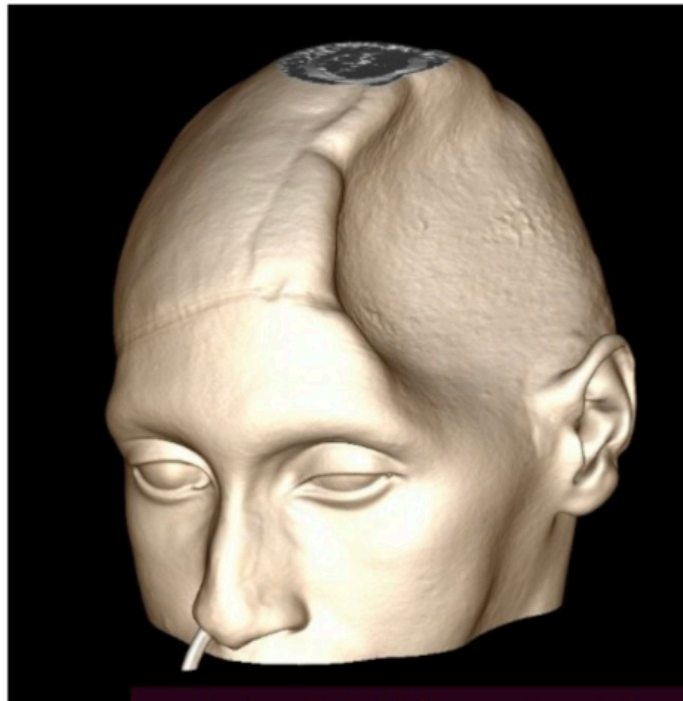


Figure 67 : Reconstruction 3D globale du crâne.

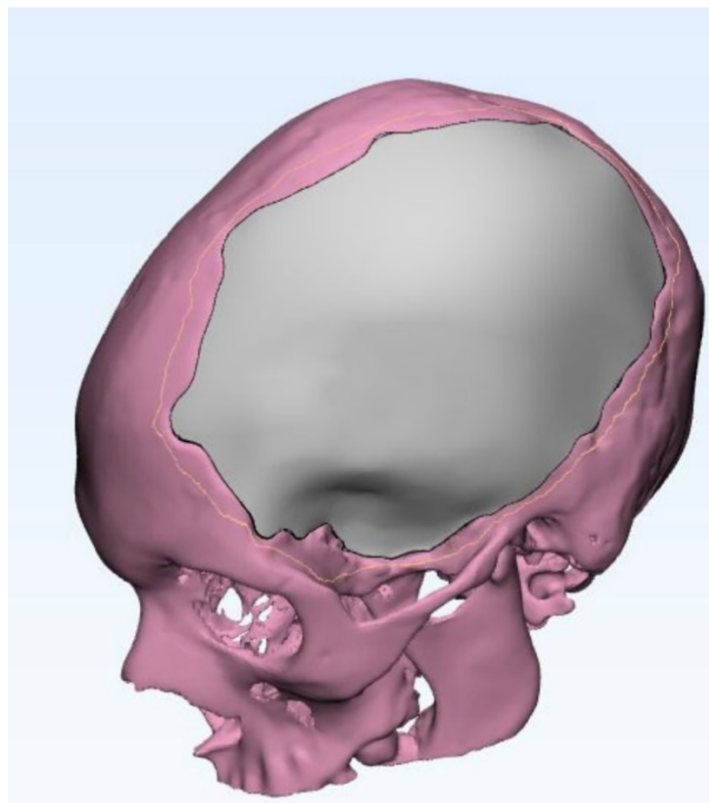


Figure 68 : Génération d'une surface de remplacement conforme à la morphologie crânienne à l'aide du logiciel Materialise 3-matic.

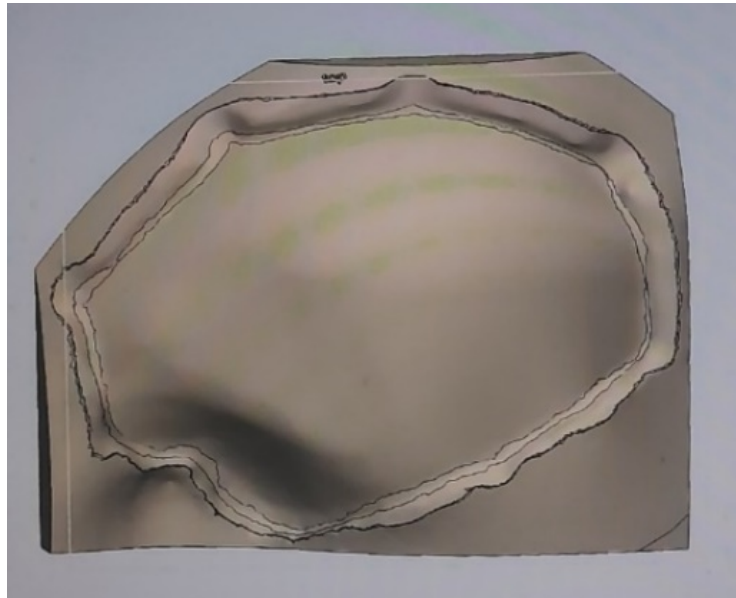


Figure 69 : Modélisation 3D du moule destiné à la reconstruction du défaut crânien par l'algorithme booléen de soustraction du logiciel « Materialise 3-matic », en respectant la courbure anatomique du crâne.

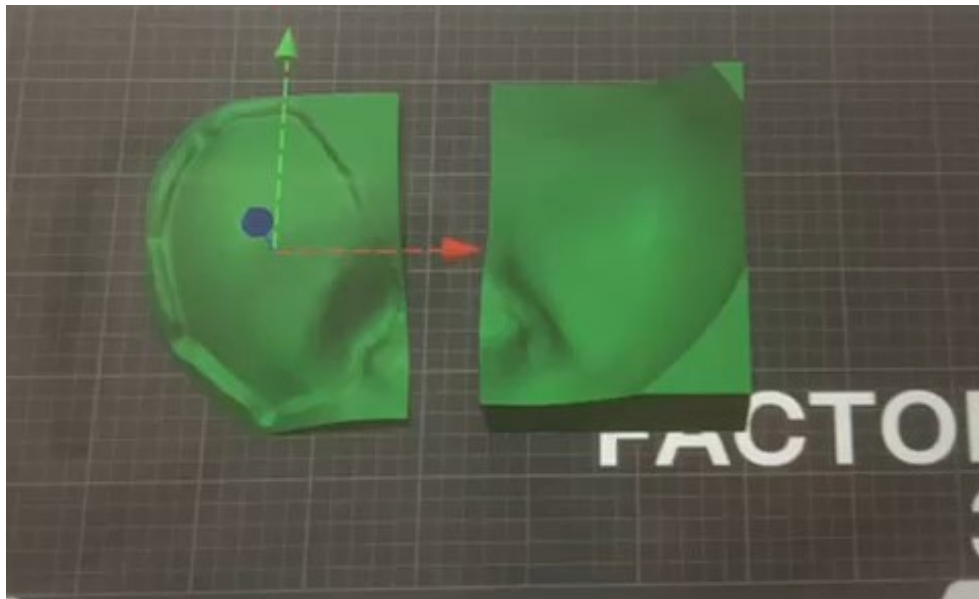


Figure 70 : Configuration des paramètres d'impression des deux moitiés du moule sur le logiciel « Bambu Studio ».

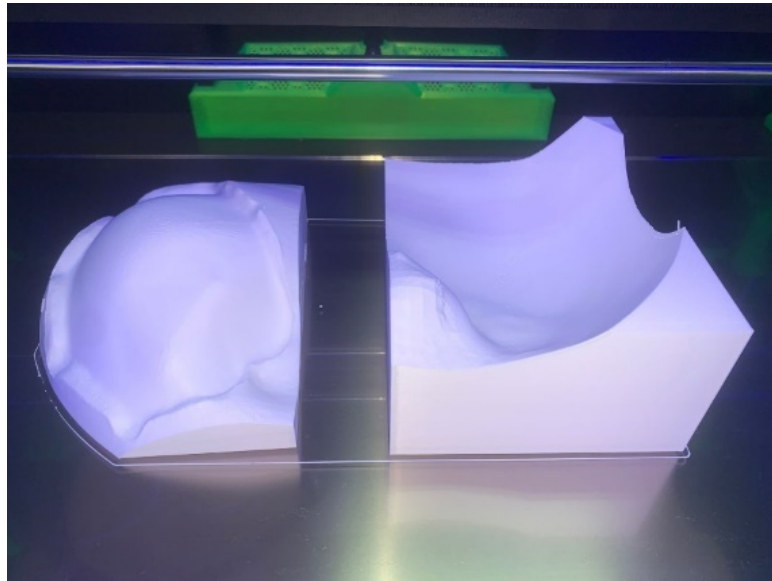


Figure 71 : Les 2 moitiés du moule imprimées par l'imprimante « Volumic Stream SH65 » en filament PLA.

La consommation du filament PLA a été estimée à 13,75 mètres, avec un temps d'impression qui a duré 13h et 10 min.

Le ciment médical est ensuite coulé à l'intérieur du moule, l'implant est retiré puis stérilisé après durcissement. L'implant peut donc être mise en place pour cranioplastie au bloc opératoire.

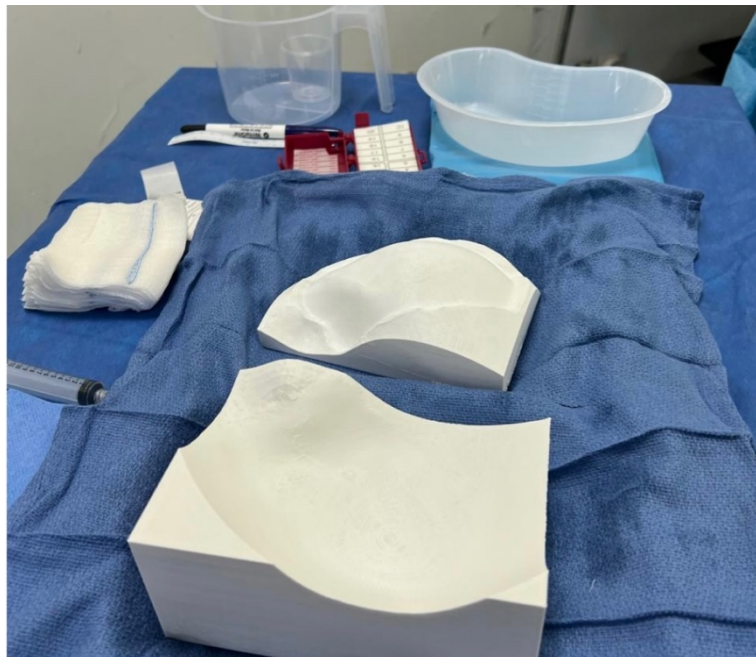


Figure 72 : Moule imprimé et stérilisé, placé sur la table d'instrumentation pour l'application du ciment médical.



Figure 73 : Mise en place de l'implant crânien après stérilisation.



Figure 74 : Image du patient après cranioplastie.

▪ **Cas 2 :**

Patiente opérée pour hématome extra-dural temporo-pariétal gauche compliqué d'une ostéite secondaire pour laquelle la patiente avait bénéficié d'une ablation du volet, qui présente un défaut crânien nécessitant une cranioplastie.



Figure 75: Image de la patiente montrant le défaut crânien.

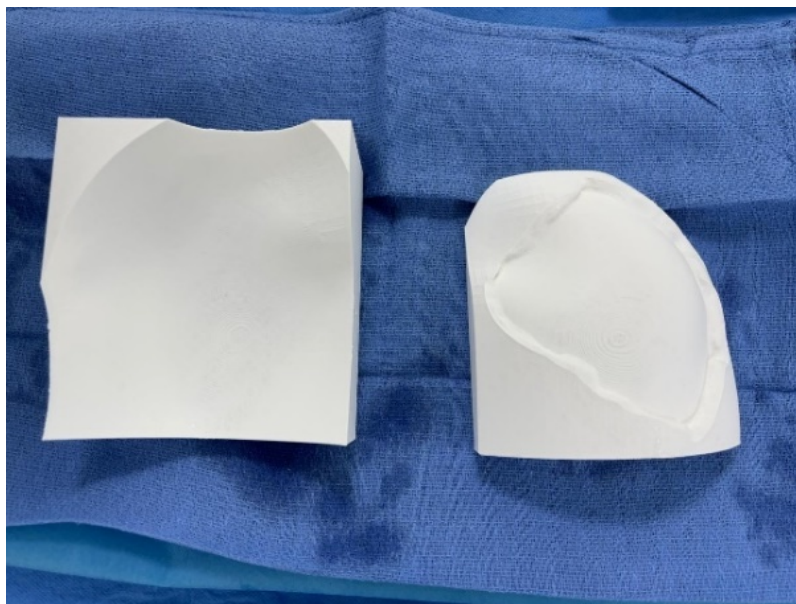


Figure 76 : Les deux moitiés du moule imprimés par l'imprimante « Volumic Stream SH65 ».

L'impression 3D a été faite à l'aide de l'imprimante « Volumic Stream SH65 », en utilisant du filament PLA, avec un total de filament consommé estimé à 298,3 g et un temps d'impression estimé à 10h53min.



Figure 77 : Mise en place du ciment médical à base du PMMA (PolyMethyl MethAcrylate).



Figure 78 : Mise en place de l'implant et fixation au crâne par des plaques vissées de titanium.

2. Modélisation et impression 3D de moule pour fabrication d'épithèse auriculaire :

- Cas 1 :

Patiente présentant une amputation auriculaire partielle suite à une brûlure thermique.



Figure 79 : Image de la patiente montrant une amputation auriculaire partielle suite à une brûlure thermique.

La patiente a bénéficié d'un scanner crânio-facial (TDM) de haute résolution (Figure 80). Cet examen a permis d'obtenir des coupes axiales fines de la tête et du pavillon auriculaire, nécessaire à une reconstruction tridimensionnelle précise (Figure 81).

À partir de ces données, une reconstruction 3D globale du crâne a été réalisée, suivie d'une segmentation sélective à l'aide du logiciel 3D Slicer. Cette segmentation a permis d'isoler la région

d'intérêt (ROI) correspondante au pavillon auriculaire controlatéral sain, utilisé comme modèle de référence pour la modélisation (Figure 82,83).

Le modèle 3D segmenté de l'oreille a été par la suite importé au format STL dans le logiciel de conception et de sculpture numérique Autodesk Meshmixer, qui a permis la modélisation et la conception du moule négatif de l'oreille reconstruite. Cette étape consiste à créer une empreinte inversée du modèle auriculaire, adaptée au procédé d'impression choisi. Une opération de symétrie miroir a d'abord été effectuée afin de reproduire la morphologie de l'oreille controlatérale manquante (Figure 84).

Le modèle obtenu a ensuite été nettoyé et lissé afin d'éliminer les artefacts de maillage et d'assurer une surface régulière. Un volume englobant de type cube a été généré autour du modèle auriculaire (Figure 85), puis une opération booléenne de soustraction a permis d'obtenir le moule négatif reproduisant en creux la géométrie de l'oreille. Cette étape peut être répétée ou ajustée pour générer un moule en deux parties (partie supérieure et inférieure), facilitant le démoulage lors de la fabrication de la prothèse en silicone (Figure 86). Après vérification et ajustement des contours, le moule a été exporté au format STL pour être préparé à l'impression 3D.

Le modèle final du moule a ensuite été exporté de nouveau au format STL, puis importé dans le logiciel de tranchage Bambu Studio afin de configurer les paramètres d'impression. Le fichier ainsi généré, au format G-code, a été transmis à l'imprimante VOLUMIC STREAM SH65 pour lancer l'impression du moule (Figure 87,88).

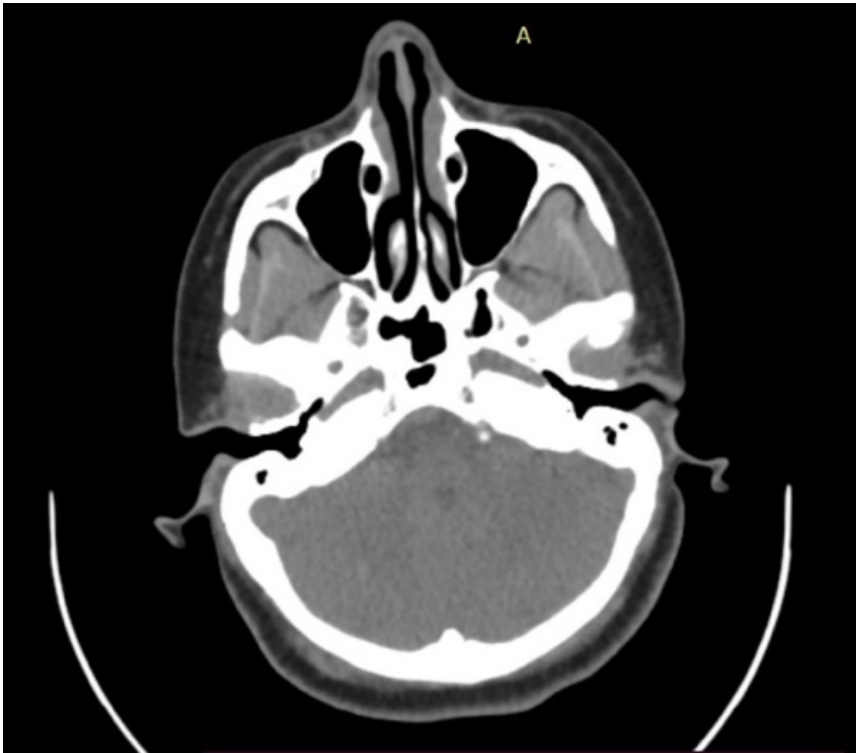


Figure 80 : Coupe axiale d'un TDM crânio-faciale de la patiente.

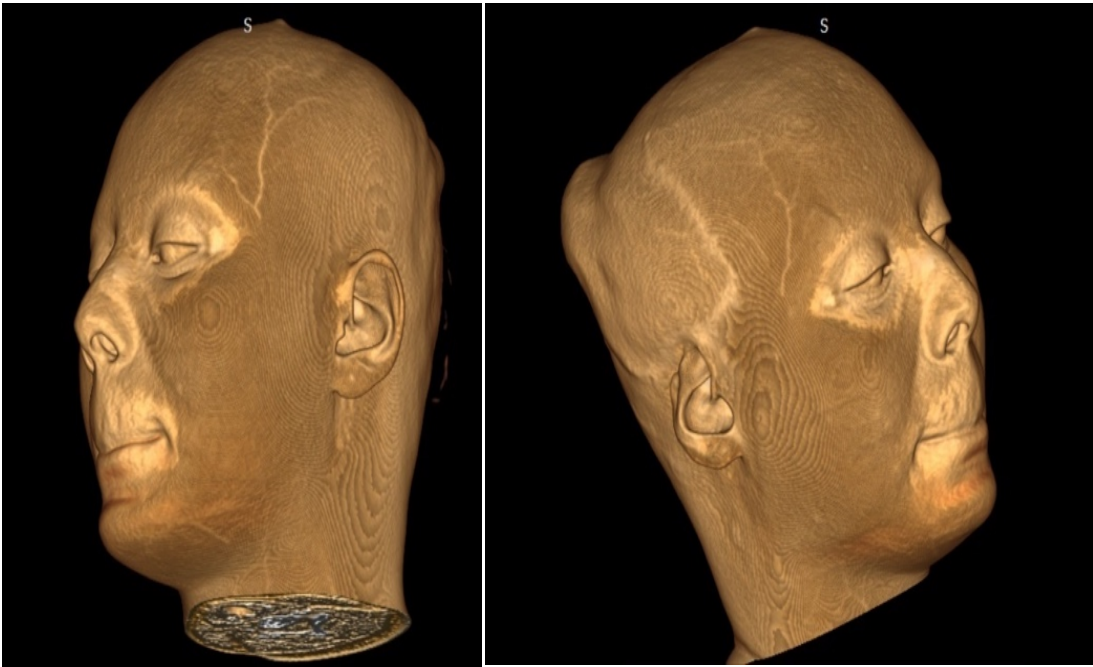


Figure 81 : Reconstruction 3D globale crânio-faciale de la patiente.

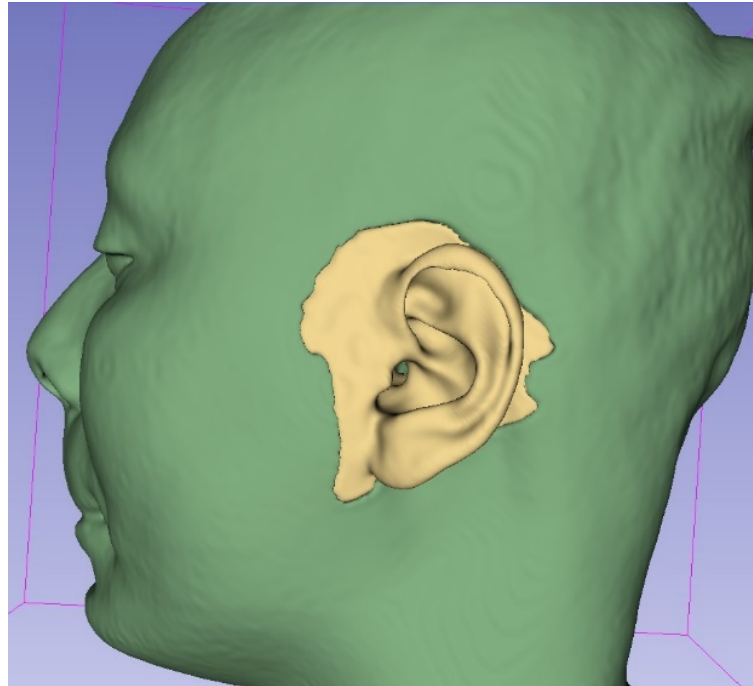


Figure 82 : Segmentation du fichier numérique avec délimitation de l'oreille droite saine dans le logiciel 3D Slicer.

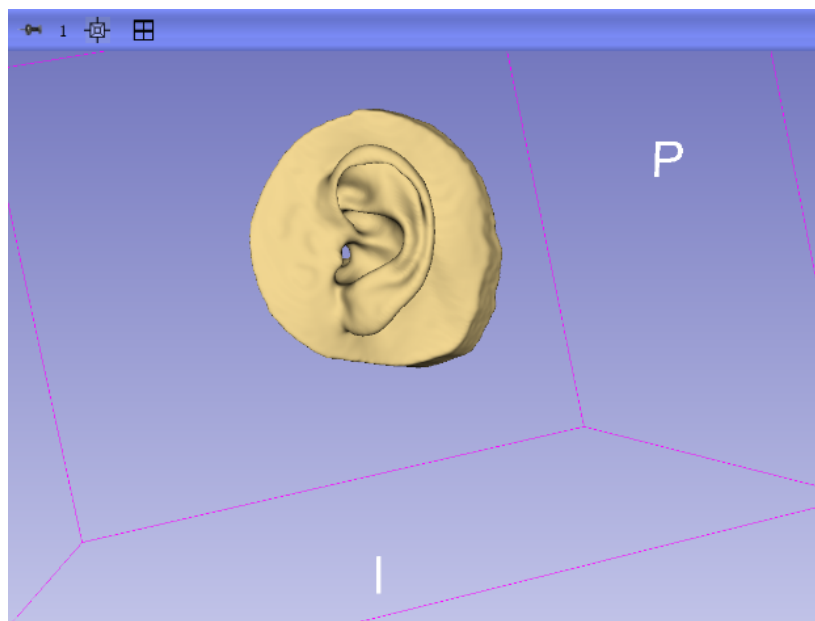


Figure 83 : Oreille droite isolée après segmentation.

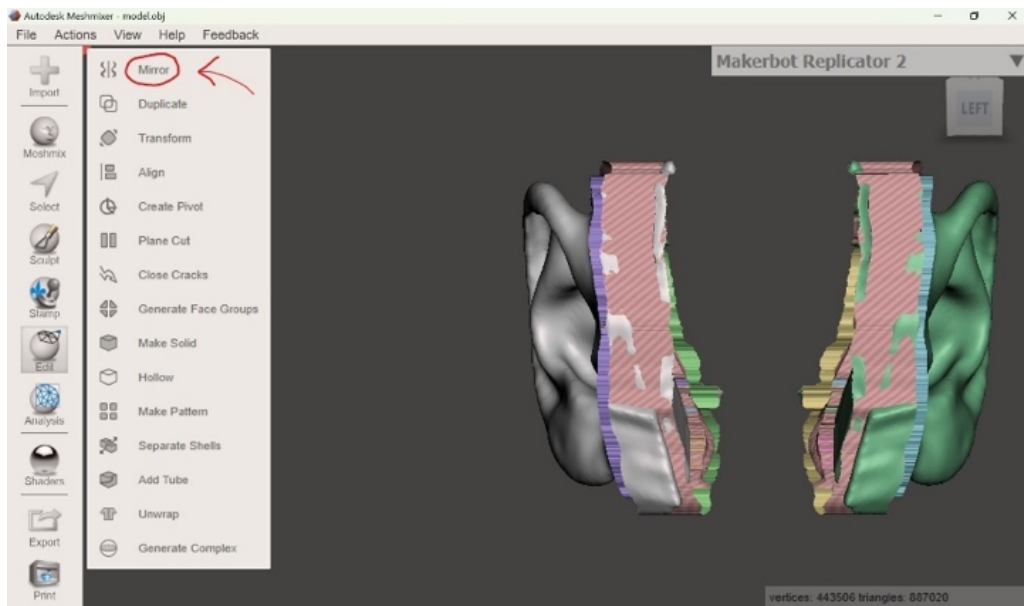


Figure 84: Conception de l'oreille controlatérale à partir du modèle 3D existant par effet miroir dans le logiciel Autodesk Meshmixer.

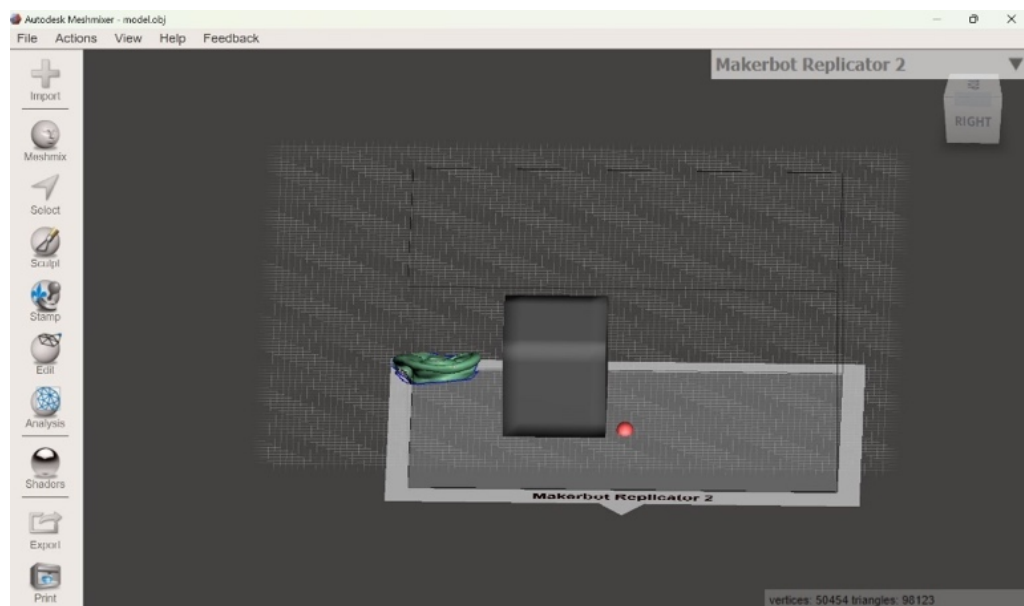


Figure 85 : Génération d'un bloc 3D dans le logiciel Meshmixer destiné à créer un moule creux reproduisant la forme de l'oreille.

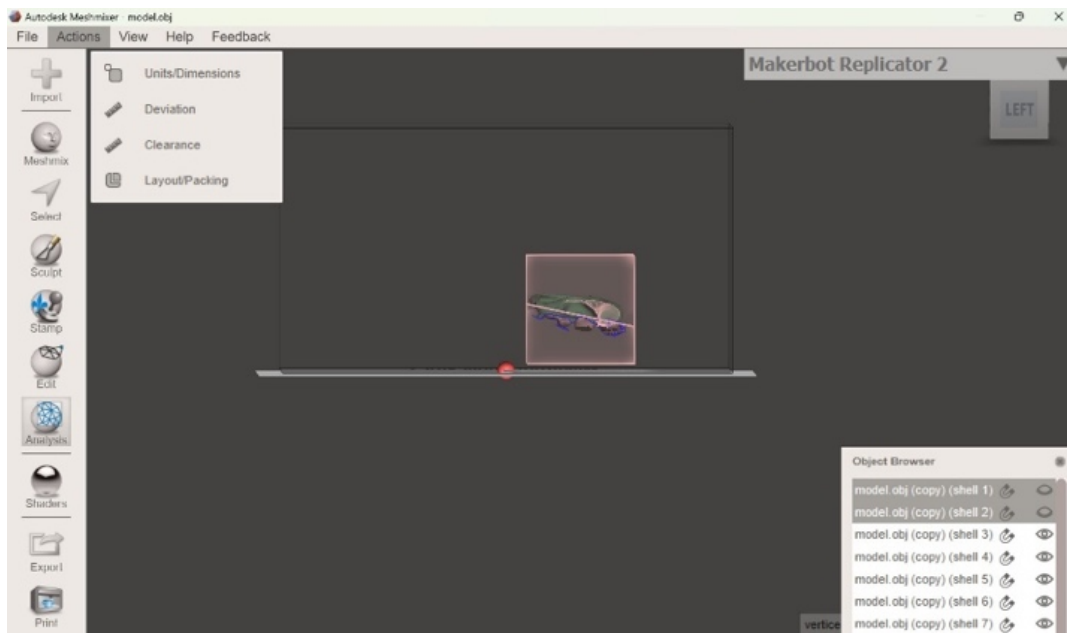


Figure 86 : Image illustrant la séparation du bloc en deux parties, étape nécessaire pour obtenir un moule creux démontable.

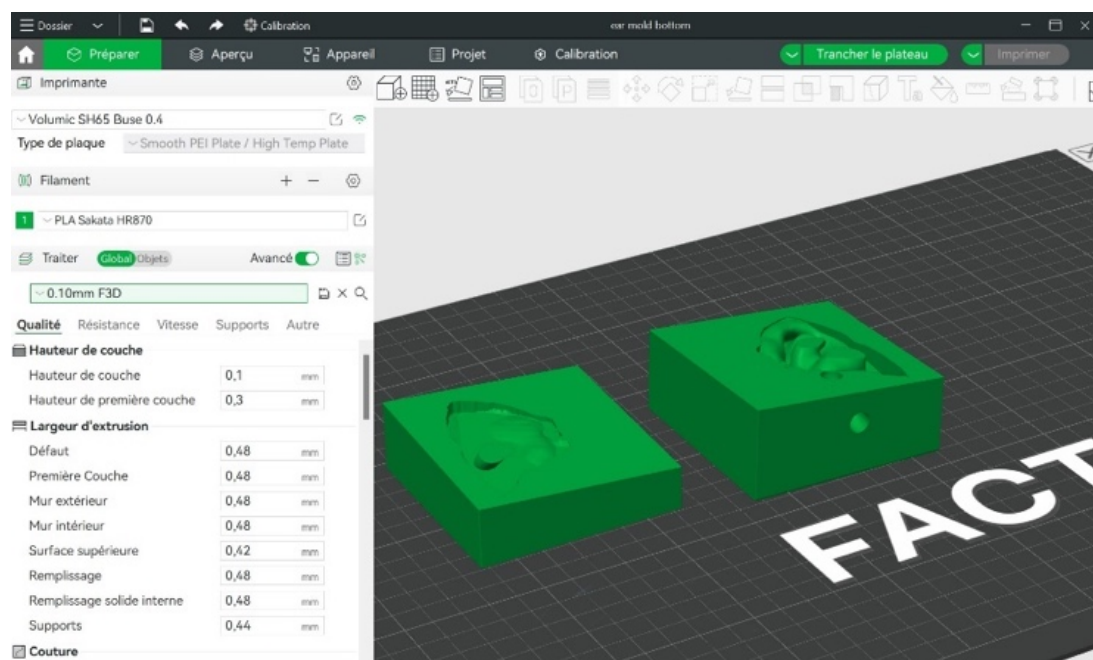


Figure 87 : Configuration des paramètres d'impression des 2 parties du moule dans le logiciel Bambu Studio.

Type de ligne	Durée	Pour cent	Filament utilisé	Afficher
Mur intérieur	50m39s	13,8%	4,05 m 12,08 g	✓
Mur extérieur	1h28m	23,9%	4,12 m 12,28 g	✓
Mur en surplomb	18s	<0.1%	0,00 m 0,01 g	✓
Remplissage	1h3m	17,1%	18,96 m 56,55 g	✓
Remplissage solide interne	1h19m	21,5%	4,15 m 12,37 g	✓
Surface supérieure	20m9s	5,5%	0,49 m 1,45 g	✓
Surface inférieure	6m20s	1,7%	1,36 m 4,05 g	✓
Pont	9m9s	2,5%	0,26 m 0,78 g	✓
Skirt	11s	<0.1%	0,03 m 0,08 g	✓
Supports	5m32s	1,5%	0,19 m 0,55 g	✓
Déplacement	45m15s	12,3%		
Se rétracter				
Annuler le retrait				
Nettoyer				
Coutures				✓

Informations Tranchage		
Total Filament:	33,60 m	100,21 g
Model Filament:	33,41 m	99,66 g
Coût:	2,00	
Temps de préparation:	4s	
Temps d'impression du modèle:	6h7m	
Durée totale:	6h7m	

Figure 88 : Estimation de la consommation de filament PLA et du temps d'impression du modèle final du moule, donnée par le logiciel Bambu Studio.



Figure 89 : Les deux moitiés du moule après impression et post-traitement.

Les étapes suivantes de fabrication, de mise en place et de fixation de l'épithèse auriculaire sont en cours de réalisation.

Après l'impression du moule, celui-ci sera utilisé pour couler le silicone liquide à travers un canal d'injection généré par le logiciel Meshmixer. Une fois le silicone durci, le moule sera retiré afin d'obtenir la pièce finale. La prothèse sera ensuite colorée selon la teinte de peau souhaitée et fixée à l'aide d'un adhésif cutané biocompatible de qualité médicale, assurant une adhérence sécurisée.

3. Modélisation et impression 3D de modèles anatomiques :

- Modèles de vertèbres lombaires :

L'acquisition scannographique a permis de réaliser la modélisation 3D de vertèbres à partir d'un fichier DICOM d'un scanner du rachis en reconstruction VRT (volume rendering technique).

Les données numériques ont été traitées dans un logiciel de segmentation 3D, permettant l'isolation des vertèbres lombaires, le nettoyage des artefacts et la préparation du maillage pour l'impression.

Les modèles 3D ainsi générés sont par la suite importés dans le logiciel de tranchage 3D Sprint pour configurer les paramètres d'impression.

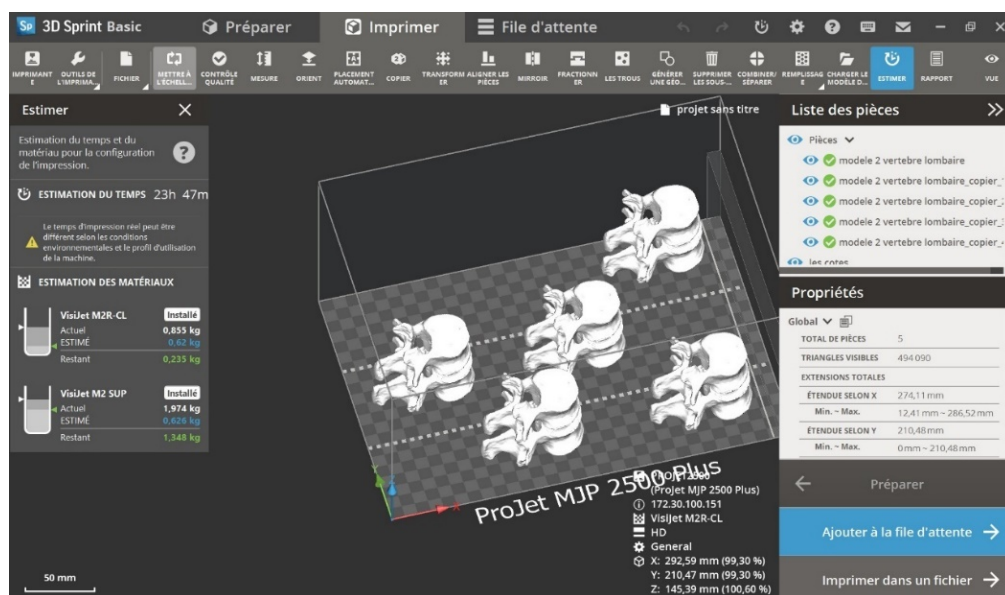


Figure 90 : Configuration des paramètres d'impression à l'aide du logiciel de tranchage 3D Sprint.



Figure 91 : Les modèles anatomiques de vertèbres après impression et post-traitement.

Les modèles de vertèbres ont été imprimés à l'aide de l'imprimante « Projet MJP 2500 » en utilisant de la résine Visijet, l'estimation de la consommation du matériel est de 0,62 kg pour le Visijet M2R-CL et de 0,626 Kg pour le Visijet M2 SUP, avec un Temps d'impression estimé à 23 h 47 min.

Dans le cadre du Congrès annuel « Journées Franco-Marocaines de Radiologie », organisé par la Société Marocaine de Radiologie, l'équipe du laboratoire a participé à l'événement en animant un stand dédié à l'enseignement des techniques de biopsies osseuses, à l'aide de modèles de pelvis osseux et de vertèbres imprimés au laboratoire d'anatomie.

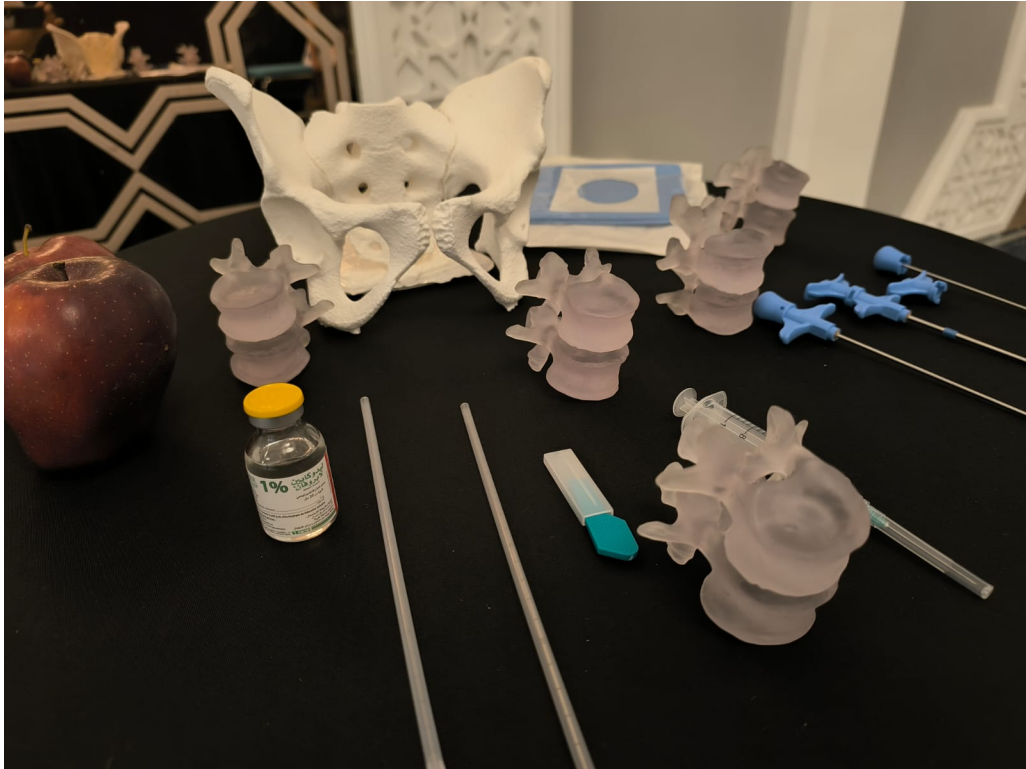


Figure 92 : Stand dédié à la démonstration des techniques de biopsies osseuses de l'équipe du laboratoire d'anatomie, lors des Journées Franco-Marocaines de Radiologie, utilisant des modèles de vertèbres imprimés en 3D.

- **Modélisation et impression 3D d'un modèle anatomique de scapula à partir d'une maquette anatomique :**

La numérisation 3D a été faite grâce au scanner 3D shining 3D EinScan SE V2, après capture des images, le logiciel EXSCAN S a permis l'optimisation et le traitement des données numériques.



Figure 93 : Image illustrant l'acquisition numérique du modèle de scapula à l'aide du scanner Shining 3D EinScan-SE V2.

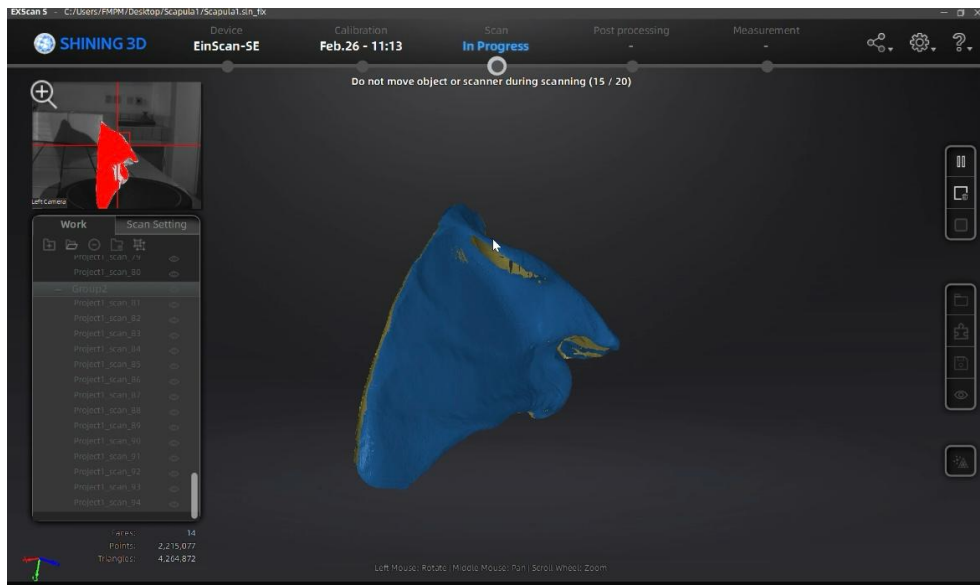


Figure 94 : Traitement du modèle numérique à l'aide du logiciel EXScan S. L'impression a été réalisée à l'aide de l'imprimante Projet MJP 2500, en utilisant la résine translucide Figure 4 HI TEMP 300-AMB.

Le fichier STL est ensuite exporté dans le logiciel de tranchage 3D Sprint afin de configurer les paramètres d'impression.

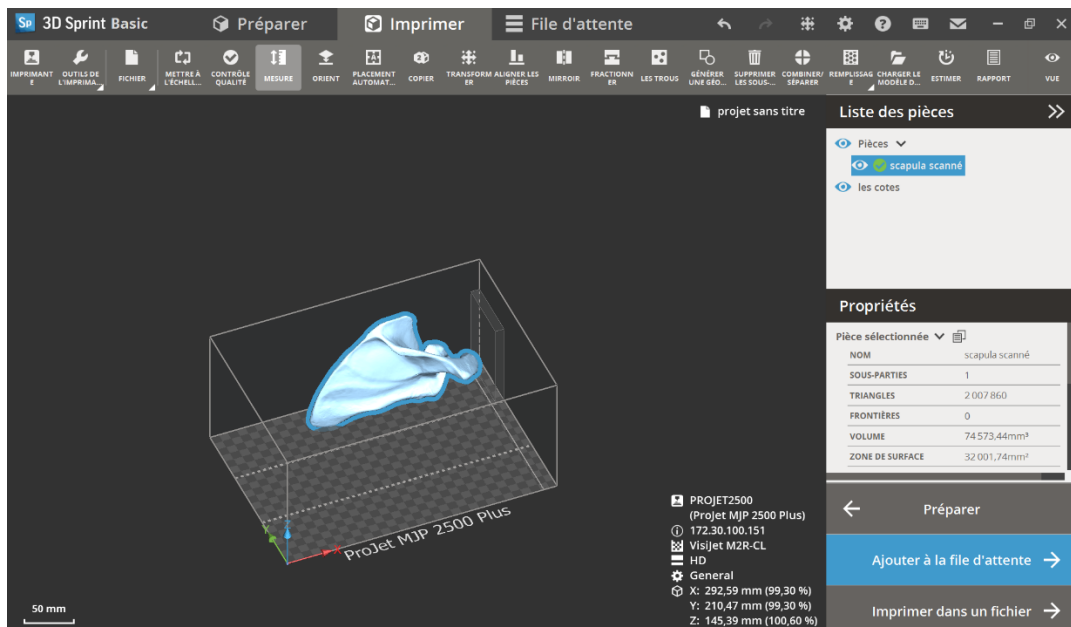


Figure 95 : Configuration des paramètres d'impression dans le logiciel 3D Sprint.

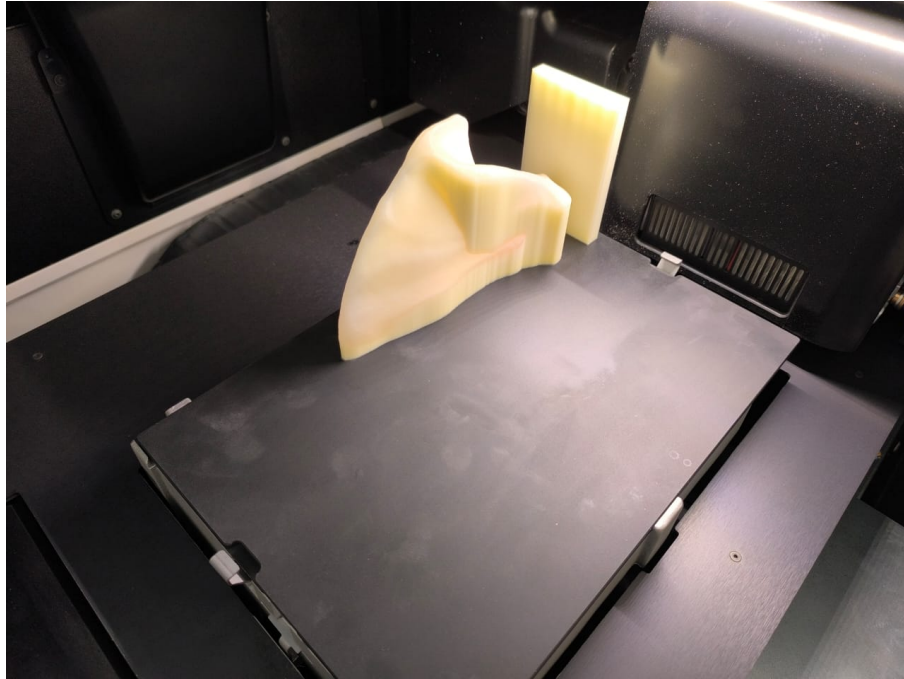


Figure 96 : Pièce imprimée sur le plateau d'impression.



Figure 97 : Résultat final d'impression après post-traitement.

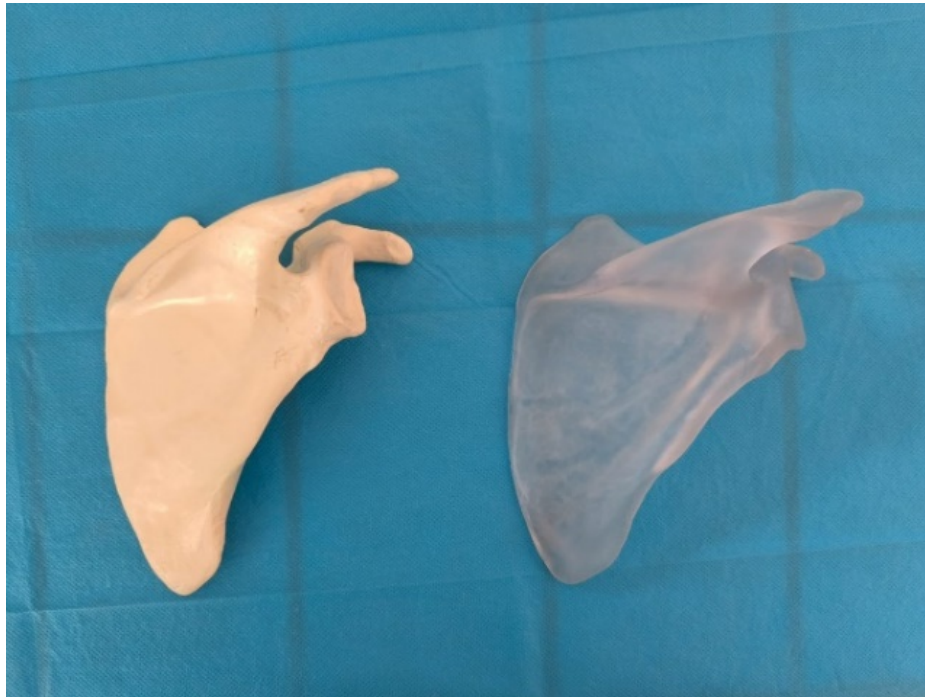


Figure 98 : Image de la maquette anatomique à gauche, et le modèle imprimé à droite.

▪ **Modèle anatomique de pelvis osseux :**

À partir des données scanographiques, la modélisation du pelvis osseux a été réalisée selon les étapes précédemment décrites pour les modèles de vertèbres.

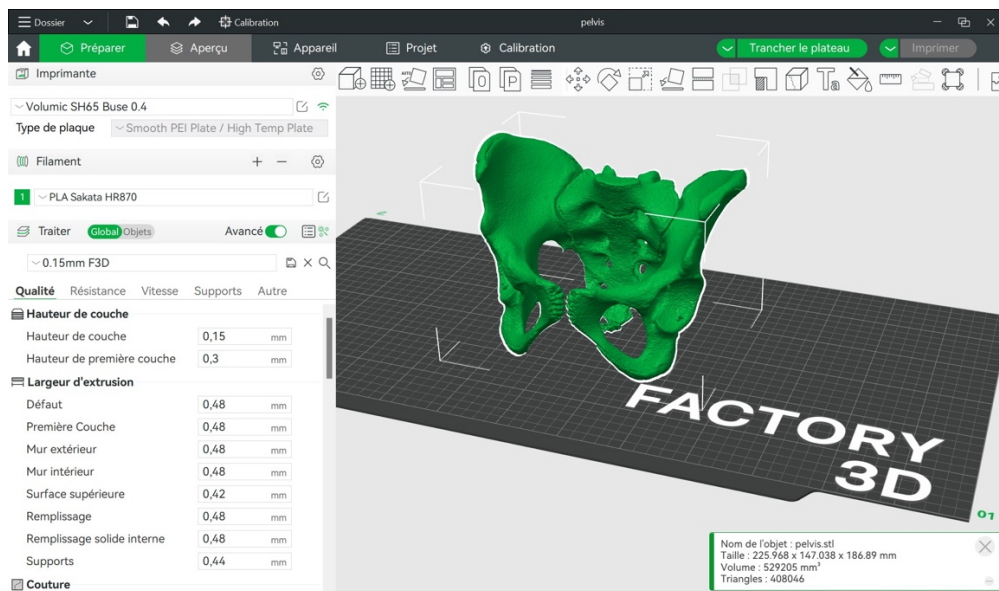


Figure 99 : Configuration des paramètres d'impression dans le logiciel de tranchage Bambu Studio.

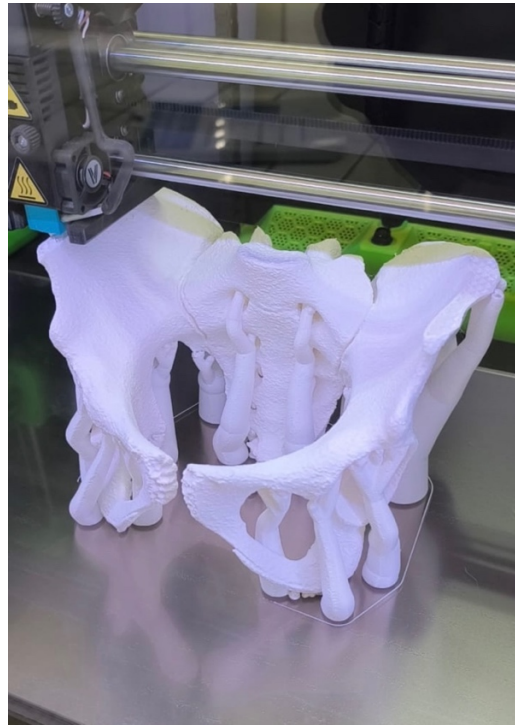


Figure 100 : Modèle de pelvis osseux en cours d'impression avec l'imprimante Volumic Stream SH65, utilisant du filament PLA.

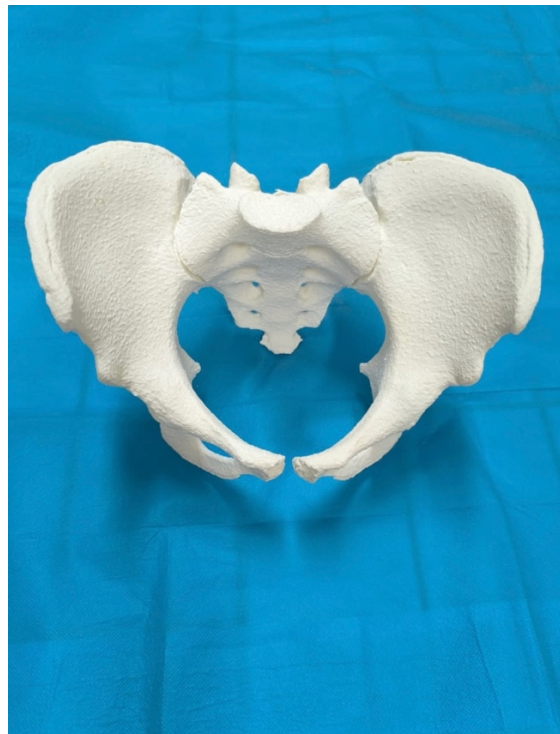


Figure 101 : Résultat final après impression et post-traitement.



**Figure 103 : Modèle anatomique de main imprimée en résine transparente avec l'imprimante
Projet MJP 2500.**



**Figure 104: Modèle anatomique de cœur imprimé en résine transparente avec l'imprimante
Projet MJP 2500.**

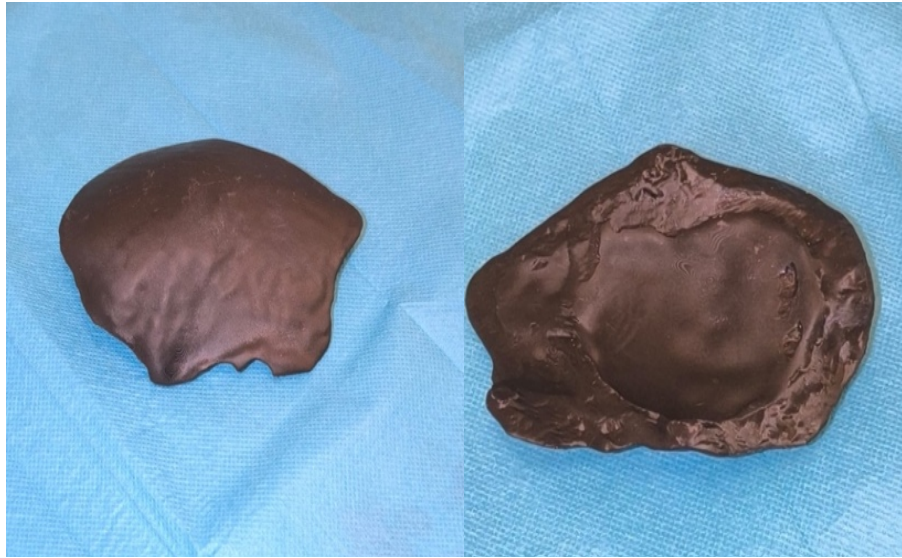


Figure 105 : Modèle anatomique d'os pariétal imprimé en résine noire avec l'imprimante Figure 4 Standalone.



Figure 106 : Modèle anatomique d'oreille externe imprimé en Filament PLA avec l'imprimante Volumic Stream SH65.



Figure 107 : Modèle d'os malaire imprimé en résine noire avec l'imprimante Figure 4 standalone.

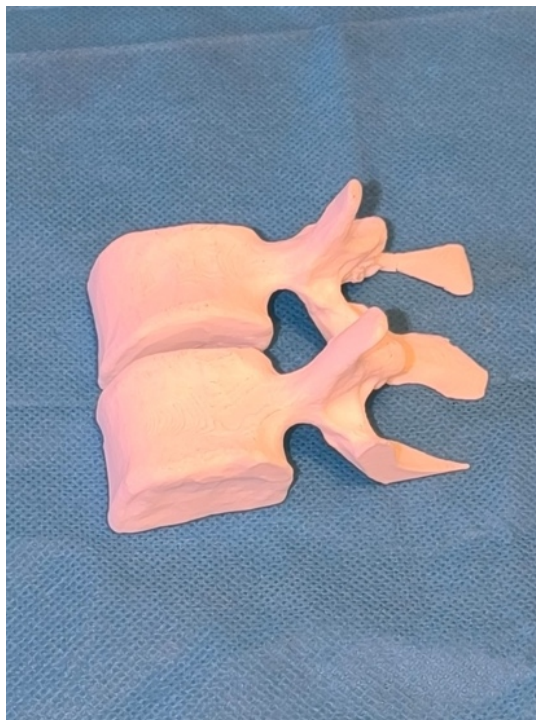


Figure 108 : Modèle anatomique d'hémi-vertèbres imprimé en filament PLA avec l'imprimante Volumic Stream SH65

IV. Traçabilité et gestion des modèles imprimés à usage médical :

Les modèles imprimés à des fins cliniques font l'objet d'une demande d'impression initiée par le médecin prescripteur. Celle-ci est ensuite examinée au cours d'une concertation interdisciplinaire, permettant de confirmer la pertinence clinique de l'indication, de définir les objectifs du modèle ainsi que le protocole technique d'impression 3D le plus adapté.

Une fois réalisés, les modèles sont systématiquement consignés dans un registre dédié. Ce registre comporte l'ensemble des informations nécessaires à une traçabilité complète : identité et ID du patient, nom du médecin prescripteur, du modélisateur responsable de la reconstruction anatomique et de l'opérateur ayant assuré l'impression. Il inclut également les paramètres techniques utilisés, notamment le type d'imprimante, le matériau d'impression, ainsi que la signature du médecin prescripteur et de l'opérateur, attestant de la validation et de la responsabilité à chaque étape du processus.

L'ensemble de ces données garantit une traçabilité conforme aux exigences réglementaires en matière de dispositifs médicaux personnalisés. Il permet non seulement d'assurer un suivi rigoureux des modèles produits, mais aussi de documenter chaque étape du processus en cas d'audit, d'évaluation de qualité ou d'événement indésirable, offrant ainsi un cadre sécurisé, transparent et reproductible.

N°ordre	I.D. (CHU)	Nom Patient	Modèle imprimé	Médecin Prescripteur	Modèle utilisé (Matériau)	Imprimante utilisée	Reçu par (Date)
1/2025		[Redacted]	5 vertèbres lombaires pour OUI prothèse	R. Haggani	R. Haggani	R. Boucraoui • Projet 3500 • Résine Temporelle	Dr. EL HAJJA Rég. de Diagnostic et Interventionnelle 13/16/2025
2/2025		[Redacted]	Relevé osseux pour OUI prothèse	"	"	R. Boucraoui • Volume S1665 • Filament P10	"
3/2025		[Redacted]	Scapule (maquette pour chirurgie)	"	R. Boucraoui (S. avec non lamination)	R. Boucraoui • Projet 3500 • Résine Temporelle	Bon laboratoire dentaire 4/15/2025 maquette pour T.Oef cours
4/2025		[Redacted]	bras gauche	R. Boucraoui (RCH)	R. Haggani	" • Volume S1665 • Filament P10	Dr. Hamidi/Moushri SSAMA
6/2025		[Redacted]	Cranioplastie	R. Abdoulaye R. Zoumal	R. Haggani	" "	Dr. El Hajja Rég. de Diagnostic et Interventionnelle 13/16/2025

Figure 109 : Registre des modèles imprimés.

V. Coûts liés à l'impression 3D :

L'estimation des coûts liés à l'impression 3D dans notre laboratoire nécessite une analyse globale incluant les dépenses d'acquisition et d'entretien des équipements (imprimantes et accessoires), le coût des matériaux d'impression consommés, les pertes associées aux essais et aux échecs d'impression, ainsi que le temps-machine nécessaire à la production.

Les prix des imprimantes, frais de port inclus, sont estimés entre 100 000 et 110 000 MAD pour la Volumic Stream SH65, entre 375 000 et 400 000 MAD pour la Figure 4 Standalone, et entre 640 000 et 700 000 MAD pour la Projet MJP 2500.

Concernant les consommables, le coût moyen des bobines de filament PLA HR870 se situe entre 300 et 400 MAD/kg (source : *Filament2Print*), tandis que celui des résines d'impression varie entre 3 000 et 5 000 MAD/kg (source : *CoreAdditive*), frais de port inclus.

Il convient également de prendre en compte le coût des équipements de post-traitement et des accessoires indispensables au bon déroulement du processus d'impression 3D. À titre indicatif, le système de nettoyage à vapeur EasyClean est proposé à environ 1 675 USD (soit près de 16 700 MAD, selon *Cadblu*), le nettoyeur à ultrasons BPAC 6 L est affiché en France autour de 300 € (\approx 3 300 MAD), tandis que le système de post-durcissement NextDent LC-3D Print Box est commercialisé à environ 1 800 USD (\approx 17 000 MAD), hors frais d'importation et de transport.

Pour estimer le coût moyen d'impression d'un modèle 3D, il est nécessaire de considérer le coût horaire d'utilisation de l'imprimante, le coût matière proportionnel à la masse de matériau consommée, ainsi que les frais liés au post-traitement (nettoyage, polymérisation, stérilisation et contrôle qualité). Cependant, comme il demeure difficile d'évaluer avec précision l'ensemble de ces paramètres — les consommations variant selon la taille, le matériau et le niveau de détail du modèle —, il est souvent plus pertinent d'estimer le coût global sur la base du poids du matériau imprimé, qui représente la composante la plus mesurable et significative. Cette approche peut être affinée par l'ajout d'un coefficient de majoration prenant en compte les pertes de matière en début ou en fin d'impression, de manière à refléter plus fidèlement le coût réel de production.



CONCLUSION



La médecine, domaine en constante évolution, bénéficie aujourd'hui des avancées offertes par l'impression 3D, qui se manifeste concrètement dans diverses disciplines cliniques. Cette technologie joue un rôle clé dans la planification préopératoire, la simulation d'interventions complexes et la formation médicale, en offrant des outils adaptés à l'enseignement et à l'entraînement pratique. Elle permet également la fabrication d'instruments et d'implants personnalisés, ouvrant la voie à une prise en charge plus individualisée des patients.

Ainsi, l'impression 3D ne se limite plus à une innovation expérimentale, mais est désormais appelée à s'ancrer durablement dans le domaine médical, permettant l'amélioration des pratiques médicales et présentant un potentiel d'expansion dans un nombre croissant de spécialités et de centres de soins à travers le monde.

Dans ce contexte, l'intégration de l'impression 3D au sein de notre laboratoire constitue une initiative particulièrement prometteuse. Elle a offert l'opportunité de maîtriser l'ensemble du processus, depuis la modélisation jusqu'à la production des modèles, tout en soulignant la nécessité d'une utilisation rigoureuse et méthodique de cette technologie.

Cependant, avant que l'impression 3D ne trouve une application clinique étendue, il est nécessaire de familiariser progressivement les praticiens avec ses usages et de standardiser les outils ainsi que les protocoles employés à chaque étape du processus. Cette standardisation garantit la fidélité optimale des modèles destinés aux diverses applications cliniques. Une telle approche contribuera à améliorer la qualité des soins tout en facilitant l'adoption progressive et sécurisée de la fabrication additive dans la pratique médicale quotidienne.



PERSPECTIVES



L'unité de modélisation et d'impression 3D de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Marrakech représente une avancée majeure dans l'intégration des technologies innovantes au sein des pratiques de soins. Cette initiative illustre la volonté d'adapter les structures hospitalières aux évolutions technologiques contemporaines et d'exploiter pleinement le potentiel de la fabrication additive dans le domaine biomédical.

Malgré des résultats prometteurs obtenus jusqu'à présent, la demande en impression 3D médicale demeure encore limitée, en partie en raison d'une méconnaissance, notamment parmi les praticiens, de ses applications concrètes, de son processus de mise en œuvre et de ses bénéfices pour la planification thérapeutique, la conception de dispositifs personnalisés et la formation médicale. Dans ce contexte, la mise en place de programmes de formation continue, de séminaires interdisciplinaires et de stages pratiques au sein des unités hospitalières contribuera à une meilleure appropriation de la technologie et à son intégration efficace dans la pratique clinique.

Il apparaît également essentiel de renforcer la collaboration interdisciplinaire entre radiologues, chirurgiens, ingénieurs biomédicaux et physiciens médicaux, afin de développer des protocoles harmonisés pour la conception, la validation et l'utilisation des modèles anatomiques et des dispositifs médicaux imprimés. Une telle coopération garantirait le respect des normes de sécurité et de qualité des prothèses et implants produits, assurant ainsi leur fiabilité et la protection des patients.

Parallèlement, Le développement d'une plateforme nationale modélisation médicale centralisant un référentiel numérique de modèles anatomiques constitue une étape stratégique pour soutenir l'enseignement, la formation et la planification médicale au sein des hôpitaux et des facultés de santé, tout en garantissant le respect des normes de sécurité et de qualité, et l'harmonisation des pratiques.

La réduction des coûts, par l'optimisation des matériaux, des technologies et des partenariats stratégiques, ainsi que l'évaluation continue de l'impact clinique et organisationnel à travers des indicateurs de performance et des retours d'expérience, contribuera à la pérennité et à la crédibilité scientifique de l'unité.

Le renforcement de la coopération internationale et des échanges scientifiques, à travers la participation à des projets de recherche multicentriques, des congrès et la publication dans des revues internationales, représente un moyen essentiel de stimuler le partage de connaissances, de favoriser l'innovation collaborative et d'enrichir les activités du laboratoire par l'intégration des avancées scientifiques mondiales.

Enfin, il importe de suivre de près les avancées technologiques futures, notamment dans le domaine de la bio-impression, susceptible d'ouvrir la voie à la production d'organes et de tissus biologiques, et d'offrir ainsi de nouvelles perspectives en matière de médecine personnalisée et régénérative.



Annexes



Guide pratique des étapes de numérisation et d'impression 3D avec le matériel du laboratoire d'anatomie :

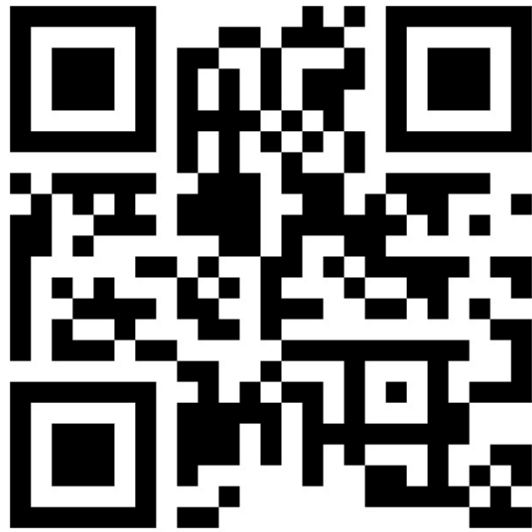
Cette thèse propose un guide pratique écrit, présenté dans le chapitre : « **Déroulement du processus d'impression 3D au sein de l'unité de modélisation et d'impression 3D** », accompagné d'une illustration audiovisuelle sous forme de vidéos, réalisées au sein de l'unité de modélisation et d'impression 3D de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Marrakech, illustrant de manière pratique les procédures décrites dans le guide écrit.

Ci-après, **les codes QR** donnant accès aux vidéos réalisées :

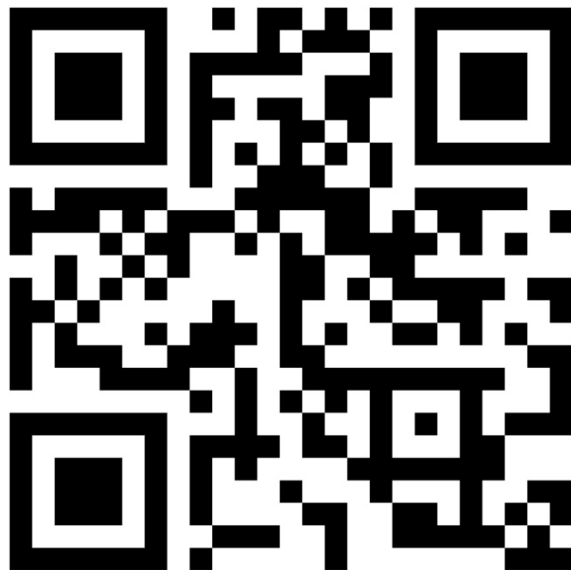
- **Etapes d'impression 3D avec l'imprimante Volumic Stream SH65 :**



- Etapas d'impression 3D avec l'imprimante Figure 4 Standalone :



- Etapas d'impression 3D avec l'imprimante Projet MJP 2500 :



- Numérisation 3D avec le scanner Shining 3D EINSCAN S2 V2 :



Ces vidéos illustrent de manière détaillée les étapes et les modes d'impression des imprimantes disponibles au laboratoire d'anatomie, depuis la modélisation numérique jusqu'aux étapes de post-traitement des pièces.



RESUMES



Résumé :

L'impression 3D s'est imposée comme une technologie transformative en médecine, favorisant une approche plus personnalisée, précise et centrée sur le patient. Ses applications couvrent de nombreuses spécialités médicales, avec un impact notable en chirurgie maxillo-faciale, neurochirurgie, chirurgie orthopédique et traumatologique et chirurgie reconstructive. Cette thèse vise à mettre en évidence le potentiel pédagogique et clinique de l'impression 3D, en soulignant son rôle dans la planification chirurgicale, la simulation d'interventions chirurgicales et la formation des professionnels de santé.

Nous présentons dans ce travail les différentes étapes du processus d'impression 3D, depuis la modélisation numérique jusqu'à la production finale, ainsi que les matériaux et techniques actuellement utilisés dans la pratique clinique.

Dans ce cadre, l'unité de modélisation et d'impression 3D créée au laboratoire d'anatomie de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Marrakech vise à intégrer cette technologie dans les pratiques médicales quotidiennes, en favorisant une approche pratique et expérimentale pour les professionnels de santé.

Cette thèse sert également de guide pour familiariser les praticiens aux outils et méthodes de l'impression 3D, en les impliquant activement dans le processus de production au sein du laboratoire, leur permettant ainsi de participer concrètement à l'extension de son usage et à sa diffusion dans les établissements hospitaliers.

En conclusion, cette thèse souligne l'importance d'intégrer l'impression 3D dans la pratique clinique, en mettant en avant ses avantages en termes de réduction des coûts, de gain de temps, de diminution des risques et d'amélioration de la précision des soins aux patients, tout en abordant les défis techniques et organisationnels à surmonter pour garantir son adoption dans le cadre des pratiques médicales courantes à grand échelle.

Abstract :

3D printing has emerged as a transformative technology in medicine, enabling a shift toward more personalized, precise, and patient-centered care. Its applications have been demonstrated across numerous medical specialties, particularly in maxillofacial surgery, neurosurgery, trauma and orthopedic surgery, and reconstructive surgery. This thesis aims to emphasize both the pedagogical and clinical potential of 3D printing, highlighting its role not only in surgical planning and preparation but also in medical education and professional training.

The thesis presents the complete 3D printing workflow, from digital model creation and design to the actual printing process, discussing the various materials and technologies currently in use.

In this context, the 3D modeling and printing unit established within the Anatomy Laboratory of the Faculty of Medicine and Pharmacy of Marrakech aims to integrate this technology into everyday medical practice, promoting a hands-on and experimental approach for healthcare professionals.

This thesis also serves as a guide to familiarize practitioners with 3D printing tools and methods, actively involving them in the production process within the laboratory and enabling them to contribute directly to the expansion and dissemination of its use across healthcare institutions.

In conclusion, the thesis highlights the importance of incorporating 3D printing into clinical practice, highlighting its benefits in cost-effectiveness, time efficiency, risk reduction, and enhanced precision in patient care, while also addressing the technical and operational challenges that must be overcome to ensure its successful routine use in healthcare settings.

ملخص

تُعدّ الطباعة ثلاثية الأبعاد اليوم تقنيةً لا غنى عنها في المجال الطبي، إذ تتيح اعتماد نهج دقيق وتقديم رعاية طبية مخصصة تتوافق مع الاحتياجات الخاصة لكل مريض. وتمتد تطبيقاتها لتشمل العديد من التخصصات، بما في ذلك جراحة الوجه والفكين، وجراحة الأعصاب، وجراحة العظام، والجراحة التجميلية وتهدف هذه الأطروحة إلى استكشاف الإمكانيات التعليمية والسريرية للطباعة ثلاثية الأبعاد، مع التركيز على دورها في التخطيط الجراحي، ومحاكاة التدخلات، وتدريب المتخصصين في الرعاية الصحية يستعرض هذا العمل مراحل عملية الطباعة ثلاثية الأبعاد بدءًا من النمذجة الرقمية وصولاً إلى الإنتاج النهائي، مع توضيح المواد والتقنيات المستخدمة حاليًا في الممارسة السريرية وفي هذا السياق، يسعى قسم النمذجة والطباعة ثلاثية الأبعاد، الذي أنشئ في مختبر التشريح بكلية الطب والصيدلة بمراكش، إلى دمج هذه التقنية في الممارسات الطبية اليومية، من خلال تقديم تجربة عملية وتجريبية لتكوين المتخصصين في الرعاية الصحية كما تُقدّم الأطروحة دليلًا لتعريف الممارسين بأدوات وأساليب الطباعة ثلاثية الأبعاد، من خلال إشراكهم مباشرة في عملية الإنتاج داخل المختبر، مما يمكنهم من المساهمة في توسيع استخدام التقنية ونشرها داخل المؤسسات الصحية وفي الختام، تؤكد الأطروحة على أهمية دمج الطباعة ثلاثية الأبعاد في الممارسة السريرية، مبيّنةً فوائدها في خفض التكاليف، وتوفير الوقت، وتقليل المخاطر، وتحسين دقة الرعاية المقدمة للمرضى، مع الإشارة إلى التحديات التقنية والتنظيمية التي يجب مواجهتها لضمان اعتمادها على نطاق واسع في الممارسات الطبية اليومية



BIBLIOGRAPHIE



1. **Tetsuka H, Shin SR.**
Materials and Technical Innovations in 3D Printing in Biomedical Applications.
J Mater Chem B. 21 avr 2020;8(15):2930-50.
2. **Shahrubudin N, Lee TC, Ramlan R.**
An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications.
Procedia Manuf. 2019;35:1286-96.
3. **Zhang J, Hu Q, Wang S, Tao J, Gou M.**
Digital Light Processing Based Three-dimensional Printing for Medical Applications.
Int J Bioprinting. 28 nov 2019;6(1):242.
4. **Huang J, Qin Q, Wang J.**
A Review of Stereolithography: Processes and Systems.
Processes. sept 2020;8(9):1138.
5. **Melchels FPW, Feijen J, Grijpma DW.**
A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering.
Biomaterials. août 2010;31(24):6121-30.
6. **Kim GB, Lee S, Kim H, Yang DH, Kim YH, Kyung YS, et al.**
Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology.
Korean J Radiol. 2016;17(2):182-97.
7. **Li W, Wang M, Ma H, Chapa-Villarreal FA, Lobo AO, Zhang YS.**
Stereolithography apparatus and digital light processing-based 3D bioprinting for tissue fabrication.
iScience. 24 janv 2023;26(2):106039.
8. **Grivet-Brancot A, Boffito M, Ciardelli G.**
Use of Polyesters in Fused Deposition Modeling for Biomedical Applications.
Macromol Biosci. 2022;22(10):2200039.
9. **Parvanda R, Kala P, Sharma V.**
Bibliometric Analysis-Based Review of Fused Deposition Modeling 3D Printing Method (1994-2020).
3D Print Addit Manuf. 1 févr 2024;11(1):383-405.
10. **Lupone F, Padovano E, Casamento F, Badini C.**
Process Phenomena and Material Properties in Selective Laser Sintering of Polymers: A Review.
Materials. 27 déc 2021;15(1):183.

11. Mazzoli A.

Selective laser sintering in biomedical engineering.
Med Biol Eng Comput. mars 2013;51(3):245-56.

12. Gokuldoss PK, Kolla S, Eckert J.

Additive Manufacturing Processes: Selective Laser Melting, Electron Beam Melting and Binder Jetting—Selection Guidelines.
Materials. 19 juin 2017;10(6):672.

13. Chokshi S, Gangatirkar R, Kandi A, DeLeonibus M, Kamel M, Chadalavada S, et al.

Medical 3D Printing Using Material Jetting: Technology Overview, Medical Applications, and Challenges.
Bioengineering. 28 févr 2025;12(3):249.

14. Mostafaei A, Elliott AM, Barnes JE, Li F, Tan W, Cramer CL, et al.

Binder jet 3D printing—Process parameters, materials, properties, modeling, and challenges.
Prog Mater Sci. 1 juin 2021;119:100707.

15. Král'J, Dzuro T, Debski H.

Applying Binder Jetting Technology to 316L Stainless Steel Materials and Testing Its Mechanical and Dimensional Properties Depending on the Printing Method.
Materials. janv 2024;17(17):4400.

16. Dassault Systèmes [Internet].

Sheet Lamination: What it is and how it works. c. 2021 [cité 10 juill. 2025]. Disponible sur: <https://www.3ds.com/make/guide/process/sheet-lamination>

17. Zhou L, Miller J, Vezza J, Mayster M, Raffay M, Justice Q, et al.

Additive Manufacturing: A Comprehensive Review.
Sensors. 23 avr 2024;24(9):2668.

18. Kelly C, Adams SBJ.

3D Printing Materials and Technologies for Orthopaedic Applications.
J Orthop Trauma. avr 2024;38(4S):S9.

19. Wasti S, Adhikari S.

Use of Biomaterials for 3D Printing by Fused Deposition Modeling Technique: A Review.
Front Chem. 2020;8:315.

20. Iftekar SF, Aabid A, Amir A, Baig M.

Advancements and Limitations in 3D Printing Materials and Technologies: A Critical Review.
Polymers. janv 2023;15(11):2519.

21. **Shahar FS, Sultan MTH, Grzejda R, Łukaszewicz A, Oksiuta Z, Krishnamoorthy RR.**
Harnessing the Potential of Natural Composites in Biomedical 3D Printing.
Materials. janv 2024;17(24):6045.
22. **Murphy SV, Atala A.**
3D bioprinting of tissues and organs.
Nat Biotechnol. août 2014;32(8):773-85.
23. **Kafle A, Luis E, Silwal R, Pan HM, Shrestha PL, Bastola AK.**
3D/4D Printing of Polymers: Fused Deposition Modelling (FDM), Selective Laser Sintering (SLS), and Stereolithography (SLA).
Polymers. 15 sept 2021;13(18):3101.
24. **Moussasoft [Internet].**
Guide complet de l'impression 3D FDM. 2023 [cité 13 juill. 2025]. Disponible sur :
<https://www.moussasoft.com/guide-complet-de-limpression-3d-fdm/>
25. **Zhou L, Miller J, Vezza J, Mayster M, Raffay M, Justice Q, et al.**
Additive Manufacturing: A Comprehensive Review.
Sensors. janv 2024;24(9):2668.
26. **Brumpt E, Bertin E, Tatu L, Louvrier A.**
3D printing as a pedagogical tool for teaching normal human anatomy: a systematic review.
BMC Med Educ. 20 oct 2023;23(1):783.
27. **McMenamin PG, Hussey ,Daniel, Chin ,Daniel, Alam ,Waafiq, Quayle ,Michelle R., Coupland ,Sarah E., et al.**
The reproduction of human pathology specimens using three-dimensional (3D) printing technology for teaching purposes.
Med Teach. 1 févr 2021;43(2):189-97.
28. **Langridge B, Momin S, Coumbe B, Woin E, Griffin M, Butler P.**
Systematic Review of the Use of 3-Dimensional Printing in Surgical Teaching and Assessment.
J Surg Educ. janv 2018;75(1):209-21.
29. **Tasaka A, Matsunaga S, Odaka K, Ishizaki K, Ueda T, Abe S, Yamashita S, Sakurai K.**
Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing.
Journal of Prosthodontic Research. 2019 [cité 16 juill. 2025]. Disponible sur:
https://www.researchgate.net/publication/329868390_Accuracy_and_retention_of_denture_base_fabricated_by_heat_curing_and_additive_manufacturing

30. **Al-Harbi SA, Sun AYT.**
Implant placement accuracy when using stereolithographic template as a surgical guide: Preliminary results.
Implant Dent. févr 2009;18(1):46-56.
31. **Herschdorfer L, Negreiros WM, Gallucci GO, Hamilton A.**
Comparison of the accuracy of implants placed with CAD-CAM surgical templates manufactured with various 3D printers: An in vitro study.
J Prosthet Dent. 1 juin 2021;125(6):905-10.
32. **Kim JE, Kwon DH, Kim JH, Shim JS.**
A digital implant custom tray fabrication method using the design process for simulating the position of the impression copings and 3D printing technology.
J Prosthet Dent. avr 2019;121(4):566-70.
33. **Suh H, Lee D, Lee J, Seol YJ, Lee YM, Koo KT.**
Comparative evaluation of 3D-printed and conventional implants in vivo: a quantitative microcomputed tomographic and histomorphometric analysis.
Sci Rep. 29 nov 2023;13(1):21041.
34. **Huang S, Wei H, Li D.**
Additive manufacturing technologies in the oral implant clinic: A review of current applications and progress.
Front Bioeng Biotechnol. 20 janv 2023;11:1100155.
35. **Maspero C, Tartaglia GM.**
3D Printing of Clear Orthodontic Aligners: Where We Are and Where We Are Going.
Materials. 18 nov 2020;13(22):5204.
36. **Rus F, Neculau C, Imre M, Duica F, Popa A, Moisa RM, et al.**
Polymeric Materials Used in 3DP in Dentistry—Biocompatibility Testing Challenges.
Polymers. janv 2024;16(24):3550.
37. **Lin AY, Yarholar LM.**
Plastic Surgery Innovation with 3D Printing for Craniomaxillofacial Operations.
Mo Med. 2020;117(2):136-42.
38. **Lin HH, Lonic D, Lo LJ.**
3D printing in orthognathic surgery – A literature review.
J Formos Med Assoc. 1 juill 2018;117(7):547-58.

39. **Postl L, Mücke T, Hunger S, Wuersching SN, Holberg S, Bissinger O, et al.**
Biopsies of osseous jaw lesions using 3D-printed surgical guides: a clinical study.
Eur J Med Res. 2 juill 2022;27:104.

40. **Maloca PM, Tufail A, Hasler PW, Rothenbuehler S, Egan C, Ramos de Carvalho JE, et al.**
3D printing of the choroidal vessels and tumours based on optical coherence tomography.
Acta Ophthalmol (Copenh). 2019;97(2):e313-6.

41. **Furdová A, Sramka M, Thurzo A, Furdová A.**
Early experiences of planning stereotactic radiosurgery using 3D printed models of eyes with uveal melanomas.
Clin Ophthalmol Auckl NZ. 31 janv 2017;11:267-71.

42. **Tsui JKS, Bell S, Cruz L da, Dick AD, Sagoo MS.**
Applications of three-dimensional printing in ophthalmology.
Surv Ophthalmol. 1 juill 2022;67(4):1287-310.

43. **Tan G, Ioannou N, Mathew E, Tagalakis AD, Lamprou DA, Yu-Wai-Man C.**
3D printing in Ophthalmology: From medical implants to personalised medicine.
Int J Pharm. 25 sept 2022;625:122094.

44. **Balters L, Reichl S.**
3D bioprinting of corneal models: A review of the current state and future outlook.
J Tissue Eng. 15 sept 2023;14:20417314231197793.

45. **Wu KY, Osman R, Kearn N, Kalevar A.**
Three-Dimensional Bioprinting for Retinal Tissue Engineering.
Biomimetics. 1 déc 2024;9(12):733.

46. **Culmone C, Lussenburg K, Alkemade J, Smit G, Sakes A, Breedveld P.**
A Fully 3D-Printed Steerable Instrument for Minimally Invasive Surgery.
Materials. 20 déc 2021;14(24):7910.

47. **Ploch CC, Mansi CSSA, Jayamohan J, Kuhl E.**
Using 3D Printing to Create Personalized Brain Models for Neurosurgical Training and Preoperative Planning.
World Neurosurg. 1 juin 2016;90:668-74.

48. **Ryan JR, Almefty KK, Nakaji P, Frakes DH.**
Cerebral Aneurysm Clipping Surgery Simulation Using Patient-Specific 3D Printing and Silicone Casting.
World Neurosurg. avr 2016;88:175-81.

49. **Dho YS, Lee D, Ha T, Ji SY, Kim KM, Kang H, et al.**
Clinical application of patient-specific 3D printing brain tumor model production system for neurosurgery.
Sci Rep. 26 mars 2021;11:7005.

50. **Kaneko N, Ullman H, Ali F, Berg P, Ooi YC, Tateshima S, et al.**
In Vitro Modeling of Human Brain Arteriovenous Malformation for Endovascular Simulation and Flow Analysis.
World Neurosurg. 1 sept 2020;141:e873-9.

51. **Zhou L, Wang W, Li Z, Wei H, Cai Q, Chen Q, et al.**
Clinical application of 3D-Slicer+3D printing guide combined with transcranial neuroendoscopic in minimally invasive neurosurgery.
Sci Rep. 28 nov 2022;12:20421.

52. **Garg B, Mehta N.**
Current status of 3D printing in spine surgery.
J Clin Orthop Trauma. 2018;9(3):218-25.

53. **You Y, Niu Y, Sun F, Huang S, Ding P, Wang X, et al.**
Three-dimensional printing and 3D slicer powerful tools in understanding and treating neurosurgical diseases.
Front Surg. 2022;9:1030081.

54. **Sun Z, Yin M, Sun Y, Cheng M, Fang M, Huang W, et al.**
Customized Multilevel 3D Printing Implant for Reconstructing Spine Tumor: A Retrospective Case Series Study in a Single Center.
Orthop Surg. 27 juill 2022;14(9):2016-22.

55. **Yuan J, Xiao H, Li X, Lu L, Zeng W, Zhong G, et al.**
The effect of digital orthopedic 3D printing technology on the surgical treatment of intertrochanteric fractures of the femur: A meta-analysis.
Medicine (Baltimore). 25 avr 2025;104(17):e42193.

56. **Zamborsky R, Kilian M, Jacko P, Bernadic M, Hudak R.**
Perspectives of 3D printing technology in orthopaedic surgery.
Bratisl Med J. 2019;120(07):498-504.

57. **Zhang L, Yang G, Johnson BN, Jia X.**
Three-dimensional (3D) printed scaffold and material selection for bone repair.
Acta Biomater. janv 2019;84:16-33.
58. **Rodriguez Colon R, Nayak VV, Parente PEL, Leucht P, Tovar N, Lin CC, et al.**
The presence of 3D printing in orthopedics: A clinical and material review.
J Orthop Res. 2023;41(3):601-13.
59. **Oldhoff MGE, Alvarez CP, Ten Duis K, Doornberg JN, Assink N, Ijma FFA.**
Patient-specific implants combined with 3D-printed drilling guides for corrective osteotomies of multiplanar tibial and femoral shaft malunions leads to more accurate corrections.
Eur J Trauma Emerg Surg. 2025;51(1):53.
60. **Jing Z, Zhang T, Xiu P, Cai H, Wei Q, Fan D, et al.**
Functionalization of 3D-printed titanium alloy orthopedic implants: a literature review.
Biomed Mater Bristol Engl. 31 août 2020;15(5):052003.
61. **Wong KC.**
3D-printed patient-specific applications in orthopedics.
Orthop Res Rev. 14 oct 2016;8:57-66.
62. **Calvo-Haro JA, Pascau J, Mediavilla-Santos L, Sanz-Ruiz P, Sánchez-Pérez C, Vaquero-Martín J, et al.**
Conceptual evolution of 3D printing in orthopedic surgery and traumatology: from “do it yourself” to “point of care manufacturing”.
BMC Musculoskelet Disord. 16 avr 2021;22:360.
63. **Fang C, Cai L, Chu G, Jarayabhand R, Kim JW, O'Neill G.**
[3D printing in fracture treatment : Current practice and best practice consensus]
Unfallchirurgie Heidelb Ger. 2022;125(Suppl 1):1-7.
64. **ten Kate J, Smit G, Breedveld P.**
3D-printed upper limb prostheses: a review.
Disabil Rehabil Assist Technol. 3 avr 2017;12(3):300-14.
65. **Eltorai AEM, Nguyen E, Daniels AH.**
Three-Dimensional Printing in Orthopedic Surgery. Lindeque BGP, éditeur.
Orthopedics. nov 2015;38(11):684-7.
66. **EVILL [Internet].**
CORTEX. 2013 [cité 9 sept. 2025]. Disponible sur : <https://www.evilldesign.com/cortex>

67. **Choo YJ, Boudier–Revéret M, Chang MC.**
3D printing technology applied to orthosis manufacturing: narrative review.
Ann Palliat Med. nov 2020;9(6):4262-70.
68. **Hsieh TY, Dedhia R, Cervenka B, Tollefson TT.**
3D Printing: current use in facial plastic and reconstructive surgery.
Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg. août 2017;25(4):291-9.
69. **Zabaneh G, Lederer R, Grosvenor A, Wilkes G.**
Rhinoplasty: a hands–on training module.
Plast Reconstr Surg. sept 2009;124(3):952-4.
70. **Slavin BV, Ehlen QT, Costello JP, Nayak VV, Bonfante EA, Benalcázar Jalkh EB, et al.**
3D Printing Applications for Craniomaxillofacial Reconstruction: A Sweeping Review.
ACS Biomater Sci Eng. 11 déc 2023;9(12):6586-609.
71. **Chae MP, Hunter–Smith DJ, Rozen WM.**
Imaging and printing in plastic and reconstructive surgery part 1: established techniques.
Australasian Journal of Plastic Surgery. 2019 [cité 9 sept. 2025]. Disponible sur :
https://www.researchgate.net/publication/334150108_Imaging_and_printing_in_plastic_and_reconstructive_surgery_part_1_established_techniques.
72. **Domingue D, Glenn NC, Vest A, White JR.**
Osseointegrated implant-retained auricular prosthesis constructed using cone-beam computed tomography and a prosthetically driven digital workflow: a case report.
Clin Case Rep. 17 nov 2020;9(1):37-45.
73. **Yang P, Ju Y, Hu Y, Xie X, Fang B, Lei L.**
Emerging 3D bioprinting applications in plastic surgery.
Biomater Res. 3 janv 2023;27(1):1.
74. **Zopf DA, Mitsak AG, Flanagan CL, Wheeler M, Green GE, Hollister SJ.**
Computer Aided–Designed, 3–Dimensionally Printed Porous Tissue Bioscaffolds for Craniofacial Soft Tissue Reconstruction.
Otolaryngol Neck Surg. 2015;152(1):57-62.
75. **Schmauss D, Schmitz C, Bigdeli AK, Weber S, Gerber N, Beiras–Fernandez A, et al.**
Three–dimensional printing of models for preoperative planning and simulation of transcatheter valve replacement.
Ann Thorac Surg. févr 2012;93(2):e31–33.

76. **Larrañeta E, Domínguez–Robles J, Margariti A, Basit AW, Goyanes Á.**
3D Printing for the Development of Implantable Devices for Cardiovascular Disease Treatment. *Ther Deliv.* 1 juill 2022;13(7):359-62.
77. **Domínguez–Robles J, Shen T, Cornelius VA, Corduas F, Mancuso E, Donnelly RF, et al.**
Development of drug loaded cardiovascular prosthesis for thrombosis prevention using 3D printing. *Mater Sci Eng C.* 1 oct 2021;129:112375.
78. **Cappello IA, Candelari M, Pannone L, Monaco C, Bori E, Talevi G, et al.**
3D Printed Surgical Guide for Coronary Artery Bypass Graft: Workflow from Computed Tomography to Prototype. *Bioengineering.* 19 avr 2022;9(5):179.
79. **Kim T, Hong D, Ock J, Park SJ, Rhee Y, Lee S, et al.**
Utilizing patient–specific 3D printed guides for graft reconstruction in thoracoabdominal aortic repair. *Sci Rep.* 9 sept 2021;11:18027.
80. **Arai K, Murata D, Takao S, Nakamura A, Itoh M, Kitsuka T, et al.** Drug response analysis for scaffold–free cardiac constructs fabricated using bio–3D printer. *Sci Rep.* 2 juin 2020;10:8972.
81. **Zoccali F, Colizza A, Cialente F, Di Stadio A, La Mantia I, Hanna C, et al.**
3D Printing in Otolaryngology Surgery: Descriptive Review of Literature to Define the State of the Art. *Healthcare.* 29 déc 2022;11(1):108.
82. **Zopf DA, Hollister SJ, Nelson ME, Ohye RG, Green GE.**
Bioresorbable Airway Splint Created with a Three–Dimensional Printer. *N Engl J Med.* 23 mai 2013;368(21):2043-5.
83. **Xue H, Chen S, Hu Y, Huang J, Shen Y.**
Advances in 3D printing for the repair of tympanic membrane perforation: a comprehensive review. *Front Bioeng Biotechnol.* 12 août 2024;12:1439499.
84. **Hu C, Zhang W, Li P.**
3D Printing and Its Current Status of Application in Obstetrics and Gynecological Diseases. *Bioengineering.* 27 févr 2023;10(3):299.
85. **Cooke CM, Flaxman TE, Sikora L, Miguel O, Singh SS.**
Individualized medicine using 3D printing technology in gynecology: a scoping review. *3D Print Med.* 17 mars 2023;9(1):6.

86. **Laan RC, Nout RA, Dankelman J, van de Berg NJ.**
MRI-driven design of customised 3D printed gynaecological brachytherapy applicators with curved needle channels.
3D Print Med. 16 mai 2019;5(1):8.
87. **Semeniuk O, Cherpak A, Robar J.**
Design and evaluation of 3D printable patient-specific applicators for gynecologic HDR brachytherapy.
Med Phys. juill 2021;48(7):4053-63.
88. **Setareyi R, Khoshandam A, Kianirad S, Saadatmand M, Naji M.**
Applications and challenges of 3D printing in female reproductive system research.
3D Print Med. 5 nov 2025;11(1):51.
89. **Wang L, Chen XJ, Liang JH, Zhang ZK, Cao TS, Zhang L.**
Preliminary application of three-dimensional printing in congenital uterine anomalies based on three-dimensional transvaginal ultrasonographic data.
BMC Womens Health. 14 juill 2022;22(1):290.
90. **Liang J, Ma Q, Zhao X, Pan G, Zhang G, Zhu B, et al.**
Feasibility Analysis of 3D Printing With Prenatal Ultrasound for the Diagnosis of Fetal Abnormalities.
J Ultrasound Med Off J Am Inst Ultrasound Med. juin 2022;41(6):1385-96.
91. **Silberstein JL, Maddox MM, Dorsey P, Feibus A, Thomas R, Lee BR.**
Physical models of renal malignancies using standard cross-sectional imaging and 3-dimensional printers: a pilot study.
Urology. août 2014;84(2):268-72.
92. **Özgür BC, Ayyıldız A.**
3D printing in urology: Is it really promising?
Turk J Urol. janv 2018;44(1):6-9.
93. **Rifat UN.**
3-D Printing in Urology.
J Urol Ren Dis [Internet]. 12 mars 2025 [cité 15 nov 2025]; Disponible sur: <https://www.gavinpublishers.com/article/view/3-d-printing-in-urology>

94. **Ghazi AE, Teplitz BA.**
Role of 3D printing in surgical education for robotic urology procedures.
Transl Androl Urol. avr 2020;9(2):931-41.

95. **Chen MY, Skewes J, Desselle M, Wong C, Woodruff MA, Dasgupta P, Rukin NJ.**
Current applications of three-dimensional printing in urology.
BJU International. 2020 [cité 15 nov. 2025]. Disponible sur :
<https://bjui-journals.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/bju.14928>

96. **Denizet G, Calame P, Lihoreau T, Kleinclauss F, Aubry S.**
3D multi-tissue printing for kidney transplantation.
Quant Imaging Med Surg. janv 2019;9(1):101-6.

97. **Golab A, Smektala T, Krolkowski M, Slojewski M.**
Percutaneous Nephrolithotomy Using an Individual 3-Dimensionally Printed Surgical Guide.
Urol Int. 13 mai 2016;100(4):485-7.

98. **Keyu G, Shuaishuai L, Raj A, Shuofeng L, Shuai L, Yuan Z, et al.**
A 3D printing personalized percutaneous puncture guide access plate for percutaneous nephrolithotomy: a pilot study.
BMC Urol. 24 déc 2021;21(1):184.

99. **Huber T, Huettl F, Tripke V, Baumgart J, Lang H.**
Experiences With Three-dimensional Printing in Complex Liver Surgery.
Ann Surg. 1 janv 2021;273(1):e26-7.

100. **Andolfi C, Plana A, Kania P, Banerjee PP, Small S.**
Usefulness of Three-Dimensional Modeling in Surgical Planning, Resident Training, and Patient Education.
J Laparoendosc Adv Surg Tech A. mai 2017;27(5):512-5.

101. **Habermann AC, Timmerman WR, Cohen SM, Burkhardt BW, Amendola MF.**
Clinical applications of 3D printing in colorectal surgery: A systematic review.
Int J Colorectal Dis. 2024;39(1):127.

102. **PAPAZARKADAS X, SPARTALIS E, PATSOURAS D, IOANNIDIS A, SCHIZAS D, GEORGIU K, et al.**
The Role of 3D Printing in Colorectal Surgery: Current Evidence and Future Perspectives.
In Vivo. 3 mars 2019;33(2):297-302.

103. Rhu J, Kim MS, Kim S, Choi GS, Kim JM, Joh JW.

Application of three-dimensional printing for intraoperative guidance during liver resection of a hepatocellular carcinoma with sophisticated location.

Ann Hepato-Biliary-Pancreat Surg. 31 mai 2021;25(2):265-9.

104. Li H, Zhang Y, Chen X, Wang J, Zhou T.

Utilization of 3D printing technology in hepatopancreatobiliary surgery.

J Zhejiang Univ Sci B. 1 févr 2024;25(2):123-34.

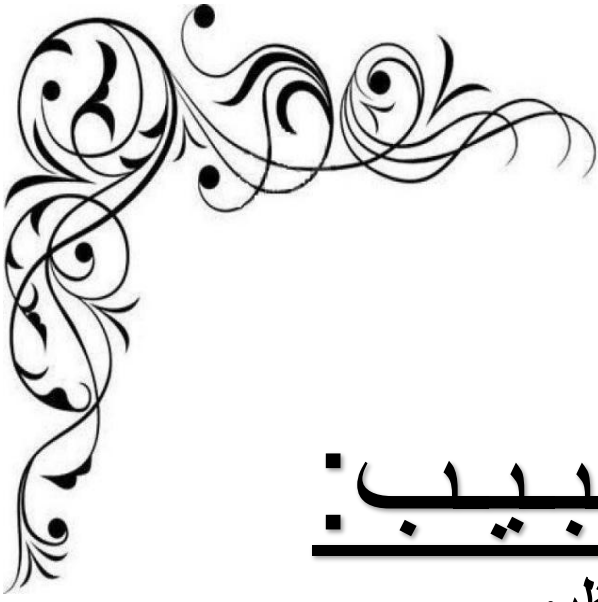
105. Sachdev A, Acharya S, Gadodia T, Shukla S, J H, Akre C, et al.

A Review on Techniques and Biomaterials Used in 3D Bioprinting.

Cureus. 14(8):e28463.

106. Volumic 3D [Internet].

Imprimante 3D grand format SH65 Performance Series. [cité 9 sept. 2025]. Disponible sur : <https://imprimante-3d-volumic.com/fr/imprimante/imprimante-3d-volumic-3d-la-gamme-detail-3/>



قسم الطبيب:

أقسِم بالله العَظِيم

أن أراقبَ الله في مهنتي.

وأن أصونَ حياة الإنسان في كافة أطوارها في كل الظروف
والأحوال باذلة وسعي في إنقاذها من الهلاك والمرض
و الألم والقلق.

وأن أحفظ للناس كرامتهم، وأستر عورتهم، و أكتم
سِرَّهُم.

وأن أكونَ على الدوام من وسائلِ رحمة الله، باذلة رعايتي الطبية للقريب والبعيد، للصالح
والطالح، والصديق والعدو.

وأن أثابر على طلب العلم، وأسخره لنفع الإنسان لا لأذاه.

وأن أوقرَ من علمني، وأعلمَ من يصغرنِي، وأكونَ أختا لكلِّ زميلٍ في المهنة الطبيّة متعاونين
على البرِّ والتقوى.

وأن تكونَ حياتي مصداق إيماني في سريّ وعلانيّتي، نقيّة ممّا يشينها تجاه
الله ورسوله والمؤمنين.

والله على ما أقول شهيد



سنة 2025
الأطروحة رقم 360
الفوائد السريرية والبيداغوجية للطباعة ثلاثية الأبعاد، تجربة
وآفاق مختبر علم التشريح بكلية الطب والصيدلة بمراكش.

الأطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم 2025/12/02

من طرف

الآنسة سامية أناس

المزودة في 24 غشت 2000 بمراكش

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية:

الطباعة ثلاثية الأبعاد- النمذجة ثلاثية الأبعاد- وحدة النمذجة والطباعة ثلاثية الأبعاد.

اللجنة

الرئيس

س. الزهير

السيد

المشرف

أستاذ في علم البكتيريا والفيروسات

م. ا. العمراني

السيد

أستاذ في الجراحة التقيومية والتجميلية

أ. غ. الأديب

السيد

الحكام

أستاذ في طب التخدير والإنعاش

ن. الادريسي سليطين

السيدة

أستاذة في طب الأطفال

س. عالج

السيدة

أستاذة في الفحص بالأشعة