

**UNIVERSITE MOHAMMED V- RABAT
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE – RABAT**

ANNEE: 2016

THESE: N°319

LA PLANIFICATION CHIRURGICALE 3D ASSISTÉE

**EXPÉRIENCE DU DÉPARTEMENT DE CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE
HÔPITAL DES SPÉCIALITÉS CHU IBN SINA**

THÈSE

Présentée et soutenue publiquement le :.....

PAR

Mr ACHRAF KHAIRI

Né le 19 Août 1990 à Rabat

MEDECIN INTERNE DU CHU IBN SINA RABAT

Pour l'Obtention du Doctorat en Médecine

MOTS CLES : Impression 3D, STL, Biomodèle, prototypage, Chirurgie maxillo-faciale.

JURY

Mr. M. BOULAADAS

Professeur de Chirurgie Maxillo-faciale, Plastique et Esthétique

**PRESIDENT ET
RAPPORTEUR**

Mme. S. BENZAOU

Professeur de Chirurgie Maxillo-faciale, Stomatologie. Médecine et Chirurgie esthétique

Mme N. ECH-CHERIF EL KETTANI

Professeur de Radiologie.

M. A. EL AYOUBI

Professeur d'Anatomie.

M. O. BENTAHER

Professeur de Chirurgie Dentaire
Spécialiste en prothèse Maxillo-faciale

JUGES

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

"سبحانك لا علم لنا إلا ما علمتنا"

إنك أنتَ العليمُ الحكيمُ"

صدق الله العظيم

سورة البقرة: الآية 32



**UNIVERSITE MOHAMMED V DE RABAT
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE - RABAT**

DOYENS HONORAIRES :

1962 – 1969	: Professeur Abdelmalek FARAJ
1969 – 1974	: Professeur Abdellatif BERBICH
1974 – 1981	: Professeur Bachir LAZRAK
1981 – 1989	: Professeur Taieb CHKILI
1989 – 1997	: Professeur Mohamed Tahar ALAOUI
1997 – 2003	: Professeur Abdelmajid BELMAHI
2003 – 2013	: Professeur Najia HAJJAJ - HASSOUNI

ADMINISTRATION :

Doyen	: Professeur Mohamed ADNAOUI
Vice Doyen chargé des Affaires Académiques et étudiantes	Professeur Mohammed AHALLAT
Vice Doyen chargé de la Recherche et de la Coopération	Professeur Taoufiq DAKKA
Vice Doyen chargé des Affaires Spécifiques à la Pharmacie	Professeur Jamal TAOUFIK
Secrétaire Général	: Mr. El Hassane AHALLAT

**1- ENSEIGNANTS-CHERCHEURS MEDECINS
ET
PHARMACIENS**

PROFESSEURS :

Mai et Octobre 1981

Pr. MAAZOUZI Ahmed Wajih	Chirurgie Cardio-Vasculaire
Pr. TAOBANE Hamid*	Chirurgie Thoracique

Mai et Novembre 1982

Pr. BENOSMAN Abdellatif	Chirurgie Thoracique
-------------------------	----------------------

Novembre 1983

Pr. HAJJAJ Najia ép. HASSOUNI	Rhumatologie
-------------------------------	--------------

Décembre 1984

Pr. MAAOUNI Abdelaziz	Médecine Interne – <i>Clinique Royale</i>
Pr. MAAZOUZI Ahmed Wajdi	Anesthésie -Réanimation
Pr. SETTAF Abdellatif	pathologie Chirurgicale

Novembre et Décembre 1985

Pr. BENJELLOUN Halima	Cardiologie
Pr. BENSALD Younes	Pathologie Chirurgicale
Pr. EL ALAOUI Faris Moulay El Mostafa	Neurologie

Janvier, Février et Décembre 1987

Pr. AJANA Ali
Pr. CHAHED OUZZANI Houria
Pr. EL YAACOUBI Moradh
Pr. ESSAID EL FEYDI Abdellah
Pr. LACHKAR Hassan
Pr. YAHYAOUI Mohamed

Décembre 1988

Pr. BENHAMAMOUCH Mohamed Najib
Pr. DAFIRI Rachida
Pr. HERMAS Mohamed

Décembre 1989

Pr. ADNAOUI Mohamed
Pr. BOUKILI MAKHOUKHI Abdelali*
Pr. CHAD Bouziane
Pr. OUZZANI Taïbi Mohamed Réda

Janvier et Novembre 1990

Pr. CHKOFF Rachid
Pr. HACHIM Mohammed*
Pr. KHARBACH Aïcha
Pr. MANSOURI Fatima
Pr. TAZI Saoud Anas

Février Avril Juillet et Décembre 1991

Pr. AL HAMANY Zaïtounia
Pr. AZZOUZI Abderrahim
Pr. BAYAHIA Rabéa
Pr. BELKOUCHI Abdelkader
Pr. BENCHEKROUN Belabbes Abdellatif
Pr. BENSOUA Yahia
Pr. BERRAHO Amina
Pr. BEZZAD Rachid
Pr. CHABRAOUI Layachi
Pr. CHERRAH Yahia
Pr. CHOKAIRI Omar
Pr. KHATTAB Mohamed
Pr. SOULAYMANI Rachida
Pr. TAOUFIK Jamal

Radiologie
Gastro-Entérologie
Traumatologie Orthopédie
Gastro-Entérologie
Médecine Interne
Neurologie

Chirurgie Pédiatrique
Radiologie
Traumatologie Orthopédie

Médecine Interne – **Doyen de la FMPR**
Cardiologie
Pathologie Chirurgicale
Neurologie

Pathologie Chirurgicale
Médecine-Interne
Gynécologie -Obstétrique
Anatomie-Pathologique
Anesthésie Réanimation

Anatomie-Pathologique
Anesthésie Réanimation – **Doyen de la FMPO**
Néphrologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Générale
Pharmacie galénique
Ophtalmologie
Gynécologie Obstétrique
Biochimie et Chimie
Pharmacologie
Histologie Embryologie
Pédiatrie
Pharmacologie – **Dir. du Centre National PV**
Chimie thérapeutique

Décembre 1992

Pr. AHALLAT Mohamed
Pr. BENSOUA Adil
Pr. BOUJIDA Mohamed Najib
Pr. CHAHED OUZZANI Laaziza
Pr. CHRAIBI Chafiq
Pr. DAOUDI Rajae
Pr. DEHAYNI Mohamed*
Pr. EL OUAHABI Abdessamad
Pr. FELLAT Rokaya
Pr. GHAFIR Driss*
Pr. JIDDANE Mohamed
Pr. TAGHY Ahmed
Pr. ZOUHDI Mimoun

Mars 1994

Pr. BENJAAFAR Noureddine
Pr. BEN RAIS Nozha
Pr. CAOUI Malika
Pr. CHRAIBI Abdelmjid
Pr. EL AMRANI Sabah
Pr. EL AOUAD Rajae
Pr. EL BARDOUNI Ahmed
Pr. EL HASSANI My Rachid
Pr. ERROUGANI Abdelkader
Pr. ESSAKALI Malika
Pr. ETTAYEBI Fouad
Pr. HADRI Larbi*
Pr. HASSAM Badredine
Pr. IFRINE Lahssan
Pr. JELTHI Ahmed
Pr. MAHFOUD Mustapha
Pr. MOUDENE Ahmed*
Pr. RHRAB Brahim
Pr. SENOUCI Karima

Mars 1994

Pr. ABBAR Mohamed*
Pr. ABDELHAK M'barek
Pr. BELAIDI Halima
Pr. BRAHMI Rida Slimane
Pr. BENTAHILA Abdelali
Pr. BENYAHIA Mohammed Ali
Pr. BERRADA Mohamed Saleh
Pr. CHAMI Ilham

Chirurgie Générale
Anesthésie Réanimation
Radiologie
Gastro-Entérologie
Gynécologie Obstétrique
Ophtalmologie
Gynécologie Obstétrique
Neurochirurgie
Cardiologie
Médecine Interne
Anatomie
Chirurgie Générale
Microbiologie

Radiothérapie
Biophysique
Biophysique
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Gynécologie Obstétrique
Immunologie
Traumato-Orthopédie
Radiologie
Chirurgie Générale- **Directeur CHIS**
Immunologie
Chirurgie Pédiatrique
Médecine Interne
Dermatologie
Chirurgie Générale
Anatomie Pathologique
Traumatologie – Orthopédie
Traumatologie- Orthopédie **Inspecteur du SS**
Gynécologie –Obstétrique
Dermatologie

Urologie
Chirurgie – Pédiatrique
Neurologie
Gynécologie Obstétrique
Pédiatrie
Gynécologie – Obstétrique
Traumatologie – Orthopédie
Radiologie

Pr. CHERKAOUI Lalla Ouafae
Pr. EL ABBADI Najia
Pr. HANINE Ahmed*
Pr. JALIL Abdelouahed
Pr. LAKHDAR Amina
Pr. MOUANE Nezha

Mars 1995

Pr. ABOUQUAL Redouane
Pr. AMRAOUI Mohamed
Pr. BAIDADA Abdelaziz
Pr. BARGACH Samir
Pr. CHAARI Jilali*
Pr. DIMOU M'barek*
Pr. DRISSI KAMILI Med Nordine*
Pr. EL MESNAOUI Abbes
Pr. ESSAKALI HOUSSYNI Leila
Pr. HDA Abdelhamid*
Pr. IBEN ATTYA ANDALOUSSI Ahmed
Pr. OUAZZANI CHAHDI Bahia
Pr. SEFIANI Abdelaziz
Pr. ZEGGWAGH Amine Ali

Décembre 1996

Pr. AMIL Touriya*
Pr. BELKACEM Rachid
Pr. BOULANOUAR Abdelkrim
Pr. EL ALAMI EL FARICHA EL Hassan
Pr. GAOUZI Ahmed
Pr. MAHFOUDI M'barek*
Pr. MOHAMMADI Mohamed
Pr. OUADGHIRI Mohamed
Pr. OUZEDDOUN Naima
Pr. ZBIR EL Mehdi*

Novembre 1997

Pr. ALAMI Mohamed Hassan
Pr. BEN SLIMANE Lounis
Pr. BIROUK Nazha
Pr. CHAOURI Souad*
Pr. ERREIMI Naima
Pr. FELLAT Nadia
Pr. HAIMEUR Charki*
Pr. KADDOURI Nouredine
Pr. KOUTANI Abdellatif
Pr. LAHLOU Mohamed Khalid
Pr. MAHRAOUI CHAFIQ
Pr. OUAHABI Hamid*
Pr. TAOUFIQ Jallal
Pr. YOUSFI MALKI Mounia

Ophthalmologie
Neurochirurgie
Radiologie
Chirurgie Générale
Gynécologie Obstétrique
Pédiatrie

Réanimation Médicale
Chirurgie Générale
Gynécologie Obstétrique
Gynécologie Obstétrique
Médecine Interne
Anesthésie Réanimation – **Dir. HMIM**
Anesthésie Réanimation
Chirurgie Générale
Oto-Rhino-Laryngologie
Cardiologie - **Directeur ERSM**
Urologie
Ophthalmologie
Génétique
Réanimation Médicale

Radiologie
Chirurgie Pédiatrie
Ophthalmologie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Radiologie
Médecine Interne
Traumatologie-Orthopédie
Néphrologie
Cardiologie

Gynécologie-Obstétrique
Urologie
Neurologie
Radiologie
Pédiatrie
Cardiologie
Anesthésie Réanimation
Chirurgie Pédiatrique
Urologie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Neurologie
Psychiatrie
Gynécologie Obstétrique

Novembre 1998

Pr. AFIFI RAJAA
Pr. BENOMAR ALI
Pr. BOUGTAB Abdesslam
Pr. ER RIHANI Hassan
Pr. EZZAITOUNI Fatima
Pr. LAZRAK Khalid *
Pr. BENKIRANE Majid*
Pr. KHATOURI ALI*
Pr. LABRAIMI Ahmed*

Janvier 2000

Pr. ABID Ahmed*
Pr. AIT OUMAR Hassan
Pr. BENJELLOUN Dakhama Badr.Sououd
Pr. BOURKADI Jamal-Eddine
Pr. CHARIF CHEFCHAOUNI Al Montacer
Pr. ECHARRAB El Mahjoub
Pr. EL FTOUH Mustapha
Pr. EL MOSTARCHID Brahim*
Pr. ISMAILI Hassane*
Pr. MAHMOUDI Abdelkrim*
Pr. TACHINANTE Rajac
Pr. TAZI MEZALEK Zoubida

Novembre 2000

Pr. AIDI Saadia
Pr. AIT OURHROUI Mohamed
Pr. AJANA Fatima Zohra
Pr. BENAMR Said
Pr. CHERTI Mohammed
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Selma
Pr. EL HASSANI Amine
Pr. EL KHADER Khalid
Pr. EL MAGHRAOUI Abdellah*
Pr. GHARBI Mohamed El Hassan
Pr. HSSAIDA Rachid*
Pr. LAHLOU Abdou
Pr. MAFTAH Mohamed*
Pr. MAHASSINI Najat
Pr. MDAGHRI ALAOUI Asmae
Pr. NASSIH Mohamed*
Pr. ROUIMI Abdelhadi*

Gastro-Entérologie
Neurologie – **Doyen Abulcassis**
Chirurgie Générale
Oncologie Médicale
Néphrologie
Traumatologie Orthopédie
Hématologie
Cardiologie
Anatomie Pathologique

Pneumophtisiologie
Pédiatrie
Pédiatrie
Pneumo-phtisiologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Générale
Pneumo-phtisiologie
Neurochirurgie
Traumatologie Orthopédie
Anesthésie-Réanimation
Anesthésie-Réanimation
Médecine Interne

Neurologie
Dermatologie
Gastro-Entérologie
Chirurgie Générale
Cardiologie
Anesthésie-Réanimation
Pédiatrie
Urologie
Rhumatologie
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Anesthésie-Réanimation
Traumatologie Orthopédie
Neurochirurgie
Anatomie Pathologique
Pédiatrie
Stomatologie Et Chirurgie Maxillo-Faciale
Neurologie

Décembre 2000

Pr. ZOHAIR ABDELAH*

ORL

Décembre 2001

Pr. ABABOU Adil
Pr. BALKHI Hicham*
Pr. BENABDELJLIL Maria
Pr. BENAMAR Loubna
Pr. BENAMOR Jouda
Pr. BENELBARHDADI Imane
Pr. BENNANI Rajae
Pr. BENOACHANE Thami
Pr. BEZZA Ahmed*
Pr. BOUCHIKHI IDRISSE Med Larbi
Pr. BOUMDIN El Hassane*
Pr. CHAT Latifa
Pr. DAALI Mustapha*
Pr. DRISSI Sidi Mourad*
Pr. EL HIJRI Ahmed
Pr. EL MAAQILI Moulay Rachid
Pr. EL MADHI Tarik
Pr. EL OUNANI Mohamed
Pr. ETTAIR Said
Pr. GAZZAZ Miloudi*
Pr. HRORA Abdelmalek
Pr. KABBAJ Saad
Pr. KABIRI EL Hassane*
Pr. LAMRANI Moulay Omar
Pr. LEKEHAL Brahim
Pr. MAHASSIN Fattouma*
Pr. MEDARHRI Jalil
Pr. MIKDAME Mohammed*
Pr. MOHSINE Raouf
Pr. NOUINI Yassine
Pr. SABBAH Farid
Pr. SEFIANI Yasser
Pr. TAOUFIQ BENCHEKROUN Soumia

Anesthésie-Réanimation
Anesthésie-Réanimation
Neurologie
Néphrologie
Pneumo-phtisiologie
Gastro-Entérologie
Cardiologie
Pédiatrie
Rhumatologie
Anatomie
Radiologie
Radiologie
Chirurgie Générale
Radiologie
Anesthésie-Réanimation
Neuro-Chirurgie
Chirurgie-Pédiatrique
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Neuro-Chirurgie
Chirurgie Générale
Anesthésie-Réanimation
Chirurgie Thoracique
Traumatologie Orthopédie
Chirurgie Vasculaire Périphérique
Médecine Interne
Chirurgie Générale
Hématologie Clinique
Chirurgie Générale
Urologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Vasculaire Périphérique
Pédiatrie

Décembre 2002

Pr. AL BOUZIDI Abderrahmane*
Pr. AMEUR Ahmed *
Pr. AMRI Rachida
Pr. AOURARH Aziz*
Pr. BAMOU Youssef*
Pr. BELMEJDOUB Ghizlene*
Pr. BENZEKRI Laila

Anatomie Pathologique
Urologie
Cardiologie
Gastro-Entérologie
Biochimie-Chimie
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Dermatologie

Pr. BENZZOUBEIR Nadia
 Pr. BERNOUSSI Zakiya
 Pr. BICHA Mohamed Zakariya*
 Pr. CHOHO Abdelkrim *
 Pr. CHKIRATE Bouchra
 Pr. EL ALAMI EL FELLOUS Sidi Zouhair
 Pr. EL HAOURI Mohamed *
 Pr. EL MANSARI Omar*
 Pr. FILALI ADIB Abdelhai
 Pr. HAJJI Zakia
 Pr. IKEN Ali
 Pr. JAAFAR Abdeloihab*
 Pr. KRIOUILE Yamina
 Pr. LAGHMARI Mina
 Pr. MABROUK Hfid*
 Pr. MOUSSAOUI RAHALI Driss*
 Pr. MOUSTAGHFIR Abdelhamid*
 Pr. NAITLHO Abdelhamid*
 Pr. OUJILAL Abdelilah
 Pr. RACHID Khalid *
 Pr. RAISS Mohamed
 Pr. RGUIBI IDRISSE Sidi Mustapha*
 Pr. RHOU Hakima
 Pr. SIAH Samir *
 Pr. THIMOU Amal
 Pr. ZENTAR Aziz*

Janvier 2004

Pr. ABDELLAH El Hassan
 Pr. AMRANI Mariam
 Pr. BENBOUZID Mohammed Anas
 Pr. BENKIRANE Ahmed*
 Pr. BOUGHALEM Mohamed*
 Pr. BOULAADAS Malik
 Pr. BOURAZZA Ahmed*
 Pr. CHAGAR Belkacem*
 Pr. CHERRADI Nadia
 Pr. EL FENNI Jamal*
 Pr. EL HANCHI ZAKI
 Pr. EL KHORASSANI Mohamed
 Pr. EL YOUNASSI Badreddine*
 Pr. HACHI Hafid
 Pr. JABOUIRIK Fatima
 Pr. KHABOUZE Samira
 Pr. KHARMAZ Mohamed

Gastro-Entérologie
 Anatomie Pathologique
 Psychiatrie
 Chirurgie Générale
 Pédiatrie
 Chirurgie Pédiatrique
 Dermatologie
 Chirurgie Générale
 Gynécologie Obstétrique
 Ophtalmologie
 Urologie
 Traumatologie Orthopédie
 Pédiatrie
 Ophtalmologie
 Traumatologie Orthopédie
 Gynécologie Obstétrique
 Cardiologie
 Médecine Interne
 Oto-Rhino-Laryngologie
 Traumatologie Orthopédie
 Chirurgie Générale
 Pneumophtisiologie
 Néphrologie
 Anesthésie Réanimation
 Pédiatrie
 Chirurgie Générale

Ophtalmologie
 Anatomie Pathologique
 Oto-Rhino-Laryngologie
 Gastro-Entérologie
 Anesthésie Réanimation
 Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale
 Neurologie
 Traumatologie Orthopédie
 Anatomie Pathologique
 Radiologie
 Gynécologie Obstétrique
 Pédiatrie
 Cardiologie
 Chirurgie Générale
 Pédiatrie
 Gynécologie Obstétrique
 Traumatologie Orthopédie

Pr. LEZREK Mohammed*
Pr. MOUGHIL Said
Pr. OUBAAZ Abdelbarre*
Pr. TARIB Abdelilah*
Pr. TIJAMI Fouad
Pr. ZARZUR Jamila

Urologie
Chirurgie Cardio-Vasculaire
Ophtalmologie
Pharmacie Clinique
Chirurgie Générale
Cardiologie

Janvier 2005

Pr. ABBASSI Abdellah
Pr. AL KANDRY Sif Eddine*
Pr. ALAOUI Ahmed Essaid
Pr. ALLALI Fadoua
Pr. AMAZOUZI Abdellah
Pr. AZIZ Nouredine*
Pr. BAHIRI Rachid
Pr. BARKAT Amina
Pr. BENHALIMA Hanane
Pr. BENYASS Aatif
Pr. BERNOUSSI Abdelghani
Pr. CHARIF CHEFCHAOUNI Mohamed
Pr. DOUDOUH Abderrahim*
Pr. EL HAMZAQUI Sakina*
Pr. HAJJI Leila
Pr. HESSISSEN Leila
Pr. JIDAL Mohamed*
Pr. LAAROUSSI Mohamed
Pr. LYAGOUBI Mohammed
Pr. NIAMANE Radouane*
Pr. RAGALA Abdelhak
Pr. SBIHI Souad
Pr. ZERAIDI Najia

Chirurgie Réparatrice et Plastique
Chirurgie Générale
Microbiologie
Rhumatologie
Ophtalmologie
Radiologie
Rhumatologie
Pédiatrie
Stomatologie et Chirurgie Maxillo Faciale
Cardiologie
Ophtalmologie
Ophtalmologie
Biophysique
Microbiologie
Cardiologie *(mise en disponibilité)*
Pédiatrie
Radiologie
Chirurgie Cardio-vasculaire
Parasitologie
Rhumatologie
Gynécologie Obstétrique
Histo-Embryologie Cytogénétique
Gynécologie Obstétrique

Décembre 2005

Pr. CHANI Mohamed

Anesthésie Réanimation

Avril 2006

Pr. ACHEMLAL Lahsen*
Pr. AKJOUJ Said*
Pr. BELMEKKI Abdelkader*
Pr. BENCHEIKH Razika
Pr. BIYI Abdelhamid*
Pr. BOUHAFS Mohamed El Amine
Pr. BOULAHYA Abdellatif*
Pr. CHENGUETI ANSARI Anas
Pr. DOGHMI Nawal
Pr. ESSAMRI Wafaa

Rhumatologie
Radiologie
Hématologie
O.R.L
Biophysique
Chirurgie - Pédiatrique
Chirurgie Cardio – Vasculaire
Gynécologie Obstétrique
Cardiologie
Gastro-entérologie

Pr. FELLAT Ibtissam
Pr. FAROUDY Mamoun
Pr. GHADOUANE Mohammed*
Pr. HARMOUCHE Hicham
Pr. HANAFI Sidi Mohamed*
Pr. IDRIS LAHLOU Amine*
Pr. JROUNDI Laila
Pr. KARMOUNI Tariq
Pr. KILI Amina
Pr. KISRA Hassan
Pr. KISRA Mounir
Pr. LAATIRIS Abdelkader*
Pr. LMIMOUNI Badreddine*
Pr. MANSOURI Hamid*
Pr. OUANASS Abderrazzak
Pr. SAFI Soumaya*
Pr. SEKKAT Fatima Zahra
Pr. SOUALHI Mouna
Pr. TELLAL Saida*
Pr. ZAHRAOUI Rachida

Octobre 2007

Pr. ABIDI Khalid
Pr. ACHACHI Leila
Pr. ACHOUR Abdessamad*
Pr. AIT HOUSSA Mahdi*
Pr. AMHAJJI Larbi*
Pr. AMMAR Haddou*
Pr. AOUI Sarra
Pr. BAITE Abdelouahed*
Pr. BALOUCH Lhousaine*
Pr. BENZIANE Hamid*
Pr. BOUTIMZINE Nourdine
Pr. CHARKAOUI Naoual*
Pr. EHIRCHIOU Abdelkader*
Pr. ELABSI Mohamed
Pr. EL MOUSSAOUI Rachid
Pr. EL OMARI Fatima
Pr. GANA Rachid
Pr. GHARIB Nouredine
Pr. HADADI Khalid*
Pr. ICHOU Mohamed*
Pr. ISMAILI Nadia
Pr. KEBDANI Tayeb
Pr. LALAOUI SALIM Jaafar*

Cardiologie
Anesthésie Réanimation
Urologie
Médecine Interne
Anesthésie Réanimation
Microbiologie
Radiologie
Urologie
Pédiatrie
Psychiatrie
Chirurgie – Pédiatrique
Pharmacie Galénique
Parasitologie
Radiothérapie
Psychiatrie
Endocrinologie
Psychiatrie
Pneumo – Phtisiologie
Biochimie
Pneumo – Phtisiologie

Réanimation médicale
Pneumo phtisiologie
Chirurgie générale
Chirurgie cardio vasculaire
Traumatologie orthopédie
ORL
Parasitologie
Anesthésie réanimation
Biochimie-chimie
Pharmacie clinique
Ophtalmologie
Pharmacie galénique
Chirurgie générale
Chirurgie générale
Anesthésie réanimation
Psychiatrie
Neuro chirurgie
Chirurgie plastique et réparatrice
Radiothérapie
Oncologie médicale
Dermatologie
Radiothérapie
Anesthésie réanimation

Pr. LOUZI Lhoussain*
 Pr. MADANI Naoufel
 Pr. MAHI Mohamed*
 Pr. MARC Karima
 Pr. MASRAR Azlarab
 Pr. MOUTAJ Redouane *
 Pr. MRABET Mustapha*
 Pr. MRANI Saad*
 Pr. OUZZIF Ez zohra*
 Pr. RABHI Monsef*
 Pr. RADOUANE Bouchaib*
 Pr. SEFFAR Myriame
 Pr. SEKHSOKH Yessine*
 Pr. SIFAT Hassan*
 Pr. TABERKANET Mustafa*
 Pr. TACHFOUTI Samira
 Pr. TAJDINE Mohammed Tariq*
 Pr. TANANE Mansour*
 Pr. TLIGUI Houssain
 Pr. TOUATI Zakia

Décembre 2007

Pr. DOUHAL ABDERRAHMAN

Décembre 2008

Pr ZOUBIR Mohamed*
 Pr TAHIRI My El Hassan*

Mars 2009

Pr. ABOUZAHIR Ali*
 Pr. AGDR Aomar*
 Pr. AIT ALI Abdelmounaim*
 Pr. AIT BENHADDOU El hachmia
 Pr. AKHADDAR Ali*
 Pr. ALLALI Nazik
 Pr. AMAHZOUNE Brahim*
 Pr. AMINE Bouchra
 Pr. ARKHA Yassir
 Pr. AZENDOUR Hicham*
 Pr. BELYAMANI Lahcen*
 Pr. BJIJOU Younes
 Pr. BOUHSAIN Sanae*
 Pr. BOUI Mohammed*
 Pr. BOUNAIM Ahmed*
 Pr. BOUSSOUGA Mostapha*
 Pr. CHAKOUR Mohammed *

Microbiologie
 Réanimation médicale
 Radiologie
 Pneumo phtisiologie
 Hématologique
 Parasitologie
 Médecine préventive santé publique et hygiène
 Virologie
 Biochimie-chimie
 Médecine interne
 Radiologie
 Microbiologie
 Microbiologie
 Radiothérapie
 Chirurgie vasculaire périphérique
 Ophtalmologie
 Chirurgie générale
 Traumatologie orthopédie
 Parasitologie
 Cardiologie

Ophtalmologie

Anesthésie Réanimation
 Chirurgie Générale

Médecine interne
 Pédiatre
 Chirurgie Générale
 Neurologie
 Neuro-chirurgie
 Radiologie
 Chirurgie Cardio-vasculaire
 Rhumatologie
 Neuro-chirurgie
 Anesthésie Réanimation
 Anesthésie Réanimation
 Anatomie
 Biochimie-chimie
 Dermatologie
 Chirurgie Générale
 Traumatologie orthopédique
 Hématologie biologique



Pr. CHTATA Hassan Toufik*
 Pr. DOGHMI Kamal*
 Pr. EL MALKI Hadj Omar
 Pr. EL OUENNASS Mostapha*
 Pr. ENNIBI Khalid*
 Pr. FATHI Khalid
 Pr. HASSIKOU Hasna *
 Pr. KABBAJ Nawal
 Pr. KABIRI Meryem
 Pr. KARBOUBI Lamya
 Pr. L'KASSIMI Hachemi*
 Pr. LAMSAOURI Jamal*
 Pr. MARMADÉ Lahcen
 Pr. MESKINI Toufik
 Pr. MESSAOUDI Nezha *
 Pr. MSSROURI Rahal
 Pr. NASSAR Ittimade
 Pr. OUKERRAJ Latifa
 Pr. RHORFI Ismail Abderrahmani *
 Pr. ZOUHAIR Said*

Chirurgie vasculaire périphérique
 Hématologie clinique
 Chirurgie Générale
 Microbiologie
 Médecine interne
 Gynécologie obstétrique
 Rhumatologie
 Gastro-entérologie
 Pédiatrie
 Pédiatrie
 Microbiologie
 Chimie Thérapeutique
 Chirurgie Cardio-vasculaire
 Pédiatrie
 Hématologie biologique
 Chirurgie Générale
 Radiologie
 Cardiologie
 Pneumo-phtisiologie
 Microbiologie

PROFESSEURS AGREGES :

Octobre 2010

Pr. ALILOU Mustapha
 Pr. AMEZIANE Taoufiq*
 Pr. BELAGUID Abdelaziz
 Pr. BOUAITY Brahim*
 Pr. CHADLI Mariama*
 Pr. CHEMSI Mohamed*
 Pr. DAMI Abdellah*
 Pr. DARBI Abdellatif*
 Pr. DENDANE Mohammed Anouar
 Pr. EL HAFIDI Naima
 Pr. EL KHARRAS Abdennasser*
 Pr. EL MAZOUZ Samir
 Pr. EL SAYEGH Hachem
 Pr. ERRABIH Ikram
 Pr. LAMALMI Najat
 Pr. LEZREK Mounir
 Pr. MALIH Mohamed*
 Pr. MOSADIK Ahlam
 Pr. MOUJAHID Mountassir*
 Pr. NAZIH Mouna*
 Pr. ZOUAIDIA Fouad

Anesthésie réanimation
 Médecine interne
 Physiologie
 ORL
 Microbiologie
 Médecine aéronautique
 Biochimie chimie
 Radiologie
 Chirurgie pédiatrique
 Pédiatrie
 Radiologie
 Chirurgie plastique et réparatrice
 Urologie
 Gastro entérologie
 Anatomie pathologique
 Ophtalmologie
 Pédiatrie
 Anesthésie Réanimation
 Chirurgie générale
 Hématologie
 Anatomie pathologique

Mai 2012

Pr. AMRANI Abdelouahed
Pr. ABOUELALAA Khalil*
Pr. BELAIZI Mohamed*
Pr. BENCHEBBA Driss*
Pr. DRISSI Mohamed*
Pr. EL ALAOUI MHAMDI Mouna
Pr. EL KHATTABI Abdessadek*
Pr. EL OUAZZANI Hanane*
Pr. ER-RAJI Mounir
Pr. JAHID Ahmed
Pr. MEHSSANI Jamal*
Pr. RAISSOUNI Maha*

Février 2013

Pr. AHID Samir
Pr. AIT EL CADI Mina
Pr. AMRANI HANCHI Laila
Pr. AMOUR Mourad
Pr. AWAB Almahdi
Pr. BELAYACHI Jihane
Pr. BELKHADIR Zakaria Houssain
Pr. BENCHEKROUN Laila
Pr. BENKIRANE Souad
Pr. BENNANA Ahmed*
Pr. BENSEFFAJ Nadia
Pr. BENSGHIR Mustapha*
Pr. BENYAHIA Mohammed*
Pr. BOUATIA Mustapha
Pr. BOUABID Ahmed Salim*
Pr. BOUTARBOUCH Mahjouba
Pr. CHAIB Ali*
Pr. DENDANE Tarek
Pr. DINI Nouzha*
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Mohamed Ali
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Najwa
Pr. ELFATEMI Nizare
Pr. EL GUERROUJ Hasnae
Pr. EL HARTI Jaouad
Pr. EL JOUDI Rachid*
Pr. EL KABABRI Maria
Pr. EL KHANNOUSSI Basma
Pr. EL KHLOUFI Samir

Chirurgie Pédiatrique
Anesthésie Réanimation
Psychiatrie
Traumatologie Orthopédique
Anesthésie Réanimation
Chirurgie Générale
Médecine Interne
Pneumophtisiologie
Chirurgie Pédiatrique
Anatomie pathologique
Psychiatrie
Cardiologie

Pharmacologie – Chimie
Toxicologie
Gastro-Entérologie
Anesthésie Réanimation
Anesthésie Réanimation
Réanimation Médicale
Anesthésie Réanimation
Biochimie-Chimie
Hématologie
Informatique Pharmaceutique
Immunologie
Anesthésie Réanimation
Néphrologie
Chimie Analytique
Traumatologie Orthopédie
Anatomie
Cardiologie
Réanimation Médicale
Pédiatrie
Anesthésie Réanimation
Radiologie
Neuro-Chirurgie
Médecine Nucléaire
Chimie Thérapeutique
Toxicologie
Pédiatrie
Anatomie Pathologie
Anatomie



Pr. EL KORAICHI Alac	Anesthésie Réanimation
Pr. EN-NOUALI Hassane*	Radiologie
Pr. ERRGUIG Laila	Physiologie
Pr. FIKRI Meryim	Radiologie
Pr. GHANIMI Zineb	Pédiatrie
Pr. GHFIR Imade	Médecine Nucléaire
Pr. IMANE Zineb	Pédiatrie
Pr. IRAQI Hind	Endocrinologie et maladies métaboliques
Pr. KABBAJ Hakima	Microbiologie
Pr. KADIRI Mohamed*	Psychiatrie
Pr. LATIB Rachida	Radiologie
Pr. MAAMAR Mouna Fatima Zahra	Médecine Interne
Pr. MEDDAH Bouchra	Pharmacologie
Pr. MELHAOUT Adyl	Neuro-chirurgie
Pr. MRABTI Hind	Oncologie Médicale
Pr. NEJJARI Rachid	Pharmacognosie
Pr. OUBEJJA Houda	Chirurgie Pédiatrique
Pr. OUKABLI Mohamed*	Anatomie Pathologique
Pr. RAHALI Younes	Pharmacie Galénique
Pr. RATBI Ilham	Génétique
Pr. RAHMANI Mounia	Neurologie
Pr. REDA Karim*	Ophthalmologie
Pr. REGRAGUI Wafa	Neurologie
Pr. RKAIN Hanan	Physiologie
Pr. ROSTOM Samira	Rhumatologie
Pr. ROUAS Lamiaa	Anatomie Pathologique
Pr. ROUIBAA Fedoua*	Gastro-Entérologie
Pr. SALIHOUN Mouna	Gastro-Entérologie
Pr. SAYAH Rochde	Chirurgie Cardio-Vasculaire
Pr. SEDDIK Hassan*	Gastro-Entérologie
Pr. ZERHOUNI Hicham	Chirurgie Pédiatrique
Pr. ZINE Ali*	Traumatologie Orthopédie

Avril 2013

Pr. EL KHATIB Mohamed Karim*	Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale
Pr. GHOUNDALE Omar*	Urologie
Pr. ZYANI Mohammad*	Médecine Interne

***Enseignants Militaires**

2- ENSEIGNANTS – CHERCHEURS SCIENTIFIQUES

PROFESSEURS / PRs. HABILITES

Pr. ABOUDRAR Saadia	Physiologie
Pr. ALAMI OUHABI Naima	Biochimie – chimie
Pr. ALAOUI KATIM	Pharmacologie
Pr. ALAOUI SLIMANI Lalla Naïma	Histologie-Embryologie
Pr. ANSAR M'hammed	Chimie Organique et Pharmacie Chimique
Pr. BOUHOUCHE Ahmed	Génétique Humaine
Pr. BOUKLOUZE Abdelaziz	Applications Pharmaceutiques
Pr. BOURJOUANE Mohamed	Microbiologie
Pr. BARKYOU Malika	Histologie-Embryologie
Pr. CHAHED OUZZANI Lalla Chadia	Biochimie – chimie
Pr. DAKKA Taoufiq	Physiologie
Pr. DRAOUI Mustapha	Chimie Analytique
Pr. EL GUESSABI Lahcen	Pharmacognosie
Pr. ETTAIB Abdelkader	Zootéchnie
Pr. FAOUZI Moulay El Abbas	Pharmacologie
Pr. HAMZAOUI Laila	Biophysique
Pr. HMAMOUCHE Mohamed	Chimie Organique
Pr. IBRAHIMI Azeddine	Biologie moléculaire
Pr. KHANFRI Jamal Eddine	Biologie
Pr. OULAD BOUYAHYA IDRISSE Med	Chimie Organique
Pr. REDHA Ahlam	Chimie
Pr. TOUATI Driss	Pharmacognosie
Pr. ZAHIDI Ahmed	Pharmacologie
Pr. ZELLOU Amina	Chimie Organique

*Mise à jour le 09/01/2015 par le
Service des Ressources Humaines*

- 9 JAN 2015



Dédicaces...

“Les mots manquent aux émotions”

“Victor Hugo”



A mes très Chers Parents,

“Le Bonheur, c'est avoir UNE mère qui nous aime, UN père pour nous conduire, avoir encore ses parents à l'âge d'homme pour les voir sourire à nos efforts, et voir nos parents applaudir à nos succès.”

“Henri-Frédéric Amiel”

A ma merveilleuse Maman,

Et voilà le jour tant attendu! Tu es mon symbole de dévouement, de bonté et de tendresse. Tu n'as cessé de m'encourager, prier pour moi, me soutenir, m'aider à me relever. Ta voix résonne en moi quand tu me disais “les plus belles routes t'emmèneront aux plus belles destinations, il suffit d'y croire”.

Et j'y crois...

Trouves en ce travail, maman, le témoignage de mon amour.

Longue vie à toi.

A mon extraordinaire Papa,

Tu représentes pour moi ce que la droiture a de plus noble signification. Tu as porté les couleurs de notre pays haut dans le ciel et je suis fier de porter ton nom. Tu as su nous inculquer les valeurs nobles de la vie et nous entourer de tendresse mes frères et moi. Je t'en suis reconnaissant.

Je te dédie, papa, ce travail.

Longue vie à toi.

*A mes chers frères,
Fadi et Ziad*

*Je ne saurai exprimer en quelques mots l'amour que je porte pour vous,
pour ces rires qu'on a eu, pour ces joies qu'on partage.
Je vous souhaite le meilleur de cette terre et une longue et belle vie à vos
côtés.
Je vous aime.*

*A ma défunte grand-mère maternelle,
Lalla Meryem,*

*Tu n'es plus là pour partager ce moment avec moi. Mais je sais que d'en
haut tu es fier de ton petit-fils.
Que dieu t'ait en sa sainte miséricorde.*

A mon grand père maternel,

*Pour ta bienveillance et ton amour.
Trouves en ce travail mes sentiments de gratitude et mon respect pour la
noblesse de ton âme.*

A mes grands-parents paternels,

*Pour vos encouragements et prières.
Je vous dédie ce travail en vous souhaitant longue vie.*

*A mes chères tantes,
Malika et Faouzia*

*Pour votre soutien indéfectible, pour les liens qui nous unient, je vous
dédie cette thèse en vous exprimant tout l'amour que j'ai pour vous.*

*A mes chères cousines,
Widad et Meryem*

*Vous êtes l'incarnation des valeurs nobles de notre famille. Je vous
souhaite succès dans vos vies et dans ce que vous entreprenez.*

A mes tantes Amina et Hayat,

*Veillez accepter mes remerciements les plus sincères pour vos
encouragements et mes vœux de santé et de bonheur.*

A mes Oncles, Cousins et cousines,

Je vous dédie ce travail.

A ma chère Clémence,

A la plus belle des rencontres! A mon amie de guerre. Je te dédie ce travail et te remercie pour la pierre que tu as ajoutée à cet édifice.

A mon ami Ismail,

*Au meilleur des ophtalmologues, à l'amitié qui nous lie.
Je te remercie pour ton soutien en te souhaitant une carrière pleine de succès.*

A ma chère amie Abba,

*Pour ces années, pour les fous-rires qu'on eu. Pour ta patience et ta présence. Je suis heureux de t'avoir dans ma vie.
Trouves en ce travail le couronnement de ces années de labeur, en te souhaitant à toi et ta famille le plus beau de ce monde.*

A ma chère amie Laila,

*Et de 10! En attendant les 20, 30 et 40! Je suis fier du chemin qu'on a parcouru ensemble. De ces expériences qu'on a vécu, ces moments partagés.
Je te souhaite Succès et Bonheur dans ta vie.*

Tengo mucha suerte de tenerte en mi vida ;

A toi Jalil,

Trouves en ce travail mes sentiments de respect et mon souhait de succès pour toi.

Gracias por estar ahí ;

Aux Internes de l'Association des "Médecins Internes de Rabat",

*Promotionnaires, jeunes et anciens. Aux valeurs que véhicule notre grande famille.
A ceux qui travaillent nuit et jour pour le bien être de nos patients.*

Respect à vous! Vive l'internat! Vive l'AMIR!

*Aux équipes de la Réanimation des urgences chirurgicales du CHU IBN SINA, du
centre "Cheikha Fatma" Institut National d'oncologie.*

Pour ce que j'ai appris à vos côtés.

Je vous dédie cette thèse.

Remerciements

**A notre Maître,
Président et Rapporteur de thèse
Monsieur Malik BOULAADAS
Professeur de Chirurgie Maxillo-faciale,
Plastique et Esthétique.**

C'est pour moi un immense honneur d'accepter le défi qu'a représenté ce travail. Qu'il me soit permis de témoigner à travers ces quelques lignes, mon admiration pour vous et votre sens du dur labeur qui n'ont d'égal que vos qualités humaines.

Vous m'avez prodigué tant de précieux conseils et je vous en remercie.

Puisse ce travail être pour moi l'occasion de vous exprimer ma gratitude et mon dévouement.

A notre Maître et Juge de thèse

Madame Salma BENAZZOU

**Professeur de Chirurgie Maxillo-faciale,
Stomatologie. Médecine et Chirurgie
Esthétique**

*C'est pour nous un immense privilège de vous voir
accepter de juger ce travail.*

*Veillez croire cher maître en notre très haute
considération et notre profond respect.*

*Veillez trouver dans ce travail l'expression de ma
gratitude et ma respectueuse considération.*

A notre Maître et Juge de thèse
Madame Najwa ECH-CHERIF EL KETTANI
Professeur de RADIOLOGIE.

Nous sommes très touchés par la spontanéité avec laquelle vous avez bien voulu nous aider et accompagner dans l'élaboration de ce travail.

Nous vous remercions pour l'honneur que vous nous faites en jugeant cette thèse.

Veillez croire cher maître, en l'expression de notre profond respect.

A notre Maître et Juge de thèse
Monsieur Ali EL AYOUBI
Professeur d'Anatomie.

Nous sommes honorés de vous voir siéger parmi le jury de cette thèse.

Vous nous avez reçu avec beaucoup d'amabilité, ouvert votre laboratoire et nous en fûmes touchés.

Veillez trouver ici l'expression de notre reconnaissance et de nos sincères remerciements.

A notre Maître et Juge de thèse
Monsieur Oussama BENTAHER
Professeur de Chirurgie Dentaire
Spécialiste en prothèse Maxillo-faciale

*Vous nous faites un grand honneur en acceptant de
juger notre travail.*

*Veillez accepter l'expression de notre vive
gratitude et haute considération.*

Au Docteur Clément ERNOULT

Chirurgien Maxillo-facial au

CHU de GRENOBLE

Auteur du travail :

**« ETUDE DE FAISABILITE D'UN
PROCESSUS DE VALIDATION DE
L'IMPRESSION 3D « LOW COST » En
Chirurgie Maxillo-Faciale. »**

*Votre amabilité nous a profondément touché,
partager votre travail exceptionnel nous a
beaucoup aidé et nous vous en remercions.*

*Veillez accepter l'expression de notre vive
gratitude et haute considération.*

**Au Monsieur,
Aamr Ait Harraj
Directeur de l'agence « LeSiege »**

*Vous avez accepté le défi de ce projet médical
ambitieux.*

*Vous avez collaboré avec toute l'équipe avec
beaucoup de professionnalisme.*

Trouvez en ce travail le fruit de tous ces efforts.

Nous vous en remercions.

SOMMAIRE

INTRODUCTION	1
PARTIE I :L'IMPRESSION 3D.....	3
I- HISTOIRE DE L'IMPRESSION 3D :.....	4
1- Définition :.....	4
2- Historique :.....	4
3- Les apports de l'impression 3D :.....	8
II- LES MATERIAUX UTILISES :.....	8
1- Les plastiques :.....	8
1-1- Acrylonitrile butadiène styrène (ABS) :.....	9
1-2- Acide polylactique (PLA):.....	9
1-3- Alcool polyvinylique (PVA) :.....	9
1-4- Les polyamides (PA) :.....	9
1-5- le procédé E-Beam :.....	10
2- Les métaux :.....	10
2-1- L'aluminium et ses alliages :.....	10
2-2- Titane et ses alliages :.....	10
2-3- Le chrome-cobalt et ses alliages :.....	11
2-4- l'acier inoxydable :.....	11
3- La céramique :.....	11
4- Le béton/Sable.....	12
5- Matériaux organiques :.....	12
5-1 Cires :.....	12
5-2 Bois :.....	12
5-3 Tissus biologiques :.....	12
III- LES TECHNIQUES D'IMPRESSION 3D :.....	14
1- La photopolymérisation	14
1-1 La stéréolithographie :.....	15
1-2 Le procédé DLP :.....	16
1-3 La technologie polyjet :.....	17
1-4 L'impression3D nanoscopique :.....	18
2- L'impression par liage de poudre :.....	19

2-1 La technologie SLS :	19
2-2 Le procédé E-Beam :	20
2-3 La technique 3DP :	21
3- L'impression 3D par dépôt de matière fondue	22
4- L'impression 3D par encollage de papier :	24
PARTIE II :MATERIELS ET METHODES :	26
1- Acquisition du modèle :	27
1-1- Etape 1 :	27
1-2- Etape 2 :	27
1-3- Protocole :	28
2- Impression du modèle :	29
3- Analyse critique comparative :	30
4- Proposition chirurgicale :	30
PARTIE III :RESULTATS :	31
I- MANDIBULE SECHE :	32
1- Modèle anatomique(1):	33
2- STL :	34
3- Biomodèle :	34
4- Mesures :	35
II- OS MAXILLAIRE SEC :	37
1- Modèle anatomique (2) :	37
2- STL :	38
3- Biomodèle :	39
4- Mesures :	39
III- PRESENTATIONS CLINIQUES :	41
1- Patient 1 :	41
1-1- DICOM (1):	42
1-2- STL (1):	42
1-3- Biomodèle (1): Mandibule :	43
2- Patient 2 :	44
2-1- DICOM (2):	44
2-2- STL (2):	45

2-3- Biomodèle (2) : Héli-mandibule Droite :	45
3- Patient 3 :	46
3-1- DICOM (3):	47
3-2- STL (3):	47
3-3- Biomodèle (3): Mandibule :	48
4- Patient 4 :	49
4-1 Modèle :	50
4-2 STL (4) :	50
4-3 Biomodèle (4):	51
4-4 Prothèse :	52
4-5-Mesures :	52
5- Patient 5 :	54
5-1- DICOM (5):	54
5-2- STL (5):	55
5-3- Biomodèle (5):	56
6- Patient 6 :	56
6-1- DICOM (6):	57
6-2- STL (6):	58
6-3- Biomodèle (6):	59
7- Patient 7 :	60
7-1- DICOM (7):	60
7-2- STL (7):	61
7-3- Biomodèle (7):	61
PARTIE IV :DISCUSSION	62
I- ACQUISITION DES DONNEES ET CREATION DU FICHER "STL " :	63
1 Paramètres d'acquisitions et modalités de l'imagerie :	63
1-1 Scanner :	63
1-1-1- Minimisation des causes d'artefacts :	66
1-1-2- Les artefacts liés au patient :	67
1-1-3- Les artefacts liés à l'appareillage :	68
1-1-4- Les artefacts liés au patient et à l'appareillage :	68
1-2 ConeBeam :	69

1-3	Autres moyens d'imagerie :	70
2.	IMAGES DICOM ET CREATION DU FICHER STL :	72
2-1	Images DICOM et extension .dcm :	72
2-2	Fichier « STL » et traitement des données :	74
II.	IMPRESSION DU BIOMODELE :	77
1.	Impression par stéréolithographie de résine :	77
2.	Impression par dépôt de filament fondu d'ABS et de PLA :	78
2-1	CUBE X :	79
2-2	MAKERBOTReplicator 2 :	80
III.	ACQUISITION DU BIOMODELE : LES OUTILS DE MESURES	82
1.	Etape 1 : Digitalisation :	83
2.	Etape 2 : Dégauchissage :	83
2-1-	La Transformation 3 .2 .1 :	83
2-2-	Dégauchissage « RPS » :	84
3.	Etape 3 : Rapport de contrôle :	86
4.	Analyse des résultats de distorsion :	89
4.1.	Loi de Student :	89
4.2.	Modèle/Biomodèle :	93
4.3.	STL/Biomodèle :	95
IV-	STERILISATION :	96
V-	LA PLANIFICATION CHIRURGICALE :	97
1-	La ChirurgieOrthognathique :	99
1-1-	Cas de l'ankylose temporo-mandibulaire :	99
1-2-	Reconstruction mandibulaire par lambeau libre fibulaire :	100
2-	La Chirurgie Carcinologique :	101
3-	La Chirurgie traumatologique :	103
VI.	REGLEMENTATION :	107
1-	Dispositif Médical :	107
2-	Certifications des matériaux utilisés :	108
3-	Les règles s'appliquant à l'impression 3D :	109
PARTIE V :	PERSPECTIVES	111
1-	PROTHESE « SUR-MESURE » :	112

2- Implantation d'une mandibule 3D :	114
3- Personnalisation des outils :	115
4- Humanitaire :	116
5- Bio-printing 3D	117
5-1- Les cellules souches :	119
5-1-1 Les cellules souches embryonnaires :	119
5-1-2 Les cellules souches fœtales :	120
5-1-3 Les cellules souches « adultes » :	120
5-1-4 Les cellules souches multipotentes « induites » :	121
5-2- L'hydrogel :	122
CONCLUSION	124
RESUMES	128
BIBLIOGRAPHIE	132

TABLE DES FIGURES

Figure 1	: Procédé d'Impression 3D
Figure 2	: Maillage en titane
Figure 3	: Titane Ti6AL4V en poudre
Figure 4	: Formes en sable imprimées 3D
Figure 5	: Oreille gauche imprimée 3D
Figure 6	: Impression 3D par photopolymérisation
Figure 7	: Processus de polymérisation : Ethylène-Polyéthylène
Figure 8	: Formule 1 nanoscopique 3D
Figure 9	: Impression 3D nanoscopique
Figure 10	: Impression 3D par liage de poudre
Figure 11	: Impression 3D par technologie E-BEAM
Figure 12	: Impression 3D par dépôt de matière fondue
Figure 13	: Placement de la bobine dans l'imprimante 3D
Figure 14	: Principe de l'encollage papier
Figure 15	: Mandibule sèche laboratoire d'anatomie FMPR
Figure 16	: STL de la Mandibule sèche M1 modifiée
Figure 17	: Biomodèle Mandibule sèche M1 modifiée
Figure 18	: Courbe de distorsion Mandibule sèche M1
Figure 19	: Os maxillaire sec M2 laboratoire d'anatomie FMPR
Figure 20	: STL Os maxillaire Sec M2
Figure 21	: Biomodèle Os maxillaire sec M2
Figure 22	: Courbe de distorsion Os maxillaire sec M2
Figure 23	: DICOM ATM Patient 1
Figure 24	: STL ATM Patient 1
Figure 25	: Biomodèle ATM Patient 1
Figure 26	: DICOM ATM Patient 2
Figure 27	: STL ATM Patient 2
Figure 28	: Biomodèle ATM Patient 2
Figure 29	: DICOM AF Patiente 3
Figure 30	: STL AF Patiente 3
Figure 31	: Biomodèle AF Patiente 3
Figure 32	: Reconstruction 3D par lambeau fibulaire Patiente 3
Figure 33	: Carcinome épidermoïde pavillon de l'oreilleG

Figure 34	: STL pavillon de l'oreille G
Figure 35	: Biomodèle pavillon oreille G
Figure 36	: Prothèse siliconée biocompatible
Figure 37	: Courbe de distorsion pavillon de l'oreille G
Figure 38	: DICOM Patient 5
Figure 39	: STL et reconstruction 3D Tumeur CN Patient 5
Figure 40	: Biomodèle Nasal Patient 5
Figure 41	: DICOM Patient 6
Figure 42	: STL et Reconstruction par néo maxillaire Patient 6
Figure 43	: Biomodèle et néo maxillaire Patient 6
Figure 44	: DICOM Patient 7
Figure 45	: STL Patient 7
Figure 46	: Grille en titane stérilisée et appliquée sur le biomodèle
Figure 47	: Scanner « Siemens SOMATOM®) (9)
Figure 48	: Acquisition TDM; le tube à rayons X et les détecteurs tournent avec l'axe de rotation allant de la tête du patient aux orteils. (Source Mayo Clinic) (10)
Figure 49	: Création d'image 3D : concept du Voxel (12)
Figure 50	: Différence de densité de structure entre anatomie et image Radiologique.
Figure 51	: Acquisition TDM parallèle au palais osseux (16)
Figure 52	: CONE BEAM (17)
Figure 53	: Exemple d'interface DICOM
Figure 54	: Altération Biomodèle après retrait. (20)
Figure 55	: Imprimante 3D- CubeX (25)
Figure 56	: Imprimante 3D Makerbot Replicator2 (26)
Figure 57	: Alignement 3-2-1 entre deux modèles. (Source : 3DReshaper)
Figure 58	: Transformation RPS entre deux modèles. (Source : 3DReshaper)
Figure 59	: Etapes du processus d'analyse (20)
Figure 60	: Récapitulatif du processus médical 3D
Figure 61	: Vues latérale et frontale 3D montrant les plans d'ostéotomie (37)
Figure 62	: Processus général de validation d'un biomodèle (20)
Figure 63	: Prothèse de l'ATM M.BOULAADAS (LeSiege
Figure 64	: Prothèse de l'ATM M.B sur STL et Biomodèle (LeSiege)
Figure 65	: Implantation mandibule 3D (Source : Université de Hasselt)
Figure 66	: Instruments de chirurgie imprimé 3D (48)

Figure 67	: Prothèses 3D membres supérieurs (49)
Figure 68	: Processus BIO-PRINTING et Exemple : Pavillon de l'oreille (50) (51)
Figure 69	: Technique de prélèvement des cellules souches
Figure 70	: Technique de création des cellules « ips » et bio-impression (52)
Figure 71	: Exemple d'impression d'un tissu osseux (Source Organovo®)
Figure 72	: Bio-Imprimante 3D « Organovo »

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1	: Récapitulatif de l'arrivée des entreprises et leurs techniques associées
Tableau 2	: Les principaux matériaux de l'impression 3D
Tableau 3	: Comparatif des principaux procédés d'impression 3D
Tableau 4	: Mesures de distances Mandibule sèche M1
Tableau 5	: Mesures de distances Os maxillaire Sec M2
Tableau 6	: Mesures de distances pavillon de l'oreille
Tableau 7 a/b	: Quantiles de la loi de Student
Tableau 8	: Test de biocompatibilité à effectuer en fonction du type de contact entre le dispositif médical et le patient.

*« Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts
lors de la réalisation de ce travail »*

INTRODUCTION

Les soins maxillo-faciaux exigent un haut niveau d'expérience chirurgicale pour mener à bien les opérations. Ces chirurgies sont généralement réalisées très rapidement, ce qui exige une réactivité élevée de la part de l'équipe chirurgicale sans laisser de place au doute ou à l'erreur.

En effet, la complexité de l'anatomie cranio-maxillo-faciale, ainsi que ses variations peuvent rendre l'explication, la planification et l'exécution d'une chirurgie de la face difficile.

Le besoin d'images claires de la morphologie faciale a joué un rôle dans le développement de l'imagerie tridimensionnelle et plus récemment dans la modélisation physique et sur cet aspect l'impression 3D est amenée à jouer un grand rôle.

Ainsi, les modèles anatomiques réalisés en 3D permettent de préparer les interventions et de repérer les zones d'intérêts.

Par ailleurs, ce travail en amont de l'opération chirurgicale offre aux chirurgiens, comme aux patients, une planification adéquate, un gain de temps et de précision garantissant un résultat meilleur.

Dans cette perspective et pour mieux comprendre les techniques d'impression 3D, le présent travail va restituer l'historique d'émergence et d'évolution de cette technologie ainsi que le processus de fabrication des biomodèles.

***E**n outre, nous proposons une description des étapes de la planification chirurgicale et l'élaboration de guides chirurgicaux partant des données d'imagerie des patients recrutés au département de chirurgie maxillo-faciale à l'hôpital des spécialités au CHU IBN SINA de RABAT, jusqu'à l'impression de biomodèles 3D.*

***P**our compléter ce travail, nous présentons un benchmarking des cas d'interventions chirurgicales de maxillo-faciales adoptées par certains pays à la pointe de cette technologie.*

PARTIE I : **L'IMPRESSION 3D**

« L'impression 3D a le potentiel de révolutionner la manière dont nous fabriquons pratiquement tout. »

BARACK OBAMA, Etat de l'Union « Washington 2013 »

I- HISTOIRE DE L'IMPRESSION 3D :

1- Définition

L'impression tridimensionnelle « 3D » est une technique de fabrication dite additive qui procède par ajout de matière, l'objet étant réalisé couche par couche contrairement aux techniques procédant par retrait de matière comme l'usinage.
(1)

Elle est toujours associée à plusieurs logiciels informatiques qui permettent de préparer le fichier 3D. Ce modèle virtuel 3D sera fabriqué en un objet physique. La « figure 1 » qui suit résume le procédé d'impression en 3D.

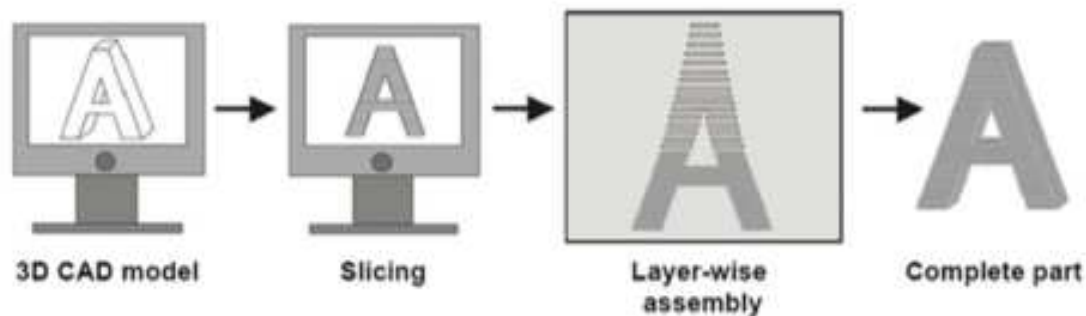


Figure 1 : Procédé d'impression 3D (Source : ESA)

2- Historique

L'impression 3D existe en réalité depuis presque 30 ans mais est restée cantonnée à un usage industriel.

En 1986, l'ingénieur Chuck Hull, auteur d'une soixantaine de brevets dans le domaine du prototypage rapide, lance 3D « **Systems** ® » et crée la première imprimante 3D, la SLA-250 produite en 1988.

Il avait mis au point une technique dite par « **stéréolithographie** » en 1984 par addition de couches utilisant un matériau sensible aux rayons ultraviolets.

Ce procédé donnera son nom au fichier « **STL** » (**Standard TessellationLanguage**) devenu le format standard pour l'impression 3D.

Dès 1990, ce procédé a été le premier à être utilisé pour la réalisation de biomodèle en **chirurgie maxillo-faciale**. (2)

En 1988, Scott et Lisa Crump créent l'entreprise Stratasys ®. Ils sont alors en plein développement du procédé « **FDM** » (**FusedDepositionModeling**) qui sera breveté en 1989.

La société lance sur le marché ses premières imprimantes basées sur cette technique, qui permet de déposer le matériau liquéfié couche par couche grâce à une tête d'extrusion qui se déplace.

C'est la technologie «FDM» qui donnera naissance aux imprimantes personnelles qui existent actuellement le marché.

Il faut ensuite attendre jusqu'en 1993 pour voir apparaître un nouveau procédé : « **3DP** » (**ThreeDimensional Printing**) mis au point au « **Massachusetts Institute of Technology** », qui a fondé en 1995 la société « **Z Corporation** ® ». Ce procédé vise à projeter de la glue sur une fine surface de poudre destinée uniquement au monde industriel.

1996 est une année charnière pour l'impression 3D, ces trois groupes lancent chacun sur le marché des machines de prototypage rapide. Pour la première fois,

elles sont qualifiées d'**imprimantes 3D**, et l'expression commence à entrer dans le langage courant pour parler de ce type de machine.

Durant dix ans, les constructeurs vont mettre au point de nouvelles machines, améliorer et développer des procédés permettant à cette technologie de se démocratiser.

Un marché en pleine expansion, en effet, on est passé de 355 unités d'imprimantes 3D personnelles en 2008 à 35508 unités en 2013.

Le « tableau 1 » récapitule l'arrivée des principales sociétés et leurs techniques utilisées.

Tableau 1 : Récapitulatif de l'arrivée des entreprises et leurs techniques associées. (1)

Entreprise	Année de création	Technique	Catégorie
3D Systems®	1986	Stéréolithographie	Photopolymérisation
Stratasys®	1989	FusedDepositingModeling	Dépôt de filament fondu
Z Corporation®	1995	ThreeDimensional Printing	Frittage de poudre
Arcam®	1997	Electron BeamMelting	Frittage de poudre métallique
Objet®	1999	Polyjet	Photopolymérisation
Envision TEC®	2002	Digital Light Processing	Photopolymérisation

Dates clés de l'histoire de l'impression 3D : (3) (4)

- **1952** : Kojima démontre les avantages de la fabrication par couches superposées.
- **1967** : Swainson dépose un brevet aux États-Unis pour un système de durcissement de résine par double rayon lumineux.
- **1981** : Kodama publie trois méthodes de solidification holographique.
- **1984** : Chuck Hull dépose le brevet 4575330 d'utilisation de la " stéréolithographie ".
- **1986** : Création de 3D Systems.
- **1987** : Le prototypage rapide devient une réalité commerciale.
- **1989** : Lancement de Stratasys et des premières imprimantes FDM.
- **1990** : La fabrication additive est utilisée pour la réalisation de moules.
- **1995** : Z Corporation lance les premières imprimantes 3DP.
- **1996**: Premières mentions des machines industrielles comme "Imprimantes 3D ".
- **2000** : La fabrication additive est utilisée pour des pièces de production.
- **2007** : Création de Shapeways aux Pays-Bas.
- **2009**: Création de MakerBot Industries et lancement de la MakerBotCupcake
- **2011**: 15 000 imprimantes 3D sont vendues (environ 40 modèles disponibles).
- **2012**: 45 000 nouvelles machines sont vendues.

3- Les apports de l'impression 3D :

Le potentiel de l'impression 3D est significatif, mettant ainsi en question certains procédés industriels et permettant de fabriquer :

- Des formes géométriques complexes ou imbriquées (tissage, maillage...)
- Des pièces d'un seul tenant (clé à molette...)
- Des objets uniques et précis (dentisterie : couronnes, bridges..)
- Des implants sur mesure.
- Des organes humains : « bio-printing »

II- LES MATERIAUX UTILISES :(TABLEAU:2)



1- Les plastiques

Résine, polyamide et ABS (Acrylonitrile Butadiène Styrene) restent les plus utilisés dans le prototypage rapide. (5)

Leur état avant impression diffère en fonction du procédé :

- Liquide pour la stéréolithographie : Résine
- Poudre pour frittage laser : polyamide
- Filament pour le dépôt de filament fondu : ABS

1-1- Acrylonitrile butadiène styrène (ABS) :

Thermoplastique le plus utilisé par les imprimantes personnelles, il fond à 200-250°C. Il supporte les écarts de -20° à 80°C et possède une bonne résistance aux chocs.

1-2- Acide polylactique (PLA):

Sa température de fusion est plus basse que l'ABS et se situe entre 160° et 220°C.

Il refroidit et durcit rapidement ce qui le rend plus difficile à manipuler.

Il possède d'excellentes propriétés environnementales : biocompatible, biodégradable et compostable.

1-3- Alcool polyvinylique (PVA) :

Le plastique le plus utilisé comme matériau de support dans les impressions FDM, ABS et PLA.

1-4- Les polyamides (PA) :

C'est le matériau de base de frittage laser, se présentant souvent en poudre fine.

Les polyamides sont stables, résistants et biocompatibles.

Contrairement à l'ABS ou le PLA, l'impression par les polyamides en frittage laser ne provoque pas l'effet de stades mais le toucher est légèrement granuleux et poreux.

1-5- le procédé E-Beam :

Mis au point par la firme suédoise Arcam ®, le procédé consiste à fusionner le métal avec un laser électrons dans une chambre à vide.

2- Les métaux

2-1 L'aluminium et ses alliages :

Utilisés par le constructeur EOS ®, ils contiennent du silicium et du magnésium leur conférant une excellente solidité. Ils sont légers et résistants à la chaleur.(6)

2-2 Titane et ses alliages :

Caractérisé par sa solidité, un faible poids, une résistance à la corrosion ainsi qu'une biocompatibilité. Il est le matériau par excellence dans les comblements osseux, utilisé en chirurgie maxillo-faciale et en traumatologie orthopédie.



Figure2 : Maillage en Titane (source : primante3d)

On retrouve couramment le Ti6AL4V proposé en poudre (Figure: 3).



Figure 3 : Titane Ti6AL4V en poudre (source : primante3d)

2-3 Le chrome-cobalt et ses alliages :

Pièces très rigides, leur surface est lisse tout en étant résistante à l'usure.

Elles sont réalisées sous vide, assurant une meilleure qualité de l'objet. Largement impliquées dans la réalisation de prothèses médicales : genou, hanche...

2-4 l'acier inoxydable :

Premier métal disponible en fabrication additive, il possède de bonnes propriétés mécaniques.

3- La céramique :

L'impression de céramique est complexe, le matériau est d'abord imprimé en frittage laser ou en 3DP, puis l'objet subit un traitement suivi d'un émaillage à chaud à plus de 1000°C.

Le sable est utilisé avec un liant puis vaporisé pour former les couches.

4- Le béton/Sable



Figure 4 : Formes en sable imprimées 3D (Source : primante3d)

5- Matériaux organiques :

5-1 Cires

Les cires servent à la réalisation de moules utilisés dans la fabrication de pièces en métal, de bijoux ou en encore d'appareils dentaires.

5-2 Bois

Sous formes de filaments Laywood-D3 ®, composé de 40% de bois recyclé, il est utilisé en technique FDM. Il s'imprime à des températures entre 185° et 230°C.

5-3 Tissus biologiques :

L'entreprise de « bio-printing » Organovo ® est l'une des pionnières dans ce domaine, où les acteurs cherchent à imprimer des cellules vivantes afin de reproduire des tissus humains.

Les cellules sont injectées dans une structure à base de gel dans laquelle elles peuvent se développer. (Figure : 5)



Figure 5: Pavillon Oreille Gauche imprimé 3D (source : Université de Wake Forest)

Tableau 2 : Les principaux matériaux de l'impression 3D (Econolyst)

Plastiques	Métaux	Céramiques, sable béton	Matériaux organiques
ABS (Acrylonitrile butadiène styrène)	Aluminium + alliages	Alumine	Cires
PLA (Acide polyvinylique)	Chrome-cobalt + alliages	Mullite	Bois
PVA (Alcool polyvinylique)	Acier inoxydable	Zircone	Papier
PA (Polyamide nylon)	Titane et ses alliages	Phosphate tricalcique	Aliments
Plastiques composites	Métaux précieux (Or/Platine)	Silice	Tissus biologiques
Alumide			
PET (Polytéréphtalate d'éthylène)			

III- LES TECHNIQUES D'IMPRESSION 3D :(7) (TABLEAU : 3)

Il existe de nombreuses techniques selon les matériaux, les équipements et les résultats que l'on souhaite obtenir. On peut regrouper ces procédés en trois grands procédés :

- **La photopolymérisation** (solidification d'un liquide par un faisceau lumineux)
- **Le liage de poudre** (un liant vient relier des particules)
- **Le dépôt progressif de matière** (filament fondu ou feuille de papier).

Le principe de base est celui de la **fabrication additive** qui va de pair avec un ensemble de logiciels informatiques qui permettent de préparer le fichier 3D.

Ces modeleurs 3D permettent de concevoir et de modifier ces fichiers et dont la finalité est l'obtention d'un format « STL ».

1- La photopolymérisation

On utilise ici des polymères liquides capables de se solidifier à la lumière (photons). (Figure 6)

Elle est à la base de la stéréolithographie (SLA). On la retrouve également dans d'autres applications comme les technologies DLP (*Digital Light Processing*) et *Polyjet*.

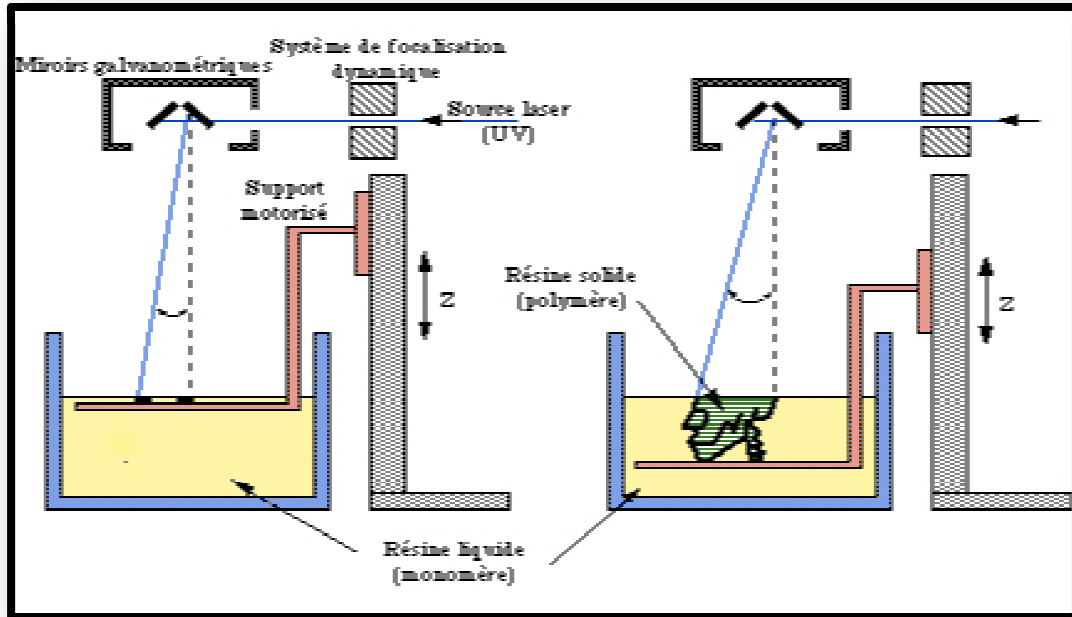


Figure 6 : Impression 3D par photopolymérisation (Source: Auguste Denis)

1-1 La stéréolithographie :

Première technique développée par la société 3D Systems[®], elle consiste en la solidification par couches successives de photopolymères à l'état liquide se trouvant dans un réservoir sur une plateforme mobile et ce par un rayon laser ultraviolet (UV).

Le plus simple des monomères est l'éthylène, dont la formule est C_2H_4 , et la structure $CH_2=CH_2$. Il se forme alors une chaîne de plus en plus longue, où se répète le même motif $-CH_2-CH_2-$. Cette longue chaîne est un polymère appelé polyéthylène : $-(CH_2-CH_2)-$. (Figure : 7)

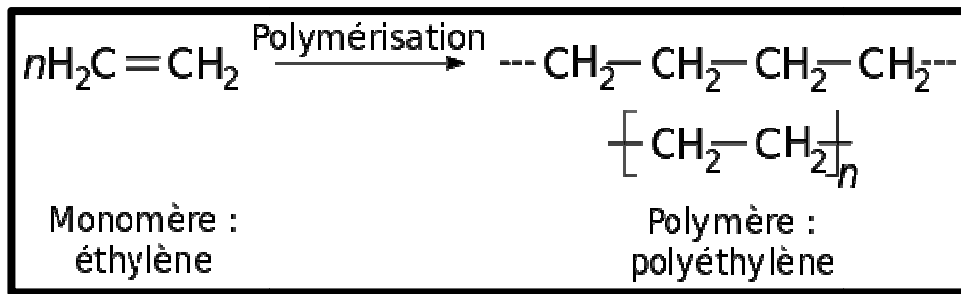


Figure 7 : Processus de polymérisation : Ethylène-Polyéthylène

Le laser et la plateforme sont commandés par ordinateur. Le logiciel de l'imprimante vient analyser le fichier 3D et le découpe en très fines tranches de 0,05 à 0,1mm d'épaisseur.

Points forts :

Impression précise (tolérance de 0,005mm), qualité des détails, grandes pièces (plus de 2m de diamètre).

Points faibles :

Coûteux, lent, choix très limité de matériaux pas de couleur, travail de finition important (vernissage, peinture, chromage, enduit), nécessite des équipements adaptés.

De nouveaux acteurs tendent à rendre cette technologie plus accessible (B9Creator[®] et Formlabs[®]).

1-2 Le procédé DLP :

Ce procédé est 2 à 5 fois plus rapide que la SLA. Il est utilisé par la firme

allemande EnvisionTEC[®] spécialisée sur le marché de la prothèse dentaire et auditive ainsi que les bijoux.

La lumière est issue d'une micropuce qui balaie le réservoir très rapidement. Une puce contenant jusqu'à deux millions de miroirs microscopiques, elle est contrôlée par un système électronique.

Points forts:

Rapide, coûts d'impression réduits, pièces solides, finition de surface quasi égale que les pièces issues de moulage par injection. La précision moyenne est de 0,2mm.

Points faibles :

Cher, peu accessible.

1-3 La technologie polyjet :

Issu des recherches de l'entreprise **Objet[®]**, ce procédé permet la fabrication par jets successifs de photopolymères sur une surface.

Un traitement UV est appliqué à chaque dépose. Le matériau de support est un gel soluble à l'eau rendant la finition facile à réaliser.

Points forts : Multi-matériaux, qualité du logiciel **Objet Studio[®]**.

Points faibles: Coût élevé, manque d'accessibilité.

1-4 L'impression3D nanoscopique :
(Two-photon Polymerization)

Avec une résolution pouvant atteindre 100nm, un laser pulsé photopolymérise la solution à l'endroit où la lumière est la plus intense. (Figure 9)

Le procédé, en phase expérimentale est développé par l'université de Vienne.

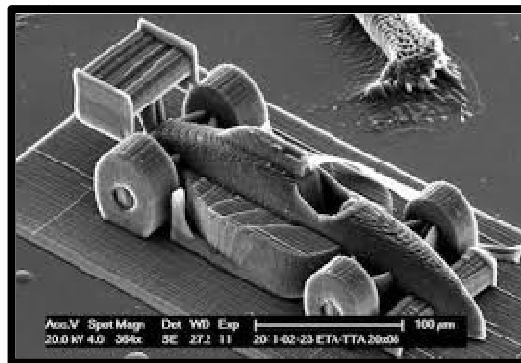


Figure 8: Formule 1 nanoscopique en 3D (Source: Université de Vienne)

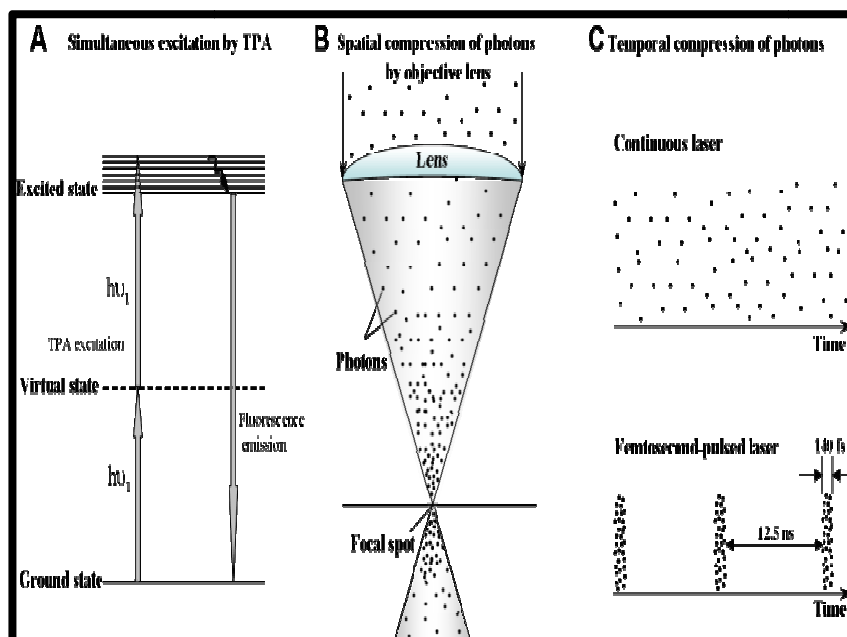


Figure 9 : Impression 3D nanoscopique

2- L'impression par liage de poudre

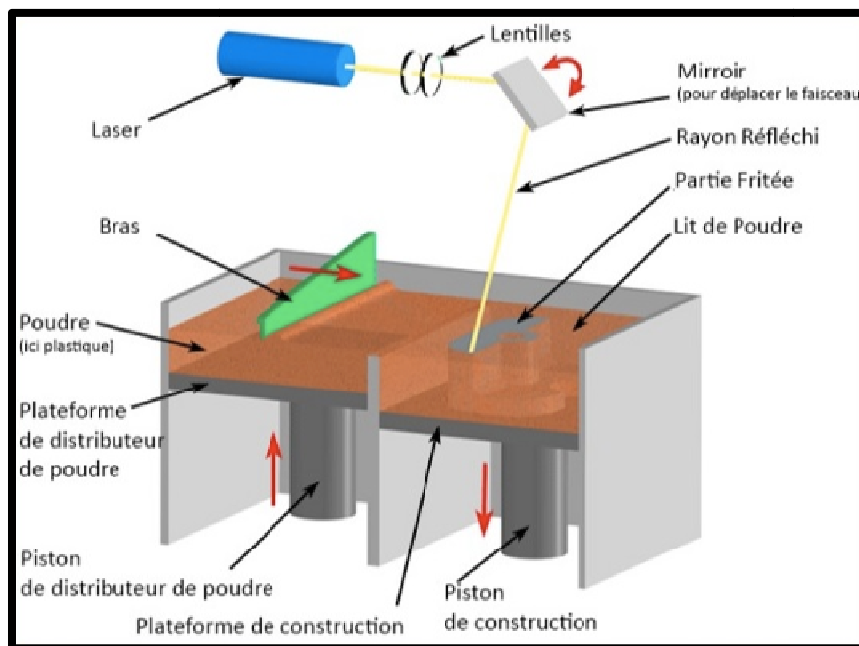


Figure 10 : Impression 3D par liage de poudre (Source : CustomPartNet)

2-1 La technologie SLS :

Appelée également frittage laser, la technologie SLS (Selective Laser Sintering) a été mise au point par la société allemande EOS[®] (1989). La particularité est l'utilisation d'une poudre comme matériau de base.

Un puissant laser vient fusionner de fines particules de poudre réalisant ainsi par balayages successifs l'objet.

La base est ici une poudre de plastique (polyamide), de céramique, de verre ou de métal ; pour ce dernier on parle de DMLS (*Direct Metal Laser Sintering*).

Les métaux sont l'acier inoxydable, le chrome-cobalt, l'iconel (alliage de différents métaux) et le titane Ti6AlV4.

Tous les métaux sont théoriquement imprimables quand ils existent en état de poudre.

Le frittage laser a besoin d'un faisceau laser très puissant pour fusionner les particules de poudre. Le bac est préchauffé dans la machine à une température se situant juste sous le point de fusion. Un rouleau vient étaler une couche très fine de poudre de 0,1 mm d'épaisseur sur la plate-forme d'impression.

Le laser passe alors sur la poudre en suivant le tracé déterminée préalablement et fait fondre les particules jusqu'à la fabrication complète de l'objet.

Points forts:

Procédé rapide et économe en matériaux car la poudre non utilisée est réutilisée pour les impressions suivantes.

Points faibles:

Précision de 0,1mm (inférieure à la SLA), surface sableuse, rugueuse au toucher, la taille des pièces ne pouvant être supérieure à 700*580*380 mm.

2-2 Le procédé E-Beam : (8)

Egalement écrit EBM (*Electric BeamMelting*) a été mis au point par le suédois Arcam®.

Le procédé consiste à fusionner le métal avec un laser à électrons dans une chambre à vide. (Figure 11)

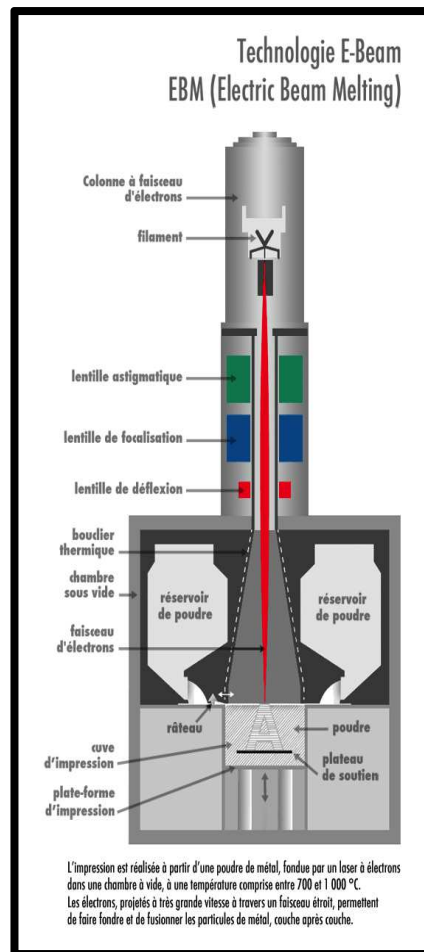


Figure 11: Impression 3D par technologie E-BEAM (Arcam®)

2-3 La technique 3DP :

Rachetée en 2012 par 3D Systems®, la société Z Corporation® a développé la seule imprimante au monde capable de réaliser des impressions 3D simultanées de plusieurs centaines de milliers de couleurs.

Cette coloration est réalisée grâce à des glues teintées qui lient la poudre.

Les matériaux sont multiples : céramique, métal, polymères, composites.

Points forts:

Précision, choix du matériau, excellent coût de revient

Points faibles:

Qualité d'impression moindre que la SLA, précision variable, texture rugueuse, moins solide qu'en SLA ou DLP.

3- L'impression 3D par dépôt de matière fondue

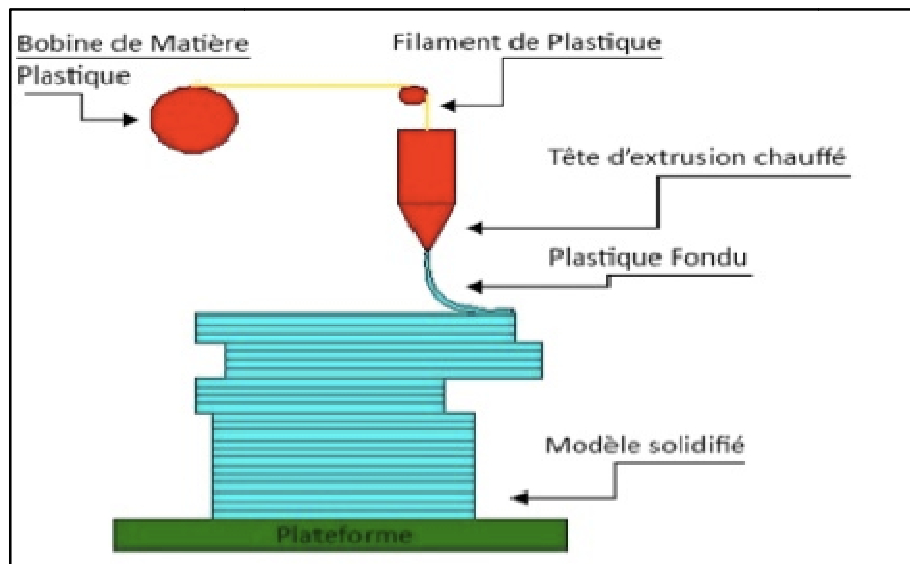


Figure 12 : Impression 3D par dépôt de matière fondue (Source : CustumPartNet)

La technique FDM fait partie avec la SLA des premiers procédés d'impressions 3D, développée depuis la fin des années 1980 par Scott Crump.

Un filament thermosensible passe au travers d'une buse d'extrusion chauffée à plus de 185°C faisant fondre le matériau au fur et à mesure et qui va se déposer

sur un plateau d'impression couche après couche en suivant le chemin défini par le fichier de CAO (Conception Assistée par Ordinateur).

Les matériaux sont généralement des thermoplastiques type ABS ou PLA, mais on retrouve aussi des polycarbonates, des polycaprolactones, des polyphénylsulfones ainsi que des cires.

Un support est érigé lors de la création de la pièce, tel des échafaudages afin d'éviter que la matière s'imprime dans le vide. Ce support peut être un matériau soluble à l'eau.

Points forts : Simplicité d'utilisation et variété d'usages, rapide.

Points faibles : Précision variable selon les machines.



Figure 13: Placement de la bobine sur l'imprimante 3D (Source : primante3d)

4- L'impression 3D par encollage de papier : (7)



Figure 14 : Principe de l'encollage papier (Source : Mcor Technologie®)

Le laminage par dépôt sélectif ou SDL pour *SelectiveDepositingLaminated* est un procédé à part. L'impression 3D par encollage de papier fonctionne par découpe progressive de feuilles de matière qui sont encollées les unes aux autres de manière sélective.(Figure 14)

La société irlandaise **Mcor Technologie®** fondée en 2005 est leader dans l'impression SDL papier multicolore.

Points forts :

Matériau d'impression le moins cher : le papier, objet multicolore, très bonne résolution.

Points faibles :

Travail de finition, pièce creuse, complexe avec volume interne parfois impossible à réaliser.

Tableau 3 : Comparatif des principaux procédés d'impression 3D

Procédé	Description	Avantages	Inconvénients	Applications
Frittage laser	Fusion laser de fines particules de poudre	Résistant Formes complexes Volume de construction important Pièces articulées	Surface légèrement granuleuse	Boîtiers électroniques Montures (lunettes, produits personnalisés) Prototypes
Stéréolithographie	Polymérisation d'une résine liquide à l'aide d'un laser UV	Finesse des détails Etat de surface	Fragilité de certains éléments Sensibilité lumière	Médical/Dentaire Modèle pour la fonte
FDM	Dépôt d'un filament thermoplastique	Résistance des pièces Prix peu élevé	Etat de surface Temps de fabrication	Boîtiers électroniques Produits personnalisés
Injection plastique	Injection du matériau dans un moule	Grandes variétés de matériaux Très bon état de surface	Coût initial élevé Détails importants	Automobile/ Aérospatial Electronique
Usinage	Retrait de matière	Tous types de matériaux Tolérance élevée	Peu adapté pour les pièces complexes Coût élevé	Dispositifs et appareillages Automobile Aérospatial
Assemblage	Soudures et fixation de pièces	Tous types de matériaux	Délai important	Automobile Médical

PARTIE II : **MATERIELS ET METHODES**

«La science est du savoir organisé.» Herbert Spencer

Notre étude a consisté en 4 étapes :

- Acquisition du modèle
- Impression du modèle
- Analyse critique comparative
- Elaboration d'un guide chirurgical/ Proposition chirurgicale

1- Acquisition du modèle

1-1- Etape 1 :

Mandibule sèche et un Os Maxillaire sec du laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de RABAT.

1-2- Etape 2 :

Sélection d'un groupe de 7patients, atteints de pathologies maxillo-faciales différentes, hospitalisés au dit service à l'hôpital des Spécialités du CHU IBN SINA de RABAT.

- 2 Patients atteints d'ankylose temporo-mandibulaire.
- 1 Patiente admise pour prise en charge d'une asymétrie faciale post ankylose de l'ATM.
- 1 Patient admis pour prise en charge d'un carcinomeépidermoïde du pavillon de l'oreille.
- 1 Patient admis pour prise en charge d'un carcinome de cloison nasale.
- 1 Patiente admise pour prise en charge d'une tumeur de l'os maxillaire.

- 1 Patient admis pour prise en charge d'une fracture de l'os zygomatique post traumatique.

Nous avons répartis nos patients en 3 groupes chirurgicaux :

- Chirurgie Orthognatique
- Chirurgie Cancérologique
- Chirurgie Traumatique

L'acquisition s'est faite par Scanner « SIEMENS. » Service de radiologie de l'Hôpital des Spécialités de Rabat et Radiologie Centrale de l'Hôpital IBN SINA de RABAT.

Les caractéristiques doivent être les suivants :

- Epaisseur de couche idéalement inférieure ou égale à 1mm :
Nous avons réalisés des coupes de : **0,625 mm**
- Matrice de 512 x 512
- Pixel de l'ordre de 0,5mm à 0,3mm

1-3- Protocole :

- Acquisition à partir des fichiers « DICOM » (Digital Imaging and Communications in Medicine) de l'imagerie médicale, les coupes natives issues du scanner et des données de l'Imagerie radio-magnétique chez 2 patients.
- Exportation au format « STL ».
- Modélisation à l'aide du logiciel OsiriX ®réalisé par leFablab« LeSiege» Casablanca et l'équipe « Lexpert3D ».

- Nettoyage et réparation des surfaces : faces mal orientées, manquantes, arêtes solitaires.
- Segmentation si besoin de la zone d'intérêt chirurgicale par le logiciel « Slicer ».

2- Impression du modèle :

L'acquisition a été réalisée le même jour dans les mêmes conditions de température et de pression que celle des pièces sèches originales.

Pour les autres biomodèles l'acquisition s'est faite au fur et à mesure de la sélection, l'hospitalisation et l'urgence thérapeutique des différents patients.

Critères d'inclusion :

- Imprimante 3D dont le plateau d'impression permet l'obtention d'un modèle en un seul bloc.
- Matériau rigide.

Critères d'exclusion :

- Impression en fragments.
- Coût élevé des prestations.

Pour ce faire, nous avons choisi trois imprimantes 3D : CUBE X, MAKERBOT Replicator 2 et la FORMLAB. (LeSiege Casablanca)

Le choix du matériau : Nous avons réalisé tous nos biomodèles en utilisant :

- Acrylonitrile butadiène styrène (ABS) ;
- PLA ;
- Silicone « Biocompatible »
- Résine « Haute Technologie ».

L'impression s'est faite en utilisant les techniques de stéréolithographie et FDM.

Nous détaillerons les caractéristiques des imprimantes que nous avons utilisées dans la partie discussion.

3- Analyse critique comparative :

Par analyse de la distorsion globale. Cette distorsion comprend toutes les erreurs survenues au cours du processus de fabrication.

S'ensuit une analyse comparative entre le modèle, STI de référence et le biomodèle acquis et ce par le choix de distances entre des repères anatomiques préalablement choisis.

Pour ce faire nous avons sélectionné des points sur des repères anatomiques différents aléatoirement, les mesures ainsi créées seront comparées. L'intervalle de confiance à 95% a été calculé selon **la loi de Student**.

Nous détaillerons dans la partie discussion les détails de nos techniques de calculs.

4- Proposition chirurgicale :

Suivant le cas du patient et la technique chirurgicale utilisée.

PARTIE III : **RESULTATS**

Les résultats de notre étude sont présentés en millimètres, en centimètres et en pourcentage. Les biomodèles issus sont couplées à l'imagerie DICOM, le fichier « .STL » correspondant ainsi que la technique utilisée.

Les résultats de l'étude comparative sont présentés en corrélation aux données informatiques le long du processus.

Nous préciserons également le temps d'impression pour chaque biomodèles.

Au vu du faible échantillon de mesure pour chaque biomodèle, l'intervalle de confiance à 95% a été calculé selon la loi de Student.

Quant aux modèles, ils montrent une moyenne de distorsion à 0,35mm (1,6%) pour tout le processus.

I- MANDIBULE SECHE :

Nous avons, dans un premier temps, réalisé notre protocole sur une mandibule sèche que nous avons nommé M1.

Nous avons simplifié, dans cette première démarche, la structure de la mandibule en enlevant les détails anatomiques et en suivant des lignes droites entre les différentes portions osseuses.

Et ce pour simplifier les calculs de distances entre le modèle anatomique, STL et biomodèle.

1- Modèle anatomique(1):

La figure 15, montre le modèle anatomique choisi. Il s'agit d'une mandibule humaine prêtée par le laboratoire d'anatomie du laboratoire de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat.

Les mesures réalisées sont colligées dans le tableau 5.

La mandibule montre une petite latéro-déviatoin droite qui n'a pas été prise en compte lors de la réalisation de la modélisation.



Figure 15 : Mandibule sèche M1 laboratoire d'anatomie FMPR

2- STL :

Le STL acquis de la mandibule sèche M1, après modifications, est représenté sur la figure 16. Les mesures réalisées sont réunies dans le tableau 5 en comparaison avec le modèle anatomique et le biomodèle qui suit.

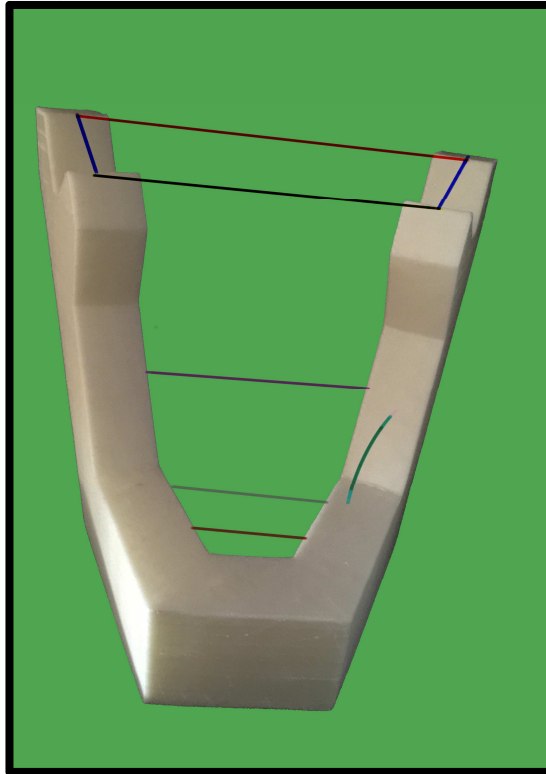


Figure 16 : STL de la Mandibule sèche M1 modifiée

3- Biomodèle :

Le biomodèle acquis (Figure 17) a été également mesuré (Tableau 5).

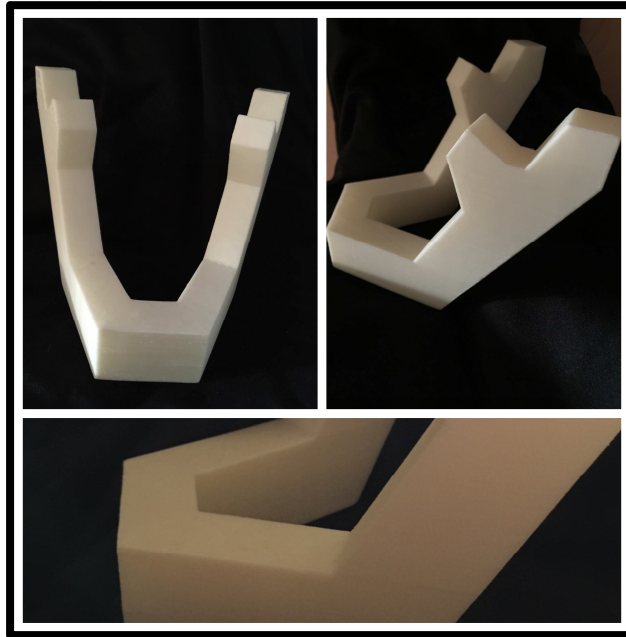


Figure 17 : Biomodèle Mandibule sèche M1 modifiée

4- Mesures:

Les mesures réalisées respectivement sur le modèle anatomique, le STL et le biomodèlesont regroupées dans le tableau 5.

Les choix des distances ont été faits aléatoirement sur des points anatomiques fixes de chaque hémi-mandibule. (Figure 16)

*Mesure 1 : **D1** : Distance entre les 2 condyles.*

*Mesure 2 : **D2** : Distance entre les 2 processus coronoïdes.*

*Mesure 3 : **D3** : Distance entre le condyle et le processus coronoïde.*

*Mesure 4 : **D4** : Distance entre les 2 fossettes sublinguales.*

*Mesure 5 : **D5** : Distance entre les 2 fossettes sub-mandibulaires.*

*Mesure 6 : **D6** : Distance moyenne entre les 2 ramus mandibulaires.*

Angle entre le ramus et le corps de la mandibule.

Hauteur du corps de la mandibule.

Tableau 5: Mesures des distances Mandibule sèche M1 (en mm)

Distance	Modèle	STL	Biomodèle
D1	122	122	120
D2	101	101	98
D3	23	25	24
D4	30	30	30
D5	60	60	60
D6	73	74	74
Angle	120°	120°	120°

La moyenne d'écart de distance calculée pour la mandibule sèche M1 est de **3mm** sur l'ensemble des mesures du modèle, STL et biomodèle.

Le biomodèle acquis donne un résultat de **99,57%** de fidélité par rapport au modèle anatomique initial. Soit un écart de **0,43%**.

Le graphique (Figure 18), reprend les mesures réalisées. Nous notons que l'écart est plus prononcé dans la Mesure D1 (2 condyles mandibulaires) et la Mesure D2 (2 processus coronoïdes) pour le modèle anatomique initial et le biomodèle acquis. Les courbes sont parfaitement identiques pour le reste des distances.

Le temps d'impression de la pièce était d'une heure et 35 minutes.

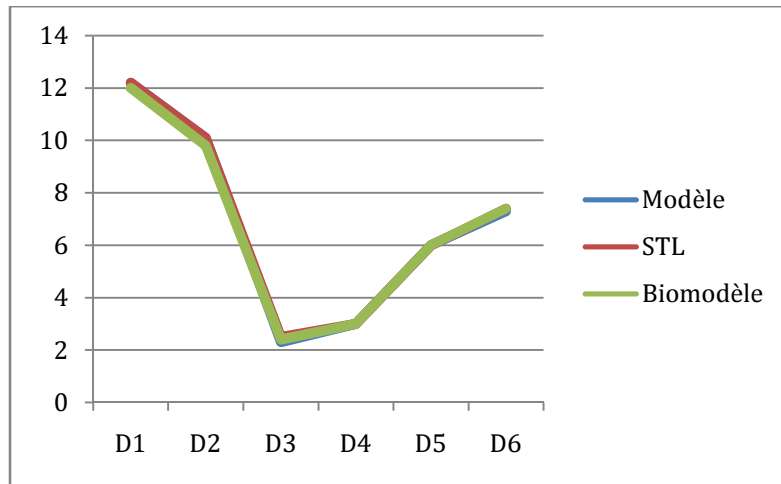


Figure 18: Courbe de distorsion Mandibule sèche M1

II- OS MAXILLAIRE SEC :

1- Modèle anatomique (2) :

Dans un deuxième temps, nous avons nommé notre os maxillaire sec M2 issu également du laboratoire d'anatomie de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat. (Figure 19)

Le modèle a été conservé entièrement, aucune modification n'a été réalisée, les dents étant conservées lors du processus.

Les mesures réalisées ont été regroupées dans le tableau 6.

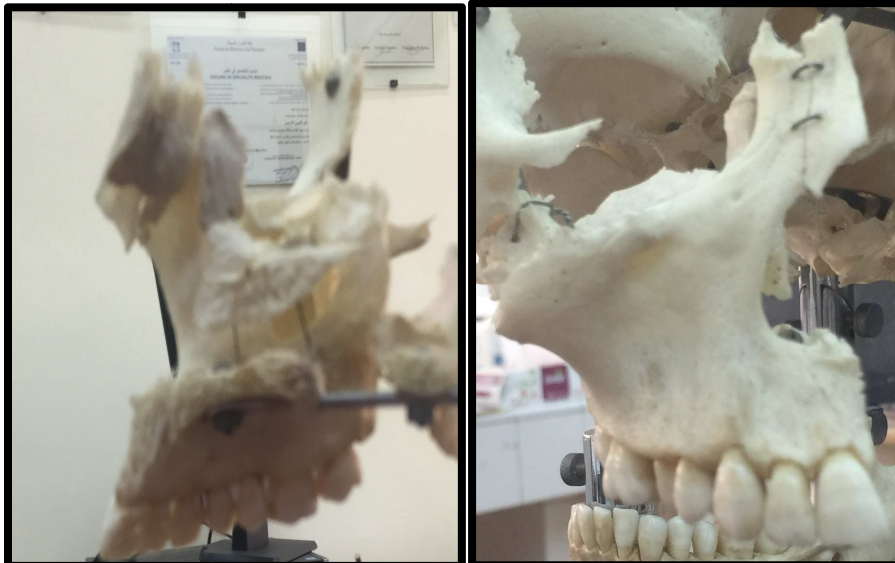


Figure 19 : Os maxillaire sec M2 laboratoire d'anatomie FMPR

2- STL :

Les résultats des mesures du STL obtenu (Figure 20) après modélisation sont colligés. Tableau 6.

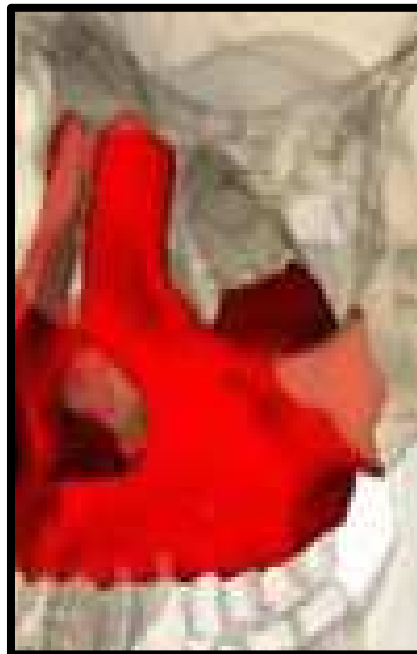


Figure 20 : STL Os Maxillaire Sec M2

3- Biomodèle :

La figure 21 présente le biomodèle de l'os maxillaire M2 obtenu. Les résultats des mesures réalisées sur la pièce sont regroupés dans le tableau 6.



Figure 21 : Biomodèle Os Maxillaire Sec M2

4- Mesures :

Les mesures réalisées respectivement sur le modèle anatomique, le STL et le biomodèle sont colligées dans le tableau 6.

Mesure 1 : OM1 : Incisive à la 3ème molaire (Arc alvéolaire)

Mesure 2 : OM2 : Processus frontale à l'épine nasale antérieure.

Mesure 3 : OM3 : Epine nasale antérieure à l'incisive.

Mesure 4 : OM4 : Processus zygomatique au à l'épine nasale antérieure.

Tableau 6 : Mesures des distances Os Maxillaire M2 (en mm)

Distance	Modèle	STL	Biomodèle
OM1	44	44	44
OM2	60	62	62
OM3	20	21	21
OM4	33	33	33

L'écart moyen de distance calculé pour l'os maxillaire sec M2 est de **3mm** pour l'ensemble des mesures réalisées sur le modèle, STL et biomodèle correspondant.

Le biomodèle acquis donne un résultat de **99,57%** de fidélité par rapport au modèle anatomique initial. Soit un écart de **0,43%**.

Le graphique (Figure 22), reprend les mesures réalisées. Nous remarquons un écart des mesures OM2 (processus frontal à l'épine nasale antérieure) et OM3 (épine nasale antérieure à l'incisive) pour le modèle anatomique et le biomodèle correspondant.

Les courbes restent identiques pour les autres mesures.

Le temps d'impression de la pièce était d'une heure et 45 minutes.

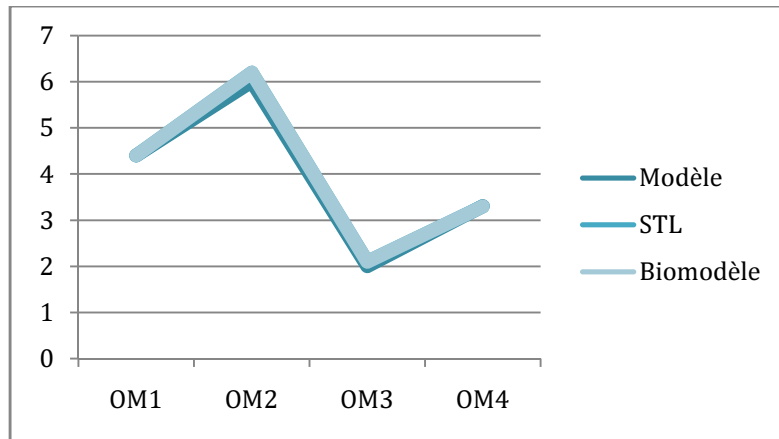


Figure 22: Courbe de distorsion Os Maxillaire sec M2

III- PRESENTATIONS CLINIQUES :

1- Patient 1 :

Il s'agit de Mr O.B, âgé de 18 ans admis pour prise en charge d'une récurrence d'ankylose temporo mandibulaire. Avec une ouverture buccale estimée à : 10mm.

Le patient a bénéficié d'une TDM du Massif facial. Le scanner a mis en évidence une ankylose droite sans hypertrophie du coronoïde associée.

(Figure 23)

1-1- DICOM (1):



Figure 23 : DICOM ATM Patient 1

1-2- STL (1):

La figure 24 montre le fichier « STL » obtenu, avec le logiciel « Slicer » une segmentation du massif facial a été réalisée pour garder la mandibule uniquement qui sera imprimé en 3D. (Figure 25)



Figure 24 : STL ATM Patient 1

1-3- Biomodèle (1): Mandibule :

A partir des données « STL » recueillies (Figure 24), une impression d'un biomodèle a été initiée (Figure 25) montrant un bloc d'ankylose mesurant **2,7*2,1cm** et une latéro-déviatoin mandibulaire droite à **-9,8°**.

L'espace vacant post résection est calculé à **3,6cm³**si l'on suppose que l'espace est prismatique et de **3,87cm³**si sphérique.

Ce qui suppose une taille d'un greffon (costal) de **1*3*1,5 cm +/- 0,2**.

L'ouverture buccale ainsi sera optimale en post opératoire.

Le temps d'impression a été de deux heures et trente minutes.



Figure 25 : Biomodèle ATM Patient 1

2- Patient 2 :

Il s'agit de Mr M.M, âgé de 30 ans, admis le pour prise en charge d'une récurrence d'ankylose temporo-mandibulaire, avec une ouverture buccale estimée à 15 mm.

Le patient a bénéficié d'une TDM du Massif facial. Le scanner a mis en évidence une ankylose temporo-mandibulaire droite avec hypertrophie coronéidienne associée. (Figure 26)

2-1- DICOM (2):

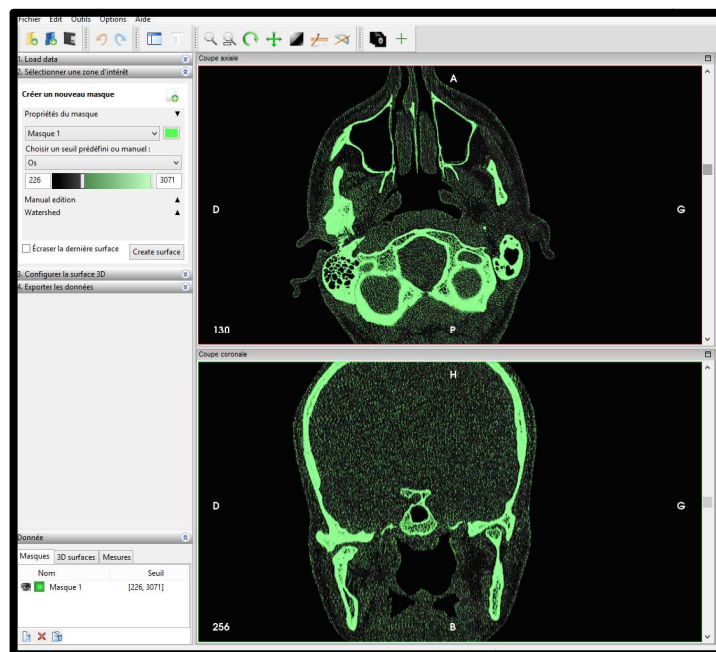


Figure 26 : DICOM ATM Patient 2

2-2- STL (2):

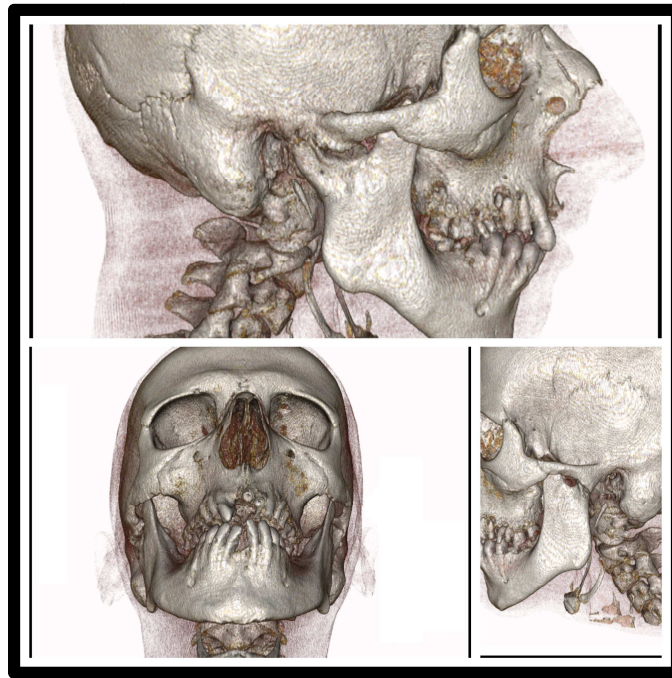


Figure 27 : STL ATM Patient 2

2-3- Biomodèle (2) : Hémi-mandibule Droite :

La figure 28, montre le biomodèle réalisée. Il s'agit d'une segmentation après « Slicer » sur le « STL » (Figure 27) obtenu, permettant ainsi de retenir uniquement la zone d'intérêt chirurgicale.

Le bloc d'ankylose a été mesuré à **2,2*2cm**.

L'espace vacant post résection est calculé à **3,3 cm³**(Volume prismatique) et de **3,54 cm³**(Volume sphérique)

La taille du greffon a utilisé est de **1*3*1,1cm +/- 0,1**.

L'ouverture sera optimale en post chirurgical.

Le temps d'impression a été estimé à une heure et quarante minutes.



Figure 28 : Biomodèle ATM Patient 2

3-Patient 3 :

Il s'agit de Mme F.H, admise pour prise en charge d'une asymétrie faciale suite à une ankylose temporo-mandibulaire opérée après 20 ans d'évolution.

3-1- DICOM (3):

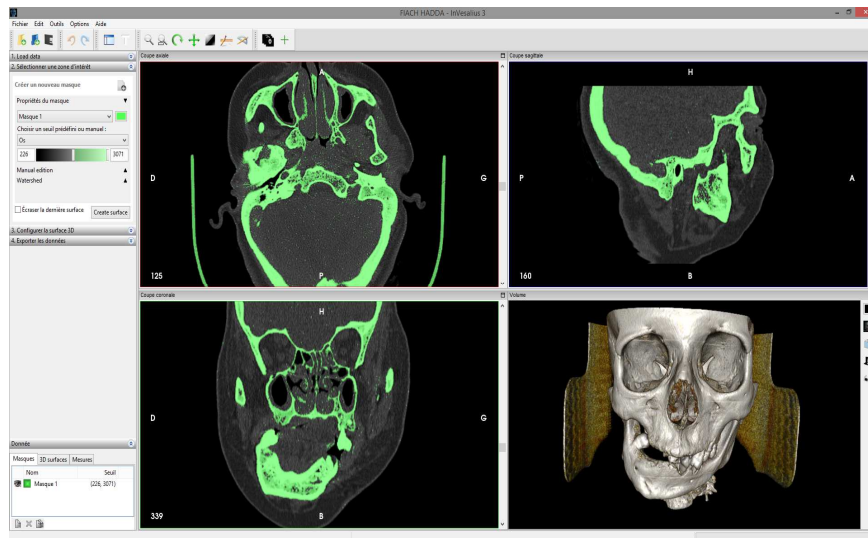


Figure 29 : DICOM AF Patiente 3

3-2- STL (3):



Figure 30 : STL AF Patiente 3

3-3- Biomodèle (3): Mandibule :

Le biomodèle créé ici a été réalisé en un seul tenant (Figure 31), montrant la micromandibule avec une destruction totale de la zone d'articulation temporo-mandibulaire droite.

Le temps d'impression du biomodèle était de deux heures et vingt minutes.

La procédure s'est suivie d'une reconstruction 3D d'une néo mandibule par lambeau libre fibulaire.



Figure 31 : STL AF Patiente 3

L'hémi-mandibule gauche a été conservée (Figure 32 : Coloris violet) le greffon a implanté (Figure 32 : Coloris Bleu) a été segmenté en deux portions mesurant respectivement **5cm** et **5,5cm**.

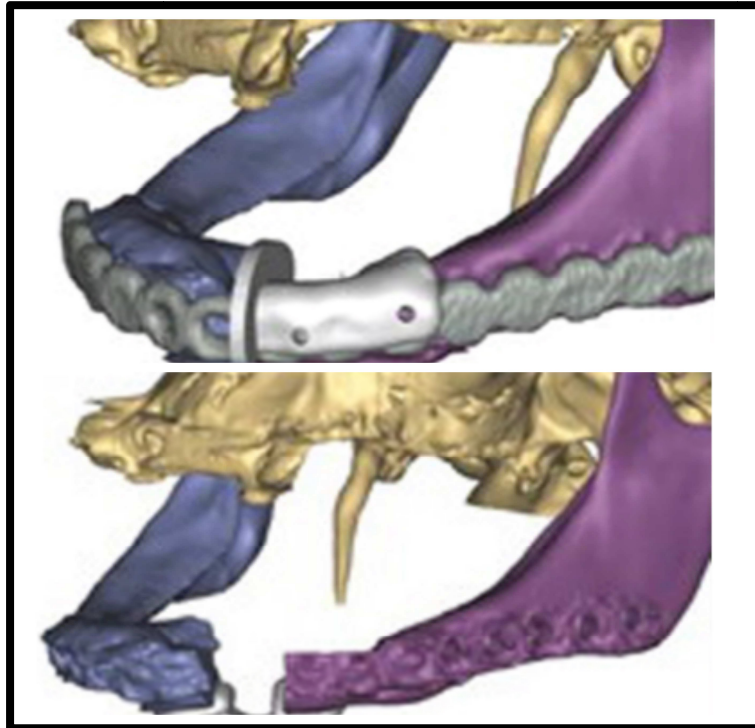


Figure 32 : Reconstruction 3D par lambeau fibulaire Patiente 3

4- Patient 4 :

Il s'agit de Mr A.M, admis pour prise en charge d'un carcinomeépidermoïde du pavillon de l'oreille gauche (Figure 34). Le patient a bénéficié d'une IRM selon les mêmes critères de qualité requis.

Chez ce patient, nous avons utilisé la technique du « Mirroring », l'oreille contre latérale saine a été dupliquée et miroiter (Figure : 35) puis nous avons suivi le protocole usuel pour l'obtention d'un biomodèle qui sera utilisé comme trame pour la création d'une copie exacte en silicone « biocompatible ». (Figure 36)

Cette prothèse sera utilisée ultérieurement pour répondre à l'impératif esthétique post chirurgie carcinologique. Elle sera munie d'attaches qui s'articuleront autour d'une vis placée au niveau de la région mastoïdienne.

4-1 Modèle :



Figure 33 : Carcinome épidermoïde du pavillon de l'oreille Gauche Patient 4

4-2 STL (4) :

La figure 35, montre l'acquisition du modèle après « mirroring ». Par le logiciel « Slicer », nous avons réalisé une série de mesures colligées dans le tableau 6.



Figure 34 : STL Pavillon de l'oreille Gauche

4-3 Biomodèle (4):



Figure 35 : Biomodèle Pavillon de l'oreille Gauche

4-4 Prothèse :



Figure 36 : Prothèse siliconée biocompatible

4-5 Mesures :

Mesure 1 : O1 : Point supérieur de l'hélix au lobule

Mesure 2 : O2 : Tragus à la gouttière de l'hélix

Mesure 3 : O3 : Tragus à la conque

Mesure 4 : O4 : Lobule à l'antitragus.

La moyenne d'écart de distance calculée pour l'oreille est de **0,12mm** sur l'ensemble des mesures du STL, biomodèle et prothèse.

Le biomodèle acquis donne un résultat de **98,94%** de fidélité par rapport au modèle anatomique initial. Soit un écart de **1,06%**.

Le graphique (Figure 37), reprend les mesures réalisées. Nous notons que l'écart est plus prononcé dans la Mesure O1 (Point supérieur de l'hélix au lobule) pour

le modèle anatomique initial, le biomodèle et la prothèse. La distance O2 (Tragus à la gouttière de l'hélix) montre une légère déviation pour le biomodèle acquis.

Les courbes sont identiques pour le reste des distances.

Tableau 6 : Mesures de distances pavillon de l'oreille (en mm)

Distance	Modèle	STL	Biomodèle	Prothèse
O1	55	55	54	53
O2	23	22	22	22
O3	15	15	15	15
O4	20	20	21	20

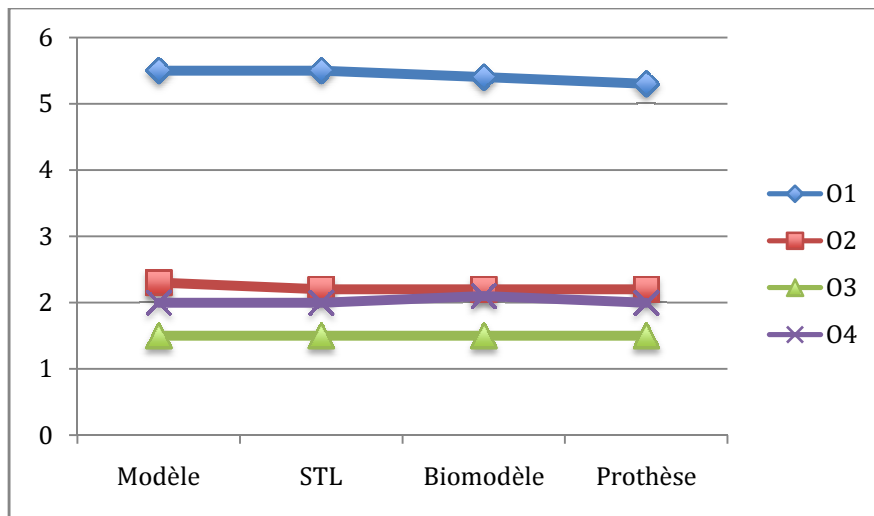


Figure 37 : Courbe de distorsion pavillon de l'oreille G

5- Patient 5 :

Il s'agit de Mr S.O, âgé de 30ans, admis pour prise en charge d'un carcinome de la cloison nasale.

Le patient a bénéficié d'une IRM, nous avons utilisé la technique d'inclusion. Afin de rendre la tumeur plus apparente nous avons imprimé en 2 matériaux de coloris différents le cartilage, les tissus nasaux, l'os et la tumeur de la cloison nasale.

5-1- DICOM (5):

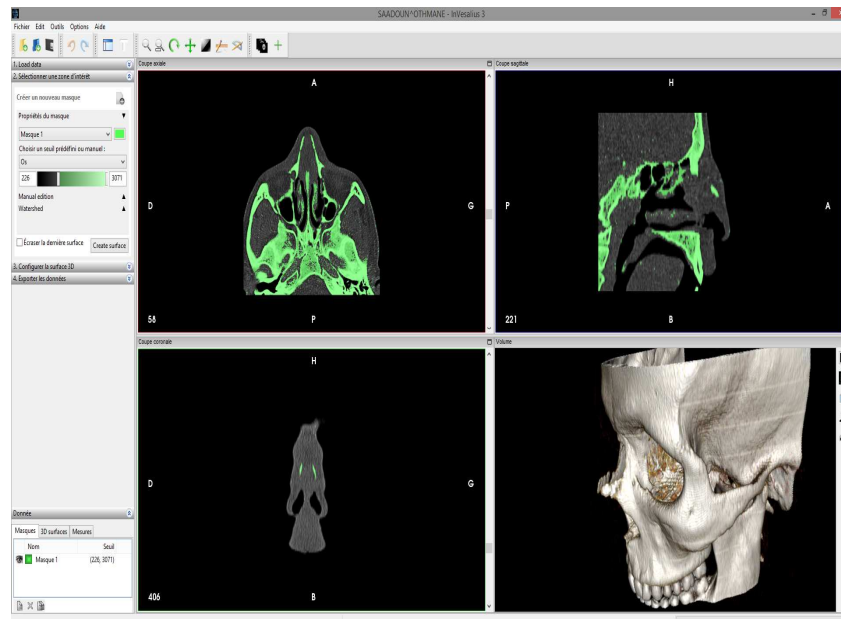


Figure 38 : DICOM Patient 5

5-2- STL (5):

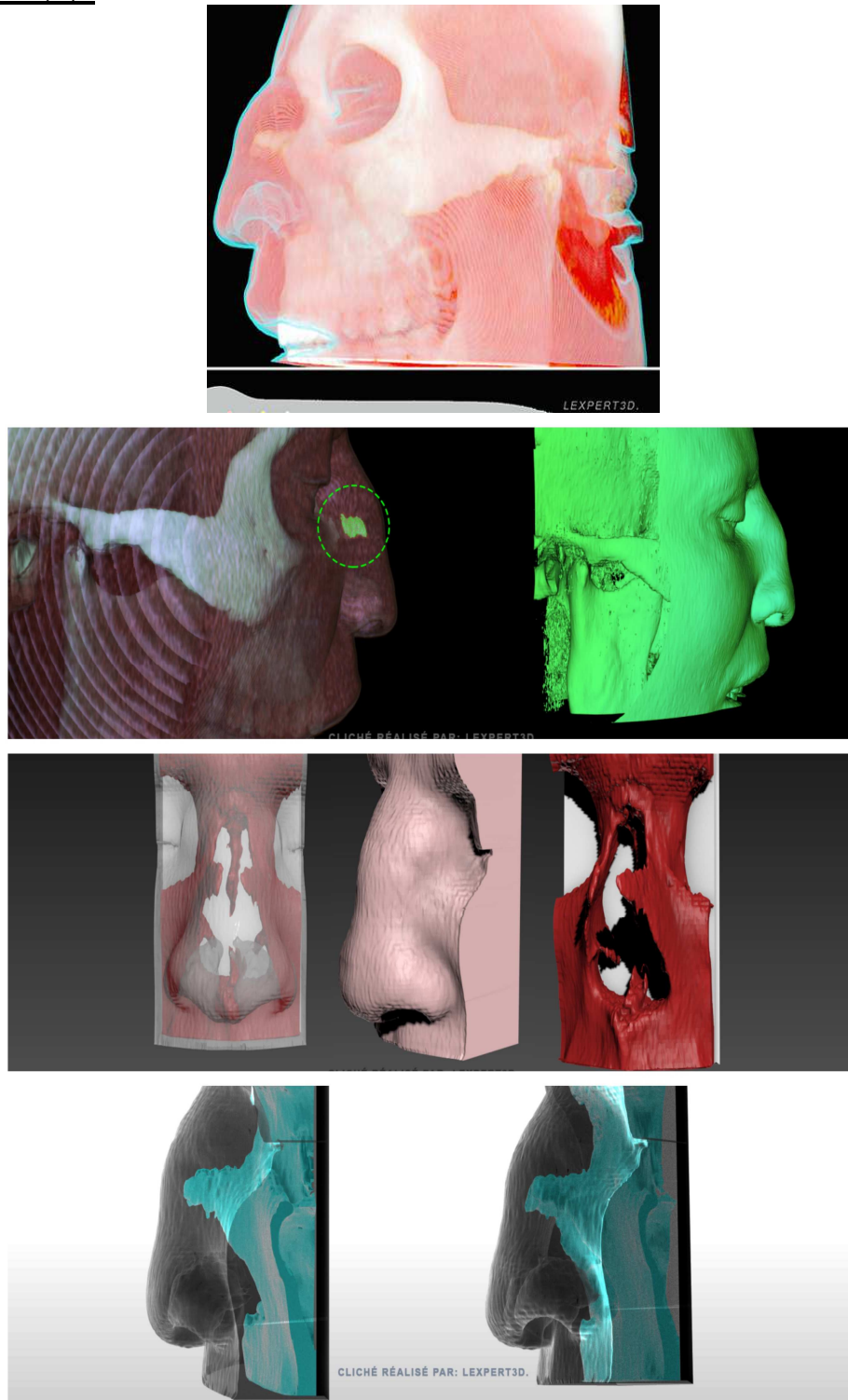


Figure 39 STL et reconstruction 3D Tumeur CN Patient 5:

5-3- Biomodèle (5):



Figure 40 :Biomodèle Nasal Patient 5

Le STL (Figure 39) et le biomodèle issu (Figure 40), permettent de localiser la tumeur qui mesure **13mm**, fixée au plan postérieur, sans envahissement local selon les données DICOM et le modèle 3D acquis.

L'exérèse peut se faire en un seul tenant avec des marges de sécurité calculés à **3/4mm**.

Le temps d'impression de tout le processus est de trois heures et quarante minutes.

6- Patient 6 :

Il s'agit de Mme T.L, âgé de, admis pour prise en charge d'une tumeur de l'os maxillaire.

La patiente a bénéficié d'une TDM du massif facial. Dans ce cas-ci, le biomodèle acquis est un néo os maxillaire qui donne les mesures exactes de la perte de substance après le geste chirurgical en prenant en considération la marge

carcinologique que nous avons évalué à 1cm au-dessus de la tumeur du STL obtenu. (Figure : 42)

Le biomodèle permet également de simuler une prise en charge avec une prothèse totale de l'os maxillaire en créant une structure qui s'imbrique parfaitement avec les structures faciales adjacentes. (Figure : 43)

6-1- DICOM (6):

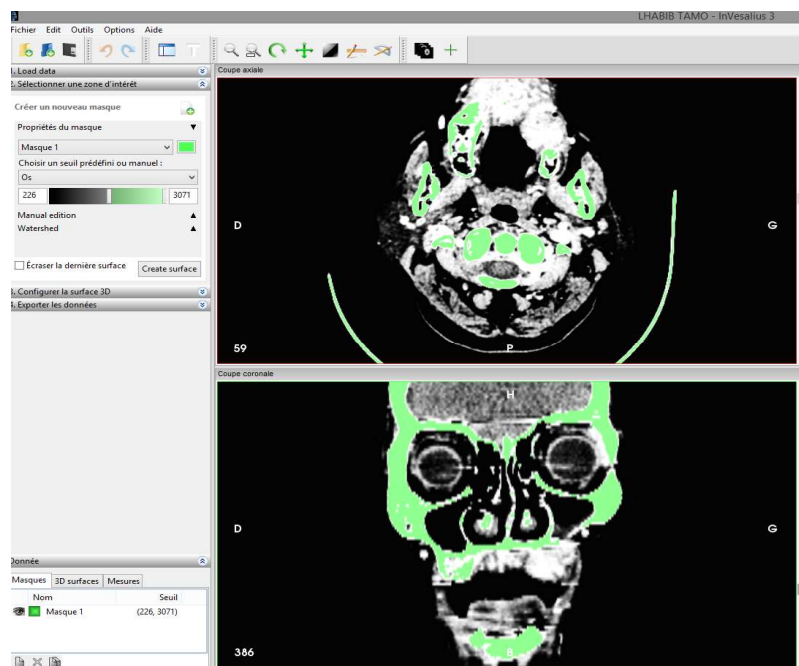


Figure 41 : DICOM Patient 6

6-2- STL (6):

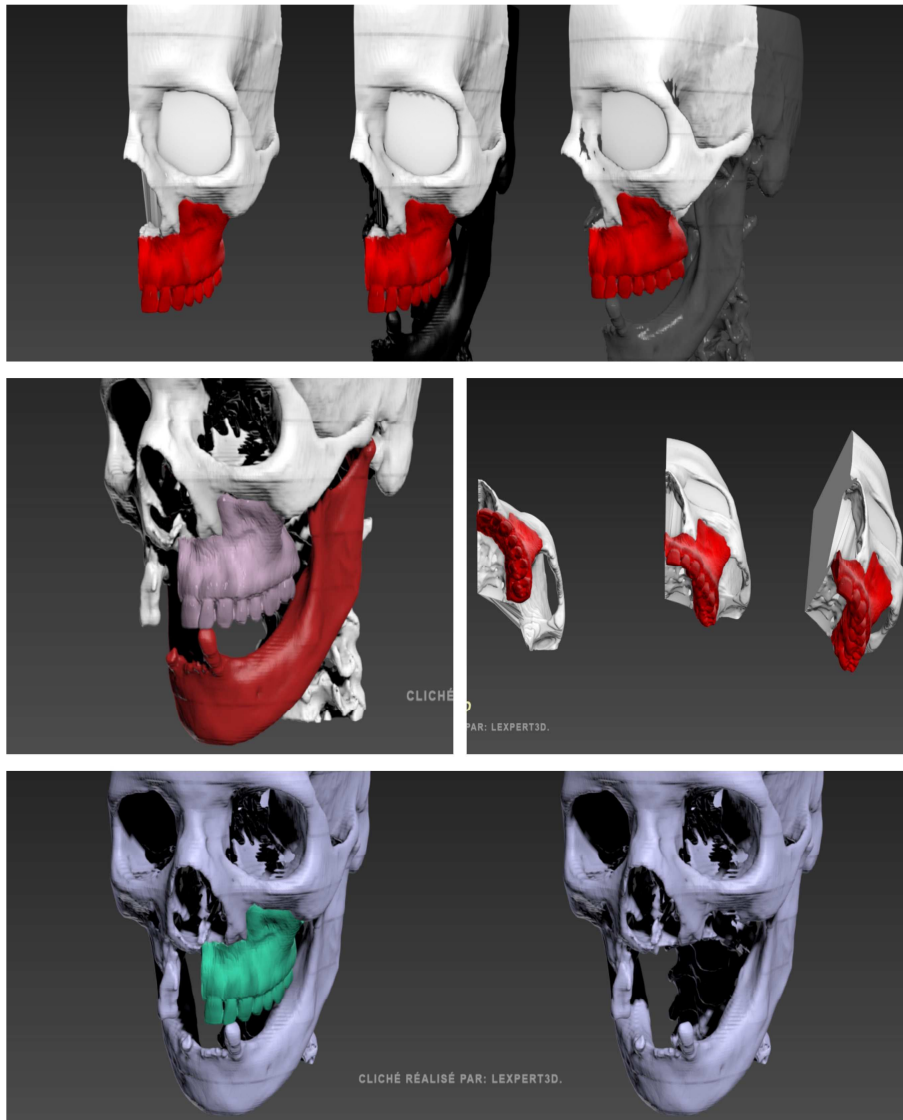


Figure 42 : STL et Reconstruction par néo maxillaire Patient 6

6-3- Biomodèle (6):

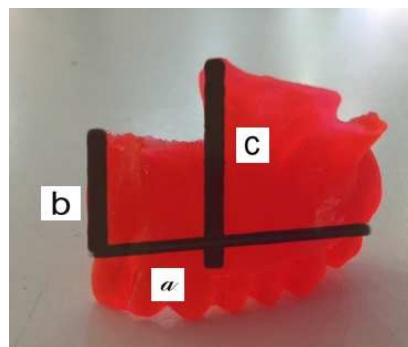
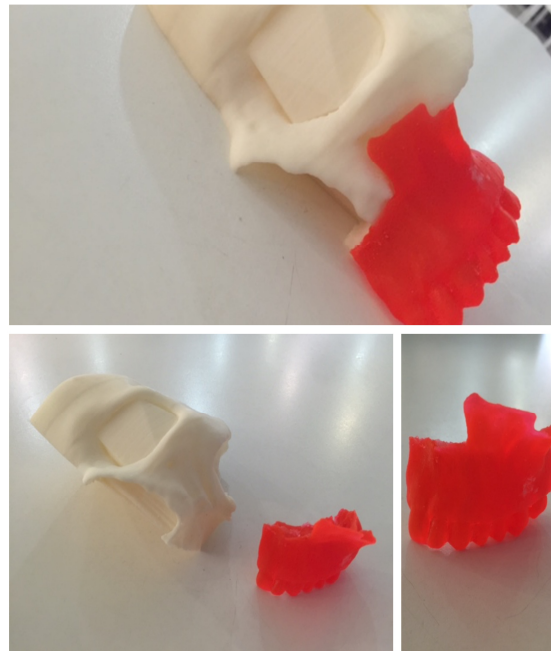


Figure 43 : Biomodèle et néo maxillaire Patient 6

La mesure « a » correspond à : **5,2cm.**

La mesure « b » correspond à : **2cm.**

La mesure « c » correspond à : **3,8cm.**

La mesure « d » correspondant à l'épaisseur du biomodèle est à : **1,5cm.**

Le volume approximatif est calculé à **8,32 cm³.** (Prismatique)

Le temps d'impression de l'ensemble des biomodèles est de deux heures et cinquante minutes.

7- Patient 7 :

Il s'agit de Mr Z.A, âgé de 28 ans, admis pour prise en charge d'une fracture de l'os malaire à la suite d'un traumatisme à point d'impact cranio-facial.

Nous avons utilisé la technique du « mirroring », (Figure : 44/45) l'os controlatéral est imprimé puis une grille en titane sera modelée suivant la convexité de l'os puis stérilisée et appliquée au patient. (Figure 46)

7-1- DICOM (7):

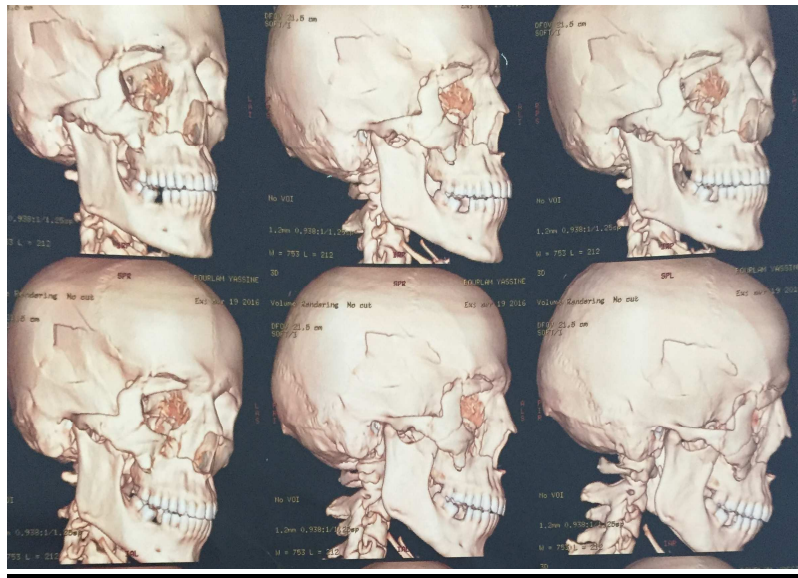


Figure 44 : DICOM Patient 7

7-2- STL (7):



Figure 45 : STL Patient 7

7-3- Biomodèle (7):

La figure 46 montre le biomodèle imprimé sur lequel une grille en titane a été mise en place.

La grille utilisée sera stérilisée et appliquée directement sur la portion fracturée.



Figure 46 : Grille en titane stérilisée et appliquée sur le biomodèle

PARTIE IV : **DISCUSSION**

« La médecine est une opinion »

Massimo Bontempelli

I- ACQUISITION DES DONNEES ET CREATION DU FICHIER "STL " :

1- Paramètres d'acquisitions et modalités de l'imagerie :

1-1- Scanner :



Figure 47 : Scanner « Siemens SOMATOM® (9)

Le support radiologique essentiellement utilisé dans notre étude, un des paramètres important est celui de l'épaisseur de coupe. Passant de 1,5mm à 0,625 en 10 ans.

En effet, l'épaisseur des couches est un élément important dans l'acquisition des données. Plus la couche est fine plus le résultat final est proche de la réalité anatomique, et donc le rendu final de la pièce permet une visualisation effective de la pathologie étudiée.

Un préalable pour comprendre la qualité d'une reconstruction en post traitement est la notion de VOXEL. La finesse d'une image dépend de la matrice c'est à

dire le nombre de petits carrés« PIXEL » la composant. Par exemple une image avec une matrice de 512/512 comporte 2620144 pixels.

Mais ceci est valable dans un plan 2D (comme la photographie numérique) hors nous faisons acquisition d'un volume et il faut tenir compte de la 3^{ème} dimension.

Un second paramètre donc s'ajoute celui de la **résolution spatiale** qui est de l'ordre de 0,25 à 0,4mm améliorée par les nouvelles techniques des scanners multibarettes.

Elle représente la profondeur du « VOXEL » (épaisseur de la tranche anatomique) qui est à l'origine de l'effet de **volume partiel** représentant dans la tranche d'acquisition deux structures anatomiques de densités différentes contenues dans ce même VOXEL.(Figure 48/49) (10) (11)

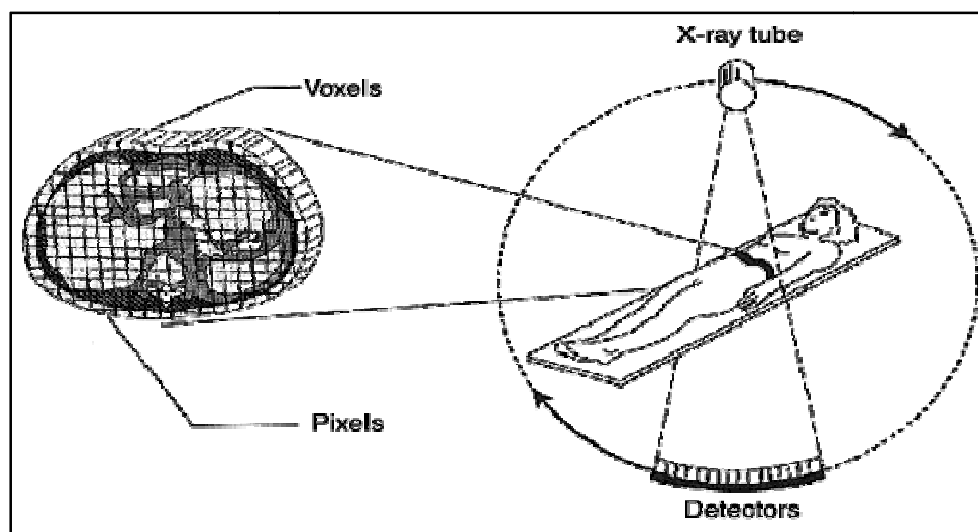


Figure 48 : AcquisitionTDM; le tube à rayons X et les détecteurs tournent avec l'axe de rotation allant de la tête du patient aux orteils. (Source : Mayo Clinic) (10)

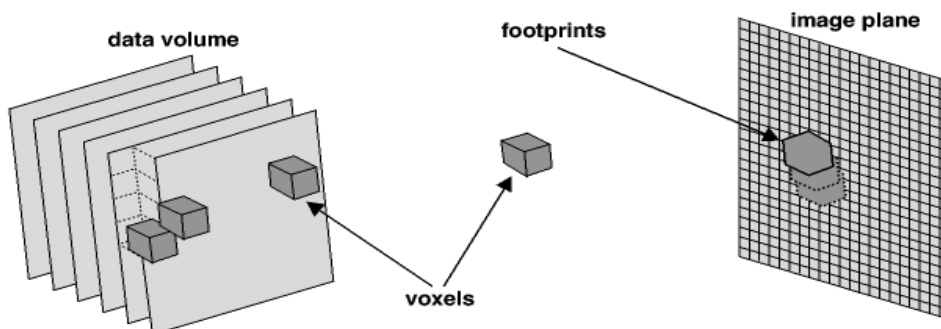


Figure 49 : Création d'image 3D : concept du Voxel (12)

A la visualisation en pixels, les densités de ces deux structures sont moyennées en une seule qui n'a pas forcément de correspondance anatomique. (13)
 (Figure : 50)

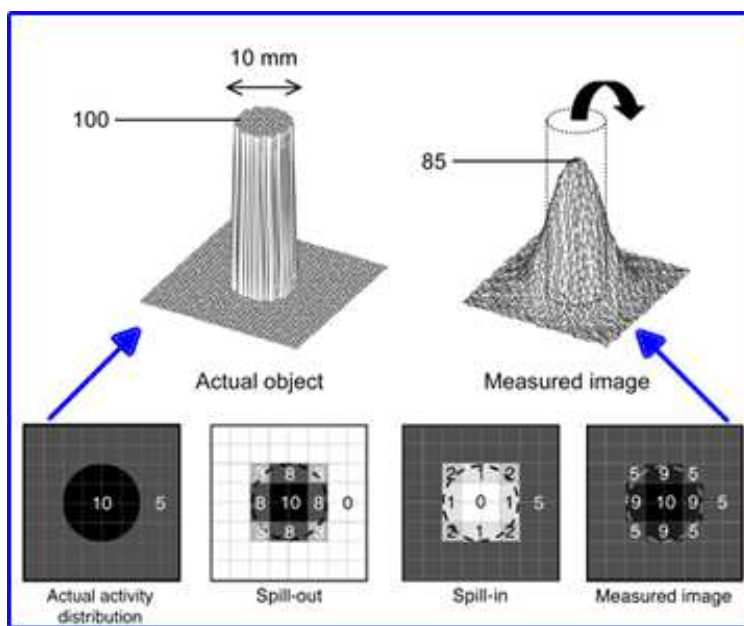


Figure 50 : Différence de densité de structure entre anatomie et image radiologique (13)

Miechowicz démontre que l'erreur dimensionnelle maximale associée du scanner et de la SLA est de +/-0,87mm avec comme considération que l'erreur pour le scanner ne dépasse pas 0,28mm.

Il est nécessaire de mesurer précisément chaque scanner afin d'obtenir les données servant de base à la production de biomodèle. (14).

Taft explique que la plus grande distorsion est due à la dimension du voxel qui dépend en partie de l'épaisseur de couche qui se répercutera sur l'axe des Z du prototype. (15)

L'importance de l'erreur reste faible avec une tolérance généralement acceptée rendant possible l'utilisation de biomodèle dans les plans de traitement.

Ainsi, une coupe scanner est faite de petits cubes ou rectangles – les voxels- . Plus les coupes seront fines, la hauteur des voxels réduite et les voxels cubiques, meilleures seront les reconstructions dans tous les plans de l'espace avec la même définition que les coupes natives.

Il faut tenir compte également du degré d'irradiation qui reste non négligeable lors de cet examen de 1 à 20 mSV, équivaut à 8 mois jusqu'à 7,8 ans d'irradiation naturelle. (16)

1-1-1- Minimisation des causes d'artefacts :

Les facteurs de mesures de densité peuvent être liés à l'objet radiographié lui-même, et sont alors dénommés artefacts ; ils doivent être différenciés des facteurs d'erreur liés à l'imprécision de la mesure elle-même.

Les artefacts peuvent être dus au patient, à la machine mais aussi au deux à la fois. Les artefacts sont à reconnaître car ils peuvent être source d'interprétation erronée ou impossible.

1-1-2- Les artefacts liés au patient :

Les artefacts de très haut contraste : couronnes dentaires, prothèses dentaires, plombage de dents, boucles d'oreilles, clips chirurgicaux.. , faussent grandement les mesures d'atténuation des faisceaux de rayonnement les ayant traversés ; les artefacts en résultant altèrent la qualité de l'image.

Le manipulateur veillera donc à éliminer les sources d'artefacts que le sujet est capable de retirer sans traumatisme. Par contre, on laisse en place ceux qui sont impossible d'ôter, le manipulateur s'arrange alors de programmer ses coupes en évitant généralement de les rencontrer.

Pour réaliser un examen du massif facial en coupes axiales, le manipulateur applique ses coupes parallèlement au palais osseux au-dessus des racines des dents pour éviter l'artefact des plombages de dents. Mais reste inévitable lors de coupes coronales pour ce même examen. (Figure : 51)

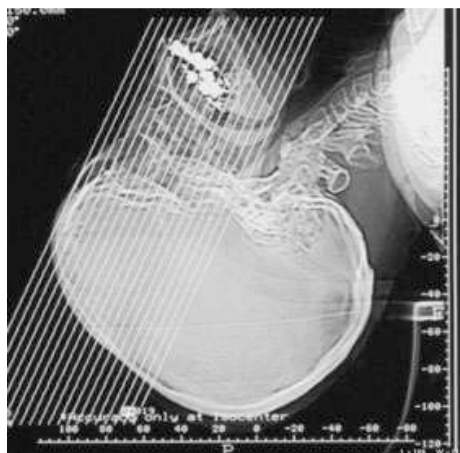


Figure 51 : Acquisition TDM parallèle au palais osseux (17)

1-1-3- Les artefacts liés à l'appareillage :

Tout d'abord le manipulateur veillera à l'élimination de tout objet pouvant entraîner une source d'artéfact autour de la machine.

Compte tenu de fait que les mouvements du statif se font à grande vitesse (un tour du sujet de 1 à 10 secondes) et, malgré des temps de pauses très courts (quelques millisecondes), un certain flou cinétique est donc inhérent au principe même de l'appareillage sauf avec la rotation continue (où de plus le générateur peut être « embarqué »).

Pour les appareils de deuxième et troisième génération, les cellules de détection sont disposées radialement, donc il n'y a pas de corrections de parallaxe. (17)

1-1-4- Les artefacts liés au patient et à l'appareillage :

- Effet de volume partiel dans l'étude morphologique :

Dans une coupe de certaine épaisseur, l'image reconstruite tient compte de toute l'information densitométrique contenue dans cette tranche.

C'est ainsi que pour un vaisseau d'orientation oblique, ou pour une structure pleine de même orientation, l'effet de volume partiel fait que la largeur apparente de la structure sur l'image est plus importante que la largeur réelle.

- Effet de volume partiel dans l'étude densitométrique :

De même, dans l'interprétation densitométrique de certaines images, la valeur d'un pixel pour une coupe donnée correspond à la moyenne de la densité du voxel correspondant de la structure étudiée.

En pratique le manipulateur sait que plus le gradient de densité est large entre le tissu normal et le tissu pathologique, plus large pourra être la coupe TDM.

Le phénomène de volume partiel doit être connu et oblige à utiliser dans certaines régions du massif facial des coupes très fines idéalement millimétriques. (17)

1-2- ConeBeam :

Le conebeam (ou CBCT) (Figure : 52) est une nouvelle technique de radiographie numérisée apparue vers la fin des années 90. Elle tire son nom du faisceau d'irradiation utilisé de forme conique.

A mi-chemin entre le panoramique dentaire et le scanner, cet appareil présente notamment l'avantage d'être plus précis que le panoramique dentaire en offrant une résolution similaire, voire supérieure à celle du scanner, avec en plus la possibilité d'une reconstitution numérique en 3D.

L'acquisition est isotopique avec une résolution de 0,3 à 0,008mm. Aucune préparation n'est nécessaire. La séance est simple et rapide. L'acquisition du cliché dure environ 10 à 20 secondes, mais peut être plus longue générant des artéfacts liés aux mouvements, et un degré d'irradiation inférieure de 2 à 4 fois à celui du scanner. (18)

Il semble donc le plus intéressant aux acquisitions osseuses en pathologie maxillo-faciale.

Liang X et al. , ont étudié comparativement une reconstruction 3D de mandibule sèche issue de cinq conebeams et un scanner multibarettes. Ils ont comparé ces

reconstructions, les résultats retrouvent une déviation moyenne de 0,137mm pour le scanner et 0,253mm en moyenne pour le conebeam. (19)

C.Ernoult trouve une distorsion moyenne de l'ensemble des biomodèles calculée de 0,18 +/- 0,23mm. (Moyenne +/-écart type), sur des acquisitions faites exclusivement par ConeBeam.(20)



Figure 52 : CONE BEAM (18)

1-3- Autres moyens d'imagerie.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie par émission de positron (PET-SCAN) permettent également de générer des fichiers compatibles avec une reconstruction en 3 dimensions. Ils sont intéressants en pathologie

tumorale et non en reconstruction osseuse mais restent cantonnés, principalement, pour une utilisation en médecine nucléaire.

Les approches de type volumique permettent une bonne visualisation des structures mais posent néanmoins de nombreux problèmes pour la reconstruction de celles-ci, notamment en ce qui concerne la reconnaissance d'un organe particulier et non pas d'une structure générale (os, muscle, tissus aqueux...) dont la caractérisation n'a été réalisée que selon des critères basiques de seuillage.

Dans ce dernier cas, l'intervention d'un utilisateur expert (médecin, prothésiste...) devient nécessaire pour l'identification des éléments anatomiques, et l'on s'oriente plutôt vers une approche surfacique ce qui permet notamment de réduire souvent le nombre de points de données de façon considérable. (21)

Nous avons tenté une approche en reconstruction 3D des données acquises par IRM dans le cas du tissu cartilagineux seul en association au tissu osseux et ce dans pour les reconstructions du nez et de l'oreille.

Nous avons constaté, spécialement pour la reconstruction du pavillon de l'oreille, que les résultats obtenus restent satisfaisants répondant à l'impératif de la reconstruction post-chirurgicale carcinologique.

La littérature reste par contre pauvre en article sur une utilisation des données IRM pour une utilisation pour une impression en 3 dimensions.

2- IMAGES DICOM ET CREATION DU FICHER STL :

2-1- Images DICOM et extension .dcm :

DICOM. (Digital Imaging and Communication in Medicine) désigne la norme pour les fichiers numériques créés lors d'examens d'imagerie médicale. Elle recouvre aussi les spécifications concernant leur archivage et leur transmission en réseau (aspects particulièrement importants dans le milieu médical). Indépendant des technologies (scanner, IRM, etc.) et des constructeurs, elle permet de standardiser l'accès aux résultats d'imagerie médicale.

Outre les images numériques issues des examens médicaux, les fichiers DICOM véhiculent aussi nombre d'informations textuelles concernant le patient (état civil, âge, poids, etc.), l'examen réalisé (région explorée, technique d'imagerie utilisée, etc.), la date d'acquisition, le praticien etc.

Ces fichiers ne peuvent être lus et modifiés que par des logiciels spécialisés en « CAO » (Conception assistée par ordinateur).

L'avènement du format DICOM a simplifié la lecture des paramètres d'acquisition et a éliminé la plupart des erreurs liées à l'importation des fichiers.

L'extension « **.dcm** » désigne un fichier DICOM. À l'issue d'un examen médical, un fichier nommé DICOMDIR contient la liste des fichiers générés (images, compressées ou non, parfois des vidéos, voir des comptes rendus).

Il est possible de visualiser la totalité d'un examen dans l'ordre chronologique et par séries (par exemple coupes avant injection, coupes après injection, reconstructions selon un autre plan de coupe etc.).(22)

L'acquisition des données DICOM par scanner (pixel de 0,3mm) ou ConeBeam (Voxel de 0,25 ou 0,4mm) ou encore par IRM comme nous l'avons testé, semble suffisante à ce jour.

Nous tenons aussi à montrer à travers ce travail que la réalisation d'un biomodèle à elle seule ne justifie en aucun cas la réalisation d'une imagerie médicale qui reste avant toute chose un outil diagnostique.

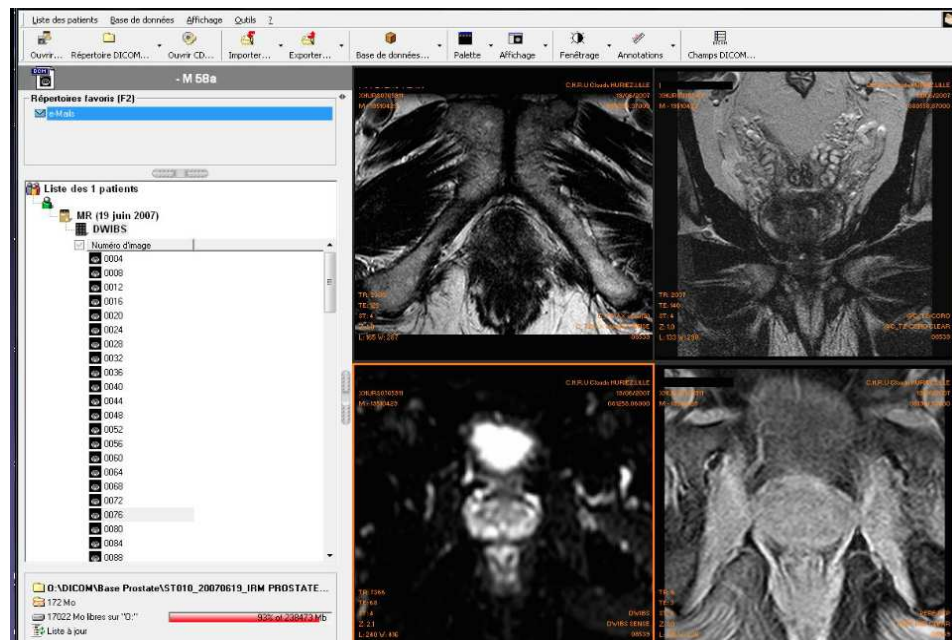


Figure 53 : Exemple d'interface DICOM

2-2- Fichier « STL » et traitement des données :

Avant impression, il convient de contrôler l'étanchéité du modèle virtuel. Certains logiciels comme Mimics® (Materialise, Leuven, Belgique) intègrent ces fonctions. Sinon il existe d'autres outils informatiques permettant de réaliser ces réparations dont en voici quatre gratuits à titre d'exemple :

- Blender (projet «open source»)
- Netfabb® (Lupburg, Allemagne),
- Meshlab (projet «open source»)
- Meshmixer® (Autodesk, Saint-Raphaël, Etats-Unis).

Ces logiciels permettent de réaliser des réparations manuelles ou automatiques par défaut et de réaliser des segmentations si nécessaire.

Après récupération des données DICOM de nos patients, les images obtenues sont exportées et traitées afin de générer le fichier « .STL » par Osirix ou Invesalius.

La structure géométrique du fichier 3D « .STL » est ensuite nettoyé et corrigé de toute erreur ou imperfection par Netfabb et Meshlab. Le résultat obtenu est un objet 3D « propre » et donc exploitable.

L'étape suivante est une intervention directe sur l'objet 3D pour la modification de sa structure par 3DSMAX ou RHINO.

La fonction automatique de réparation du logiciel propose deux types : «default» (celle retenue) ou «simple». L'influence de l'une ou l'autre n'a pas été évaluée. Il en résulte une simplification du modèle.

Le fichier « .STL » final obtenu est maintenant exploitable pour générer le fichier « G-CODE » nécessaire à la production de l'objet par l'imprimante 3D : REPLICATOR-G, SIMPLIFY3D ou CURA.

L'utilisation de logiciels d'imageries qui permettent le traitement des données DICOMs pour générer le « STL » par une solution «open source» type Osirix® (version basique) ou Invesalius semble une alternative pour la création du modèle 3D virtuel.

A ce jour, le meilleur choix reste encore celui du chirurgien, qui sera déterminé selon la reconstruction de la zone anatomique d'intérêt souhaitée. Il en va de même pour la réparation avant impression.

Bien que les algorithmes de reconstruction /réparation du maillage peuvent varier d'un logiciel à un autre, il convient surtout d'aboutir à un «STL étanche» imprimable.

Ces outils informatiques doivent être faciles d'accès et de prise en main. En effet une personne seule (en l'occurrence le chirurgien) doit pouvoir réaliser ces différentes étapes essentielles dans la qualité du futur «STL» prêt à être imprimé.

L'équipe finlandaise d'Huutilainen et Salmi rappelle le pré requis d'imagerie nécessaire aux applications médicales pour la réalisation de biomodèles.

Ces éléments permettent une meilleure compréhension entre chirurgiens, radiologues et ingénieurs, ce qui est un élément de réussite dans les différentes étapes du processus de création d'un biomodèle. (23)

La diminution d'intermédiaires évite les problèmes de communication qui peuvent rendre le résultat d'un processus décevant. Mais dans une structure universitaire comme la nôtre le problème de communication entre radiologues et chirurgiens ne se pose pas.

En effet, le patient dirigé vers le service de radiologie est souvent accompagné d'un médecin qui communique avec le radiologue et visualise en direct toutes les étapes d'acquisition. Le retard se pose dans l'acheminement des fichiers et l'attente du biomodèle (Laboratoire traitant se situant à distance du CHU).

Il nous semble important que le chirurgien s'empare de ces outils et les maîtrise.

La précision du biomodèle dépendra à la fois des caractéristiques de l'acquisition, des effets de la reconstruction des coupes et de l'étape de segmentation et le choix de la valeur du pixel qui est retenu pour différencier l'os des tissus mous.

Il est donc indispensable de savoir ce qu'on utilise et de l'utiliser en conséquence si l'on souhaite réaliser des modèles du squelette ou une reconstruction cartilagineuse ou des tissus mous.

De très nombreuses études déterminent ces paramètres pour chaque étape permettant de proposer un protocole d'acquisition minimal, car peu importe quelle technique d'imprimante 3D utilisée, il convient d'avoir un modèle «.STL» précis.

II. IMPRESSION DU BIOMODELE

Les imprimantes retenues par nos critères vont dans le sens de la démocratisation de l'impression 3D afin de ne plus cantonner cette technologie uniquement à un usage industriel.

1. Impression par stéréolithographie de résine :

C'est la première des techniques d'impression à avoir été largement diffusée pour des applications médicales.

Dès 1992, Lindner et al. Présentaient déjà 124 cas de modèles en SLA créés pour des cas de traumatologie, de chirurgie oncologique et cranio-faciale. (24)

Comme déjà mentionné dans les généralités, c'est un procédé industriel précis, mais dont le coût, et le temps d'impression sont importants et la manipulation de la résine peut s'avérer délicate, voir toxique.

Récemment sur le marché sont apparues de jeunes entreprises telles que FormLabs® ou B9Creator® qui proposent cette technologie.

Les points forts :

L'atout principal de cette technologie est sa précision en axe z avec une épaisseur annoncée à 0,025mm. Elle est de ce fait loin devant toutes les autres imprimantes.

Pour une technologie SLA, le prix est très abordable, mais le coût global reste élevé.

Son design ergonomique en fait une imprimante 3D de bureau, peu bruyante avec sa vitre de protection orange qui protège des rayonnements UV.

Les points faibles :

Malgré la vitre de protection, l'odeur de résine peut occasionner une gêne. La taille du plateau d'impression est limitée si l'on considère devoir imprimer un massif facial complet.

La manipulation de la résine nécessite le port de gants, voir des lunettes de protection. La pièce a besoin de deux bains d'une solution alcoolique pendant 15 minutes chacun.

Le retrait du support peut s'avérer délicat, certains des supports ont altéré les parois du biomodèle lors de leur retrait. (Figure 52).

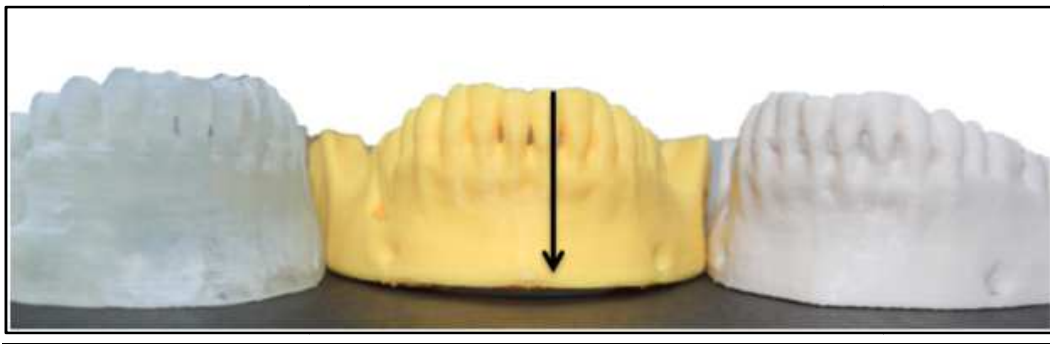


Figure 54 : Altération Biomodèle après retrait. (20)

2. Impression par dépôt de filament fondu d'ABS et de PLA :

Cette technique bien qu'ancienne a été moins utilisée en chirurgie maxillo-faciale. Il nous semblait important de mettre en avant cette dernière afin

d'accompagner la démocratisation que connaît cette technique auprès du grand public.

Pour notre étude nous avons utilisé deux imprimantes 3D à technologie FDM et ABS (Figure 55 et 56) :

2-1 CUBE X :



Figure 55 : Imprimante 3D- CubeX (25)

Caractéristiques :

- **Fabricant :** 3D Systems
- **Matériau(x) :** PLA, ABS, Filaments spéciaux
- **Technologie :** Dépôt de matière fondue
- **Taille :** 515x515x598
- **Diamètre de la buse (mm) :** 0.4
- **Epaisseur min. d'impression :** 100 microns
- **Taille de filament (mm) :** 1.75
- **Taille maximum d'impression (mm) :** 275x265x240
- **Format:** .stl, gcode
- **Logiciel :** Client Cubify (logiciel propriétaire)
- **Compatibilitésystème :** Windows XP, Windows 7+

2-2 MAKERBOT Replicator 2 :

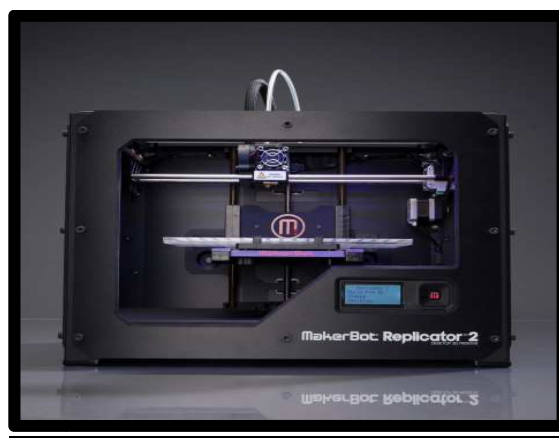


Figure 56: Imprimante 3D Makerbot Replicator2 (26)

Caractéristiques :

- **Fabricant** :MakerBot
- **Matériau(x)** : PLA
- **Technologie** : Dépôt de matière fondue
- **Taille** : 490x320x380
- **Diamètre de la buse (mm)** : 0.4
- **Épaisseur min. d'impression** : 100 microns
- **Précision (mm)** : XY: 11 μm - Z: 2.5 μm
- **Taille de filament (mm)** : 1.75
- **Taille maximum d'impression (mm)** : 285x153x155
- **Format**: .stl, .obj, .thing
- **Logiciel** : Maker Bot® MakerWare®

Les points forts :

Ces imprimantes 3D ont l'avantage d'être économiquement accessibles. L'épaisseur des couches étant plus épaisse qu'en SLA, les biomodèles laissent apparaître des strates qui sont propres à la technique FDM.

La taille des plateaux d'impression permet l'impression d'un massif facial complet. Leur poids réduit et leur petite dimension (sauf pour la Dimension BST 1200®) en font des machines qui s'adaptent bien à un environnement de bureau.

Les impressions ont été rapides, moins de 5h pour toutes les machines. Certains écarts peuvent s'expliquer par le choix de l'épaisseur de couche, d'un support pour la fabrication ou de la densité de remplissage. Le retrait du support est globalement aisé.

Un SAV d'un an est admis par l'ensemble des distributeurs, certaines machines possédant même des outils de contrôle de planéité du plateau d'impression comme la Up&plus 2®. Les solutions logiciels sont fournies avec la machine ou sont en téléchargement libre sur internet.

Les points faibles :

Poids et taille conséquents pour la Dimension BST 1200®. Taille limite du plateau d'impression pour la Up&plus 2®. L'impression multicolore reste limitée avec une ou deux têtes d'extrusion.

Le retrait du support peut s'avérer délicat pour les parties fines ou internes. Les machines ouvertes occasionnent du bruit et l'odeur du plastique sortant de la tête d'extrusion peut incommoder.

La plupart des machines FDM peuvent imprimer avec différents types de filaments, mais cela nécessite de bien maîtriser les paramètres de la machine.

Les machines actuelles de FDM, SLA avec leur facilité de prise en main, représentent une solution de prototypage rapide, simple, économique et fiable.

Globalement la précision des biomodèles est acceptable au vu de la littérature et des applications qui résultent de leur utilisation.

Là encore nous insistons sur un même acteur lors de la réalisation du processus afin que le résultat soit identique aux attentes.

Nous retiendrons particulièrement les machines FDM compactes, fermées dont le plateau d'impression permettrait la fabrication d'un volume équivalent à un crâne et utilisant préférentiellement du PLA au vu de ses caractéristiques biocompatible et écologique.

Il reste néanmoins des machines FDM utilisant de l'ABS ou la machine SLA qui possède d'excellents atouts pour un prototypage en chirurgie maxillo-faciale.

Notre étude a porté essentiellement sur la précision des biomodèles car c'est un élément primordial pour la sécurité de nos patients pour lesquels une planification chirurgicale est réalisée.

III. ACQUISITION DU BIOMODELE : LES OUTILS DE MESURES

Principe de base :

Lorsque l'on réalise des mesures que l'on souhaite comparer, il convient indépendamment de la technique utilisée de respecter certains principes :

- Condition de température et de pression ; connues et identiques.
- Conditions temporelles, les mesures sont réalisées au même moment
- Condition du support doit être stable.
- Conditions de mise en référentiel.

1. Etape 1 : Digitalisation :

Correspond à l'acquisition des données et l'enregistrement des surfaces géométriques «telles que construites» sous la forme d'un nuage de points ou d'un maillage tridimensionnelle.

Après l'acquisition, le logiciel détermine un maillage polygonal de haute résolution à la surface de l'objet, en créant des triangles dans les zones tourmentées et des grands dans les zones tendues, sans aucune perte de précision. (20)

2. Etape 2 : Dégauchissage :

Dans le cadre de l'utilisation d'un capteur externe, toutes les données acquises lors de la mesure sont placées dans le référentiel.

Cette transformation est analogue à celles qu'effectuent les machines à mesurer mécaniques (ou MMT).

En revanche, elle ne fait pas partie du processus de mesure et ne nécessite donc pas d'immobilisation du système.

2-1- La Transformation 3.2.1 :

La méthode 3:2:1 (plan, droite, point) exige la connaissance de six coordonnées pour le dégauchissage. Dans le cas d'une méthode $ZZZ-YY-X$, les trois coordonnées Z définissent le plan Z, les deux coordonnées Y la direction de l'axe Y et la coordonnée X l'origine.

Pour augmenter la pertinence de la remise en position, d'autres coordonnées peuvent être utilisées. Dans le cas où l'on utilise quatre coordonnées en Z, l'ordinateur calculera le plan moyen passant par ces quatre points. On retrouve figure 56 un exemple de cette transformation.

La méthode 3:2:1 est essentiellement utilisée lorsque la pièce est bridée sur un support.

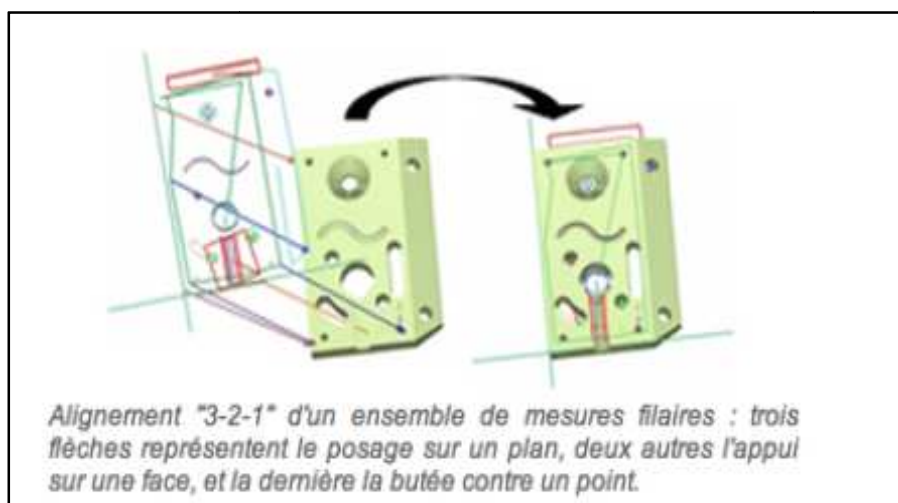


Figure 57 : Alignement 3-2-1 entre deux modèles. (Source : 3DReshaper)

2-2- Dégauchissage « RPS » :

La mise en référentiel RPS (Reference Point System) s'appuie sur des points caractéristiques. Pour les définir, on utilise des éléments géométriques tels que des trous ronds, carrés ou oblongs, plans, droites, cylindres.

Les coordonnées de ces points caractéristiques sont définies ainsi que les degrés de liberté pour lesquels ils s'appliquent. Basé sur ces informations, le logiciel calcule la remise en position RPS.(Figure 57).

De la même façon qu'une transformation 3:2:1, au moins six coordonnées doivent être spécifiées afin de déterminer les trois axes.

Dans le cas d'une redondance de l'information, les coordonnées sont moyennées et pondérées selon le nombre de points impliqués.

C'est la technique que nous avons utilisée pour les mesures de nos biomodèles. Le choix des points a été fait en corrélation avec les héli-structures correspondantes, ce qui nous a permis de créer des structures géométriques donnant des résultats en même temps des distances et des volumes à considérer.

Dans la littérature, El-Katatny et al utilisent onze repères pour le crâne et neuf pour la mandibule et réalisent des mesures linéaires sur le modèle virtuel et sur le biomodèle. (27)

J Treil et al créent à partir des coordonnées cartésiennes, X, Y, Z, 16 repères anatomiques sélectionnés sur les coupes TDM natives ce qui réalise une construction géométrique appelée « Charpente Maxillo-Faciale ».

Le modèle 3D définit par son équilibre et sa symétrie la normalité, quelle que soit l'origine ethnique et culturelle des individus. Ce sont les déséquilibres et les asymétries du modèle 3D qui caractérisent les pathologies. (28)

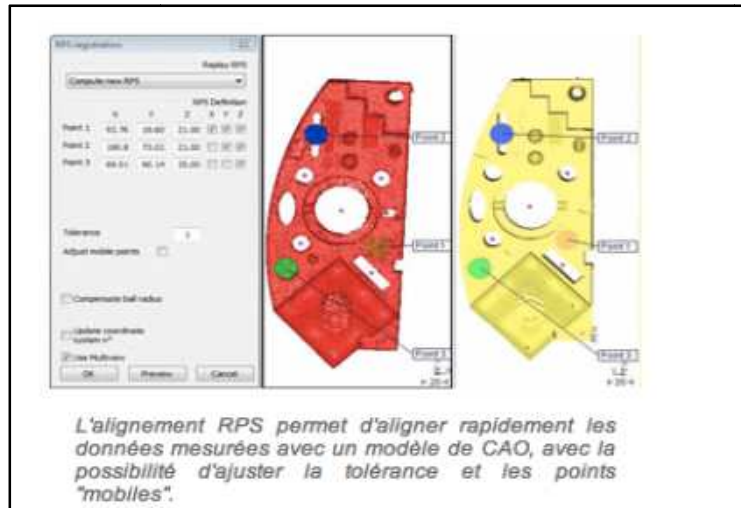


Figure 58 : Transformation RPS entre deux modèles. (Source : 3DReshaper)

3. Etape 3 : Rapport de contrôle :

Toutes ces informations sont ensuite être compilées sous la forme d'un rapport de mesure qui compare le nuage de points mesuré et avec celui du modèle mathématique.

Le résultat correspond à l'écart entre le «tel que construit» et le «tel que conçu». Les cartographies permettent de visualiser très rapidement les déviations.

Ce type de rapport est régulièrement utilisé pour l'amélioration des processus de fabrication, le suivi de la qualité, l'amélioration du produit ou la décision de mise sur le marché.



Figure 59 : Etapes du processus d'analyse

En résumé :

Les erreurs lors des phases de recalage provoquent la majorité des aberrations de mesure constatées lors de l'utilisation de machines de palpés mécaniques.

Traditionnellement, les dégauchissages sont pratiqués avant la mesure, avec l'une des méthodes définies comme précédemment. La mesure des points est ensuite effectuée dans le repère ainsi déterminé.

La digitalisation 3D permet d'éviter ce genre de problème:

Tout d'abord, le fichier STL de mesure est positionné au mieux par rapport à la CAO (Best&fit). La cartographie couleur des déviations met en évidence les défauts majeurs.

Ensuite, la méthode RPS est appliquée et une nouvelle cartographie est calculée. La comparaison des deux cartographies confirme ou infirme une bonne réalisation.

En effet, si l'on constate d'importantes différences, il devient intéressant de s'interroger sur la pertinence des éléments utilisés par la méthode RPS.

Justement, Taft et al, utilisent des billes (éléments RPS) placées sur un crâne et réalisent sept prototypes en SLA.

Une différence significative est retrouvée en Z mais non constamment en X et Y.

Traditionnellement, les dégauchissages sont pratiqués avant la mesure, avec l'une des méthodes définies comme précédemment.

La mesure des points est ensuite effectuée dans le repère ainsi déterminé.

La digitalisation 3D permet d'éviter ce genre de problème:

Tout d'abord, le fichier STL de mesure est positionné au mieux par rapport à la CAO. La cartographie couleur des déviations met en évidence les défauts majeurs.

Ensuite, la méthode RPS est appliquée et une nouvelle cartographie est calculée. La comparaison des deux cartographies confirme ou infirme une bonne réalisation.

En effet, si l'on constate d'importantes différences, il devient intéressant de s'interroger sur la pertinence des éléments utilisés par la méthode RPS.

4. Analyse des résultats de distorsion :

Il reste difficile de comparer les données statistiques issues des différentes études quand il s'agit de la précision des biomodèles en raison de l'absence de méthode standardisée de mesure.

En effet les études utilisent des logiciels différents ainsi que d'autres techniques d'impressions.

La distorsion moyenne globale du processus constatée sur nos biomodèles durant notre étude est en moyenne de 1,60% (1,50% Ernoult et al) (20)

Asaumi et al. , avaient suggéré qu'une erreur dimensionnelle en dessous de 2% n'interfère pas avec les applications chirurgicales utilisant ces prototypes. (29)

4.1.Loi de Student :

La **loi de Student** est une loi de probabilité, faisant intervenir le quotient entre une variable suivant une **loi normale centrée réduite** et **la racine carrée d'une variable distribuée** suivant la loi du χ^2 . (30)

Soit **Z** une variable aléatoire de loi normale centrée et réduite et soit U une variable indépendante de Z et distribuée suivant la loi du χ^2 à k degrés de liberté.

Par définition la variable :

$$T = \frac{Z}{\sqrt{U/k}}$$

La loi est symétrique, **son espérance est égale à 0** et **sa variance est égale à $(n / n - 2)$** . Cette dernière est donc infinie si $n = 2$ et n'existe pas si $n = 1$ (c'est la loi de Cauchy).

En revanche, plus **n** est grand et plus sa distribution se confond avec celle de la loi normale centrée réduite.

On en conclue dès lors que cette loi sera particulièrement utile pour l'étude de petits échantillons pour lesquels la loi normale ne s'applique pas.

Et donc utile dans les calculs de probabilité dans notre étude entre le modèle, biomodèle et STL de référence.

Si l'on souhaite savoir si les moyennes de deux échantillons sont statistiquement proches, on étudie leur différence **m1 – m2**.

En raison des fluctuations d'échantillonnage, la valeur de **m** est une variable aléatoire et **m** a donc un écart-type probablement non nul.

Pour ne pas être lié à une unité de mesure qui rendrait la tâche impossible, on rapporte cette différence à l'écart-type de cette moyenne **m** (c'est-à-dire l'écart-type observé sur l'échantillon divisé par la racine carrée de l'effectif).

On obtient une statistique parfois appelée **z**, nombre sans dimension qui suit une loi normale centrée réduite. Dès lors, on peut estimer si la moyenne observée diffère ou non de la valeur à laquelle elle est comparée, pour un risque d'erreur donné. (31)

Les tableaux 7a/b fournissent les valeurs de certains quantiles de la loi de Student pour différents degrés de liberté **k**.

Pour chaque valeur de α , le quantile donné est tel que la probabilité pour qu'une variable suivant une loi de Student à k degrés de liberté lui soit inférieure est de $1 - \alpha$.

Ainsi, pour $1 - \alpha = 0,95$ et $k = 7$ si X suit une loi de Student à 7 degrés de liberté, on lit dans la table que :

$$P(X < 1,895) = 0,95.$$

Pour un intervalle de pari bilatéral à 95%, on prendra le quantile à 97,5% :

$$P(X \in [-2,365, 2,365]) = 0,95$$

α	25 %	20 %	15 %	10 %	5 %	2,5 %	1 %	0,5 %	0,25 %	0,1 %	0,05 %
$1 - \alpha$	75 %	80 %	85 %	90 %	95 %	97,5 %	99 %	99,5 %	99,75 %	99,9 %	99,95 %
k											
1	1,000	1,376	1,963	3,078	6,314	12,71	31,82	63,66	127,3	318,3	636,6
2	0,816	1,061	1,386	1,886	2,920	4,303	6,965	9,925	14,09	22,33	31,60
3	0,765	0,978	1,250	1,638	2,353	3,182	4,541	5,841	7,453	10,21	12,92
4	0,741	0,941	1,190	1,533	2,132	2,776	3,747	4,604	5,598	7,173	8,610
5	0,727	0,920	1,156	1,476	2,015	2,571	3,365	4,032	4,773	5,893	6,869
6	0,718	0,906	1,134	1,440	1,943	2,447	3,143	3,707	4,317	5,208	5,959
7	0,711	0,896	1,119	1,415	1,895	2,365	2,998	3,499	4,029	4,785	5,408
8	0,706	0,889	1,108	1,397	1,860	2,306	2,896	3,355	3,833	4,501	5,041
9	0,703	0,883	1,100	1,383	1,833	2,262	2,821	3,250	3,690	4,297	4,781
10	0,700	0,879	1,093	1,372	1,812	2,228	2,764	3,169	3,581	4,144	4,587
11	0,697	0,876	1,088	1,363	1,796	2,201	2,718	3,106	3,497	4,025	4,437
12	0,695	0,873	1,083	1,356	1,782	2,179	2,681	3,055	3,428	3,930	4,318
13	0,694	0,870	1,079	1,350	1,771	2,160	2,650	3,012	3,372	3,852	4,221
14	0,692	0,868	1,076	1,345	1,761	2,145	2,624	2,977	3,326	3,787	4,140
15	0,691	0,866	1,074	1,341	1,753	2,131	2,602	2,947	3,286	3,733	4,073
16	0,690	0,865	1,071	1,337	1,746	2,120	2,583	2,921	3,252	3,686	4,015
17	0,689	0,863	1,069	1,333	1,740	2,110	2,567	2,898	3,222	3,646	3,965
18	0,688	0,862	1,067	1,330	1,734	2,101	2,552	2,878	3,197	3,610	3,922
19	0,688	0,861	1,066	1,328	1,729	2,093	2,539	2,861	3,174	3,579	3,883
20	0,687	0,860	1,064	1,325	1,725	2,086	2,528	2,845	3,153	3,552	3,850

Tableau 7a : Quantiles de la loi de Student (31)

21	0,686	0,859	1,063	1,323	1,721	2,080	2,518	2,831	3,135	3,527	3,819
22	0,686	0,858	1,061	1,321	1,717	2,074	2,508	2,819	3,119	3,505	3,792
23	0,685	0,858	1,060	1,319	1,714	2,069	2,500	2,807	3,104	3,485	3,767
24	0,685	0,857	1,059	1,318	1,711	2,064	2,492	2,797	3,091	3,467	3,745
25	0,684	0,856	1,058	1,316	1,708	2,060	2,485	2,787	3,078	3,450	3,725
26	0,684	0,856	1,058	1,315	1,706	2,056	2,479	2,779	3,067	3,435	3,707
27	0,684	0,855	1,057	1,314	1,703	2,052	2,473	2,771	3,057	3,421	3,690
28	0,683	0,855	1,056	1,313	1,701	2,048	2,467	2,763	3,047	3,408	3,674
29	0,683	0,854	1,055	1,311	1,699	2,045	2,462	2,756	3,038	3,396	3,659
30	0,683	0,854	1,055	1,310	1,697	2,042	2,457	2,750	3,030	3,385	3,646
40	0,681	0,851	1,050	1,303	1,684	2,021	2,423	2,704	2,971	3,307	3,551
50	0,679	0,849	1,047	1,299	1,676	2,009	2,403	2,678	2,937	3,261	3,496
60	0,679	0,848	1,045	1,296	1,671	2,000	2,390	2,660	2,915	3,232	3,460
80	0,678	0,846	1,043	1,292	1,664	1,990	2,374	2,639	2,887	3,195	3,416
100	0,677	0,845	1,042	1,290	1,660	1,984	2,364	2,626	2,871	3,174	3,390
120	0,677	0,845	1,041	1,289	1,658	1,980	2,358	2,617	2,860	3,160	3,373
∞	0,674	0,842	1,036	1,282	1,645	1,960	2,326	2,576	2,807	3,090	3,291

Tableau 7b : Quantiles de la loi de Student (suite) (31)

4.2. Modèle/Biomodèle :

Selon l'équipe de Bill JS et al. la technique SLA et SLS assurent une précision de +/- **0,88mm** ou **2,7%**. (Déviation maximum de -3,0 à +3,2mm) indépendamment des paramètres scannographiques et de ces deux techniques de prototypage. (32)

Silva retrouve une erreur dimensionnelle de **2,10%** et de **2,67%** pour les techniques SLS et 3DP. Ils concluent que les deux techniques permettent la réalisation de biomodèles de précision acceptable. (33)

A partir d'un scanner d'une mandibule sèche, Ibrahim et al., arrivent à des erreurs dimensionnelles de **1,79%** ,**3,14%**, et **2,14%** pour les biomodèles en SLS, 3DP et PolyJet respectivement. (34)

L'équipe d'Erin et al. , ont réalisé une étude en étudiant deux articulations: l'épaule et la hanche.

Une segmentation des données tomographiques a permis de réaliser le fichier 3D permettant l'impression par une technique FDM. Les biomodèles ont ensuite été récupérés virtuellement par scanner laser.

La précision globale du processus a été de **0.3±0.5mm**, avec une précision pour la fabrication de **0,1mm+/-0,4mm** alors que celle de la segmentation fut de **0.4±0.6mm** indiquant que la clé de la précision se joue au niveau de l'étape initiale du processus à savoir du DICOM au STL.

Le résultat de l'impression 3D en FDM est jugé fiable en terme de précision puisque la déviation moyenne était de **0,24%+/-0,16%** pour les crânes et de **0,22%+/-0,11%** pour les mandibules. (35)

Ils retrouvent également une excellente précision dans la représentation de l'épaisseur de l'os cortical avec une déviation de l'ordre du centième de millimètre.

Certains de nos résultats donc sont à améliorer spécialement au début du processus ou nous avons obtenus des écarts de mesures mais qui se sont améliorés au fur et à mesure que nous améliorions les acquisitions radiologiques initiales de nos patients.

4.3. STL/Biomodèle :

El-Katatny et al., utilisent onze repères pour le crâne et neuf pour la mandibule et réalisent des mesures linéaires sur le modèle virtuel et sur le biomodèle.

Le résultat de l'impression 3D en FDM est jugé fiable en terme de précision puisque la déviation moyenne était de **0,24%+/-0,16%** pour les crânes et de **0,22%+/-0,11%** pour les mandibules. (27)

Ils retrouvent également une excellente précision dans la représentation de l'épaisseur de l'os cortical avec une déviation de l'ordre du centième de millimètre.

Salmi et al. mesurent et comparent un biomodèle de crâne imprimé par trois techniques différentes (SLS, PolyJet et 3DP) après avoir placé virtuellement des billes de recalage à la surface du crâne sur le modèle STL permettant à une machine de mesure de coordonnées de mesurer les distances entre les billes. Ils retrouvent une erreur dimensionnelle de **0,18%,+/-0,12%**, pour le PolyJet, de **0,67%,+/-0,43%**, pour la 3DP et de **0,79%+/-0,26%** pour le SLS. (36)

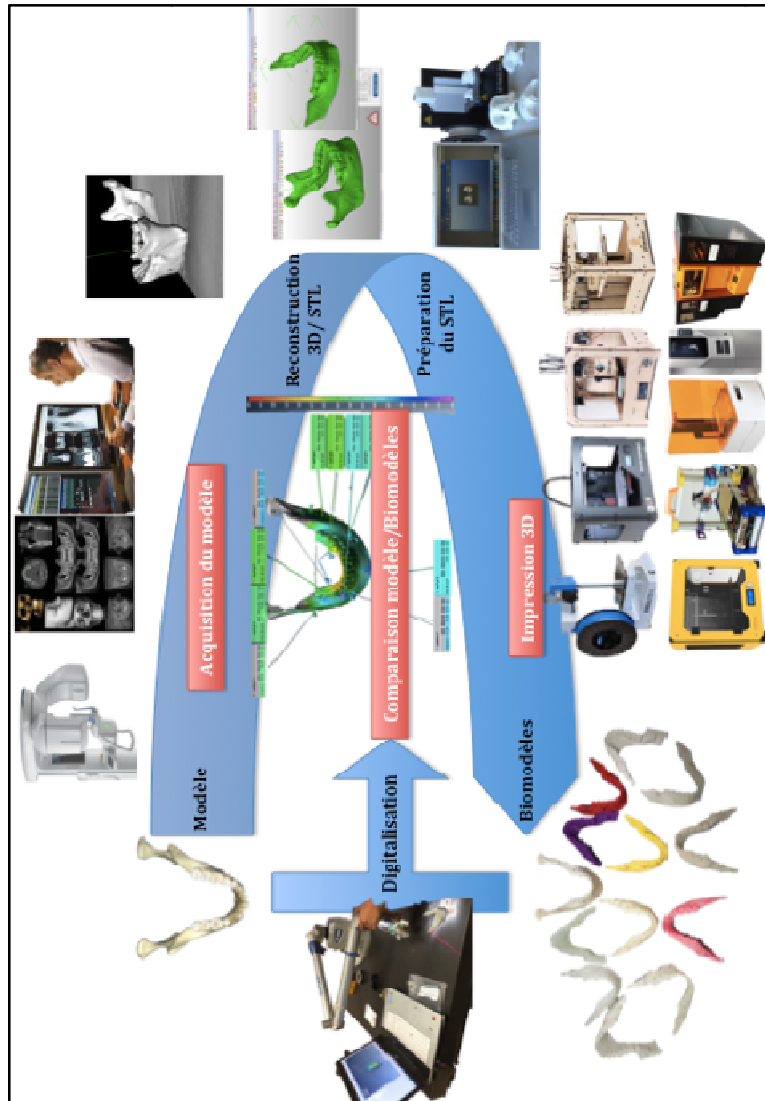


Figure 60 : Récapitulatif du processus médical 3D (20)

IV- STERILISATION :

Concernant les thermoplastiques, il conviendrait de mettre en avant des techniques de stérilisation à froid. En effet, certains matériaux se déforment ou rétrécissent lorsqu'ils sont soumis à des températures élevées comme aux autoclaves par exemple.

Une stérilisation rapide, à froid permet l'utilisation du biomodèle bloc opératoire. Cette étape ne devra pas entraîner de modification sur le biomodèle, il conviendra la encore de valider cette étape dans d'autres travaux à venir.

La stérilisation par le peroxyde d'hydrogène gazeux (eau oxygénée) représente une solution alternative aux autoclaves. Il s'agit d'une technique de stérilisation à « basse » température (environ 50°) de dispositifs médicaux thermosensibles et hygrosensibles, métalliques ou en matériaux synthétiques :

- Fibroscopes, optiques,
- Sondes d'échographie,
- Electrodes, câbles électriques/batteries,
- Instruments de microchirurgie, d'ophtalmologie.

Elle est donc souvent retrouvée dans nos hôpitaux pour une activité relativement peu importante en volume, mais indispensable sur le plan qualitatif.

On retiendra ces avantages :

- Absence d'immobilisation des dispositifs médicaux, le «turn-over» est plus rapide qu'avec l'oxyde d'éthylène.
- Existence de cycle court : 30 à 60 minutes.
- Pas de désorption après stérilisation (absence de résidu toxique).

V- LA PLANIFICATION CHIRURGICALE :

La planification tridimensionnelle (3D) est un outil de plus en plus utilisé en chirurgie maxillo-faciale. La planification 3D consiste à simuler une

intervention chirurgicale sur des modèles tridimensionnels physiques ou virtuels, créés à partir de l'imagerie du patient.

La chirurgie assistée par ordinateur dans le contexte de la chirurgie buccale et maxillo-faciale fait référence au concept de la virtualisation du patient pour créer son propre modèle anatomique.

Ainsi, il est possible de visualiser tous les aspects importants à déterminer lors de la planification pré-chirurgicale d'une procédure et permettre d'accroître la précision et la sécurité des interventions.

Le biomodèle acquis montre les structures anatomiques d'intérêt pour l'intervention planifiée.

Les avantages inhérents d'avoir accès à ce type de technologie dans notre pratique créent un impact significatif sur l'efficacité de notre prise en charge.

La planification 3D permet d'augmenter la précision de l'intervention chirurgicale, de diminuer le temps et garantir des résultats esthétiques excellents.

Cependant, elle donne de meilleurs résultats dans la gestion du tissu osseux que les tissus mous ou cartilagineux (cas des néoplasies faciales). En effet une fois la planification réalisée, en cas de modification de la situation clinique, le chirurgien devra s'orienter vers une procédure classique, car les paramètres et les outils en découlant ne seraient plus utilisables.

Nous avons utilisé la planification 3D dans différents domaines de la chirurgie maxillo-faciale et tenter de déterminer les apports de cette technique mais également les difficultés qu'elle peut poser et ses limites.

De même, cette technique doit faire l'objet d'études complémentaires afin de préciser le bénéfice thérapeutique, fonctionnel ou esthétique apporté.

1- La Chirurgie Orthognathique :

Une des réussites la planification 3D, en effet, l'impression de biomatériaux permet de visualiser les structures à réparer de près et calculer avec précision les segments osseux à déplacer.

De cette précision découlent les résultats esthétiques de la reconstruction. En effet, les reliefs osseux sont respectés comme par exemple la convexité des pommettes, la projection du front, du menton ou des angles mandibulaires.

1-1- Cas de l'ankylose temporo-mandibulaire :

La planification 3D présente plusieurs avantages, le premier étant la diminution du temps opératoire. Dans le cas de nos patients admis pour la prise en charge d'une ankylose temporo-mandibulaire, le « gold standard » de notre département est la reconstruction de l'articulation par greffon cartilagineux après résection interruptrice du bloc d'ankylose.

La conformation du greffon est guidée afin qu'il reproduise exactement la structure à reconstruire dans les dimensions exactes, de plus, la matérialisation de la mandibule des patients nous a permis de retenir les mesures exactes du bloc d'ankylose dans les différents plans avant sa résection.

En deuxième temps, par effet de « Mirroring », nous avons pu recréer à l'identique la portion saine et la remplacer dans la partie ankylosée et simuler l'acte chirurgical.

Le temps opératoire est ainsi réduit et permet de diminuer le taux d'infections et les pertes sanguines de part l'existence de deux sites chirurgicaux : facial et thoracique.

La précision de la reconstruction est également augmentée, Il en résulte un bénéfice fonctionnel concernant notamment la mobilité mandibulaire et l'ouverture buccale.

La prise en compte des structures nobles comme les structures nerveuses ou encore les organes dentaires sont également réfléchis dès la planification. En suivant les guides, le chirurgien diminue le risque de léser ces structures et ce d'autant plus pour le chirurgien peu expérimenté.

1-2-Reconstruction mandibulaire par lambeau libre fibulaire :

Dans le cas de la reconstruction mandibulaire avec un lambeau libre fibulaire, la forme du péroné est prédéterminée pour obtenir les dimensions exactes nécessaires à la reconstruction.

Ainsi, l'ostéotomie peut être effectuée avant la division du pédicule diminuant ainsi le temps opératoire et le risque d'ischémie.

En outre, les plaques préfabriquées sont courbées et comportent des emplacements de vis pouvant accélérer la fixation du péroné à la mandibule réparée.

La durée est donc réduite et le risque d'anesthésie générale pour le patient diminue. Le taux d'infection et la déperdition sanguine baisse également.

M. J. Troulis et al, démontrent en analysant les résultats de 24 patients atteints de malformations faciales opérés par les techniques usuels et de 2 patients chez qui une planification 3D a été réalisée, que la technique s'avère utile pour la planification du traitement chirurgical. Et ce en calculant les vecteurs de mouvement et en déplaçant les segments osseux sur les différents plans d'ostéotomie. (37)

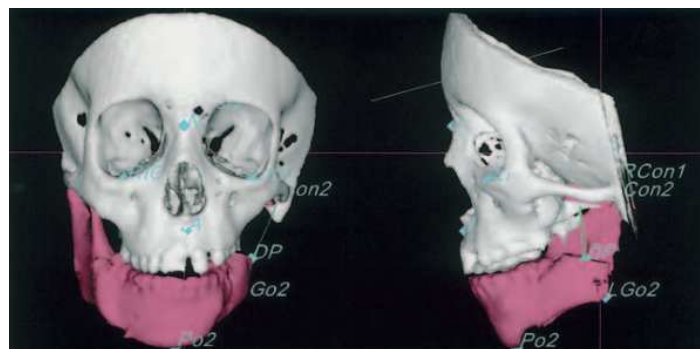


Figure 61 : Vues latérale et frontale 3D montrant les plans d'ostéotomie (37)

Commentaire :

La courviligne verte représente le vecteur prédit de distraction calculée pour avoir un rayon de 20,3 cm.

Sites d'intérêt comprennent :

Po = pogonion ; Go = gonion ; Con = condyle ; DP = point distal.

2- La Chirurgie Carcinologique :

La planification 3D pose certaines difficultés dans le cadre de la prise en charge des néoplasies de la face.

Pour la chirurgie carcinologique, le chirurgien reste soumis aux constatations peropératoires, notamment les marges chirurgicales qui doivent être, dans certains cas, élargies suite à la progression de la maladie. (38)

De même, la planification ne concerne pas la reconstruction ou la gestion des tissus mous. Par exemple, le chirurgien devra prendre en compte la position de la palette cutanée concernant un lambeau libre en fonction de la perte de substance non osseuse.

Par conséquent, plus la planification est complète, moins elle est réversible.

C'est le cas des deux patients admis pour prise en charge d'une tumeur de la cloison nasale et une tumeur du maxillaire. En effet en peropératoire, pour le premier patient, la résection était large du fait de la profondeur de la lésion. Il a été pratiqué une ablation de la tumeur mais également de l'épine nasale, une résection septale en regard de la tumeur et enfin une recoupe muqueuse inférieure, antérieure et postérieure.

Pour le second patient ayant une néoplasie maxillaire, l'exérèse a emporté la parotide en entier qui était envahie avec sacrifice des rameaux buccaux pris également dans le processus tumoral.

Pour les deux interventions, des lambeaux de recouvrement ont été prévus.

L'ensemble de ces procédures n'est pas contrôlable en planification 3D, montrant ainsi ses limites en chirurgie carcinologique.

Cependant, la création du biomodèle pour la perte de substance maxillaire s'avère être intéressante comme trame pour la création d'une prothèse maxillaire dans un but fonctionnel et esthétique.

3- La Chirurgie traumatologique :

La réussite de la planification 3D. Le concept reste simple, l'impression du biomodèle nous fournit avec exactitude la situation de ou des traits de fracture, principalement pour les fractures comminutives, une simulation préopératoire est réalisée puis le matériel est appliqué sur le biomodèle et enfin appliqué directement sur l'os lésé.

Ce qui permet de respecter le relief des structures osseuses de la face.

L'impression 3D peut être utilisée pour tous les étages du massif facial permettant de diminuer le temps opératoire et l'invasion chirurgicale tout en augmentant la précision.

L'impression 3D offre dans la chirurgie traumatologique :

- Amélioration de la communication du plan de traitement entre le patient et l'équipe soignante en simulant le résultat ; (37)
- Visualisation du défaut osseux ; (39)
- Simulation des plans d'ostéotomies ; (40)
- Modélisation du matériel d'ostéosynthèse qui sera stérilisé avant usage chirurgical ; (41)
- Définition des vecteurs de distraction (avec transfert osseux) et de leur positionnement ;(42)
- Confection des guides chirurgicaux ;(43)
- Minimisation de la voie d'abord ;(44)

- Limitation du temps global opératoire ;(45)
- Amélioration des résultats postopératoires « mirroring » ;
- Excellent moyen d'initiation aux nouvelles technologies dont la maîtrise dans l'avenir sera un atout indéniable pour le chirurgien.

En pratique, il s'agit de modéliser l'os sur le modèle acquis en controlatéral du côté atteint puis par « mirroring » créer un biomodèle de l'os sain.

En se basant sur la taille de l'os, on modélisera une grille en titane sur les convexités du biomodèle ensuite stérilisation de la grille en titane pré modelée.

Dans ce processus nous proposons :

a. L'acquisition:

Par Scanner avec des coupes fines millimétriques en respectant les critères de qualité de l'imagerie sus décrit dans le protocole utilisé. C'est lui qui nous fournira le **STL de référence**. Les techniques d'imagerie ainsi que leur logiciel de traitement sont déjà largement utilisés à des fins chirurgicales comme lors de la navigation chirurgicale assistée par ordinateur.

Pour les logiciels, nous avons utilisé des solutions performantes et accessibles (Osirix[®], Netfabb[®]).

b. L'impression 3D:

Elle permettra d'obtenir un **biomodèle** dont les caractéristiques seront à analyser.

c. Acquisition du biomodèle :

On a donc voulu intégrer un outil qui fait à la fois imprimante et scanner. C'est ainsi qu'on obtient notre **STL du biomodèle**.

d. Comparaison des modèles :

En réalisant des mensurations du modèle et le comparer au biomodèle acquis.

e. Validation du biomodèle :

Un **seuil de tolérance** et d'acceptabilité sera défini en fonction de l'indication chirurgicale de la pièce et de l'application souhaitée du biomodèle.

f. Application clinique :

Après validation des étapes précédentes. Elle permettra la **planification chirurgicale** du geste envisagée.

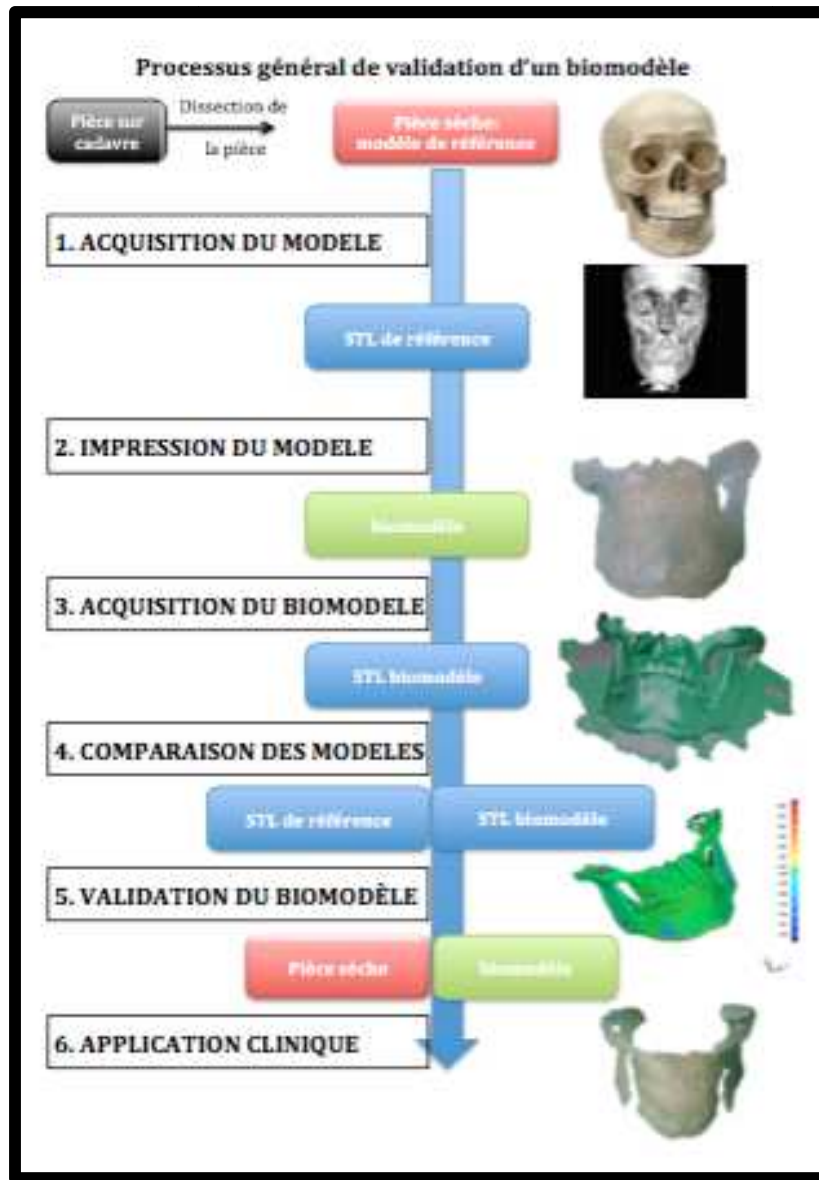


Figure 62 : Processus général de validation d'un biomodèle (20)

VI. REGLEMENTATION :

L'impression 3D dans le domaine biomédical est une technologie de plus en plus utilisée. Cet engouement s'est récemment renforcé avec l'apparition sur le marché d'imprimantes grand public très accessibles (financièrement et technologiquement).

Les modèles obtenus grâce à ces imprimantes sont, pour certains d'entre eux, des dispositifs médicaux (DM). Il nous a semblé nécessaire de faire un rappel de la législation qui s'applique actuellement au Maroc à ces DM et de faire ainsi le point sur les utilisations médicales possibles d'objets imprimés dans le respect de la réglementation.

Nous rapportons les articles issus du bulletin officiel du *Dahir n° 1-13-90 du 22 chaoual 1434 (30 août 2013) portant promulgation de la loi n° 84-12 relative aux dispositifs médicaux*

1- Dispositif Médical :

ARTICLE 1 :

Dispositif médical : « Tout instrument, appareil, équipement, matière, produit, ou autre article utilisé seul ou en association, y compris les accessoires et logiciels intervenant dans son fonctionnement, destiné par le fabricant à être utilisé chez l'homme à des fins médicales ou chirurgicales et dont l'action principale voulue par ce dispositif médical n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme, mais dont la fonction peut être assistée par de tels moyens; »

Dispositif médical sur mesure :« Tout dispositif médical fabriqué spécifiquement suivant la prescription écrite d'un médecin dûment qualifié ou de toute autre personne qui est autorisée en vertu de ses qualifications professionnelles, et destiné à n'être utilisé que par un patient déterminé. » (46)

ARTICLE 2 :

Les dispositifs médicaux sont destinés à être utilisés à des fins:

- 1- De diagnostic, de prévention, de contrôle, de traitement ou d'atténuation d'une maladie;
- 2- De diagnostic, de contrôle, de traitement, d'atténuation ou de compensation d'une blessure ou d'un handicap;
- 3- D'étude, de remplacement ou de modification de l'anatomie;
- 4- De diagnostic, d'étude, de remplacement ou de modification d'un processus physiologique y compris de la procréation.

Les dispositifs médicaux sont classés selon leur degré de dangerosité comme suit :

- **Classe I** : **Risque potentiel faible;**
- **Classe II A** : **Risque potentiel modéré;**
- **Classe II B** : **Risque potentiel élevé;**
- **Classe III** : **Risque potentiel critique.**

2- Certifications des matériaux utilisés :

Les matériaux destinés à la fabrication des DM sont eux-mêmes considérés comme des DM et doivent respecter la norme ISO 10993:2010 portant sur l'évaluation biologique des dispositifs médicaux.

Les dispositifs médicaux entrant en contact avec l'homme (que ce soit le patient ou l'utilisateur) au cours de leur utilisation doivent, quelle que soit leur classe, être réalisés dans des matériaux biocompatibles. Les tests de biocompatibilité à mettre en œuvre diffèrent en fonction du type de contact et de l'utilisation de ces dispositifs médicaux.

Ces tests sont à effectuer non pas sur le matériau lui-même mais sur le DM final, incluant donc l'ensemble du procédé de fabrication.

3- Les règles s'appliquant à l'impression 3D :

S'agissant d'une technologie relativement récente, la réglementation s'appliquant à l'impression 3D est peu fournie nous avons donc repris les normes de la législation européenne et américaine à titre d'exemple.

DEVICE CATEGORIES			BIOLOGICAL EFFECT												
BODY CONTACT	CONTACT DURATION A = Limited (<24 Hours) B = Prolonged (24 Hours - 30 Days) C = Permanent (>30 Days)		Cytotoxicity	Sensitization	Irritation/Intracutaneous	Acute Systemic Toxicity	Subchronic Toxicity	Genotoxicity	Implantation	Hemocompatibility	Chronic Toxicity	Carcinogenicity	Reproductive/Developmental	Biodegradation	
			SURFACE DEVICES	Skin	A	x	x	x							
B	x	x			x										
C	x	x			x										
Mucosal Membrane	A	x		x	x										
	B	x		x	x	o	o		o						
	C	x		x	x	o	x	x	o		o				
Breached or Compromised Surfaces	A	x		x	x	o									
	B	x		x	x	o	o		o						
	C	x		x	x	o	x	x	o		o				
EXTERNALLY COMMUNICATING DEVICES	Blood Path, Indirect	A	x	x	x	x				x					
		B	x	x	x	x	o			x					
		C	x	x	o	x	x	x	o	x	o	o			
	Tissue/Bone/Dentin Communicating ¹	A	x	x	x	o									
		B	x	x	x	x	x	x	x						
		C	x	x	x	x	x	x	x			o	o		
	Circulating Blood	A	x	x	x	x		o ²		x					
		B	x	x	x	x	x	x	x	x					
		C	x	x	x	x	x	x	x	x	o	o			
IMPLANT DEVICES	Tissue/Bone	A	x	x	x	o									
		B	x	x	x	x	x	x	x						
		C	x	x	x	x	x	x	x			o	o		
	Blood	A	x	x	x	x	x		x	x					
		B	x	x	x	x	x	x	x	x					
		C	x	x	x	x	x	x	x	x	o	o			

Tableau 8 : Tests de biocompatibilité à effectuer en fonction du type de contact entre le dispositif médical et le patient.

X : tests obligatoires dans l'union européenne ; 0 : tests supplémentaires obligatoires aux Etats-Unis.

PARTIE V : **PERSPECTIVES**

" Le présent est gros de l'avenir: le futur se pourrait lire dans le passé "
Gottfried Wilhelm Leibniz

1- PROTHESE « SUR-MESURE » :

Une des applications majeures à venir est celle de la «*Customisation*» de la prise en charge de nos patients, la personnalisation du plan de traitement pourra se généraliser de par les outils informatiques de planifications virtuelles déjà en place et l'impression 3D.

Chaque équipe met en avant son expérience avec des techniques d'impressions 3D.

Les applications restent donc à définir autour du choix de la technique et de la matière en fonction de l'indication thérapeutique.

Les applications autrefois exceptionnelles pourront se généraliser et concernent :

- La formation des chirurgiens et l'enseignement des étudiants
- Le modelage de matériels d'ostéosynthèses

Dans notre département, un projet a été initié en 2014, conjointement par le département de chirurgie de Maxillo-faciale et l'agence de design « LeSiege » pour la conception d'une prothèse pour l'articulation temporo-mandibulaire dans le cadre des ankyloses de ladite articulation.

Une recherche a été initiée afin de trouver une alternative à la prise en charge lourde et les risques de récurrence. Nos résultats préliminaires sont très encourageants, le projet est en cours d'amélioration pour des travaux à venir.

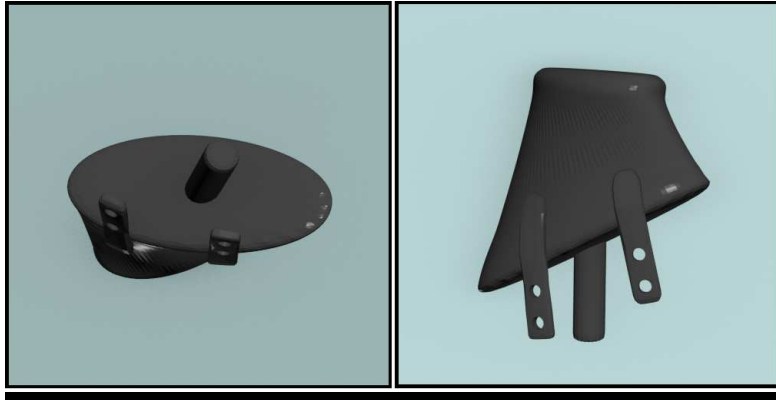


Figure 63 : Prothèse de l'ATM M.BOULAADAS (LeSiege)



Figure 64: Prothèse de l'ATM M.B sur STL et Biomodèle (LeSiege)

2- Implantation d'une mandibule 3D :

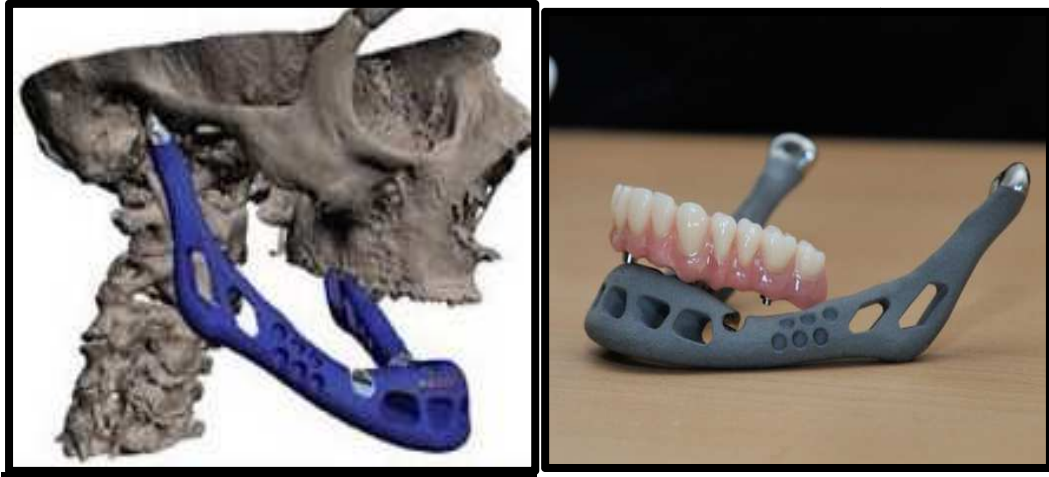


Figure 65: Implantation mandibule 3D (Source : Université de Hasselt)

Le groupe de recherche de Morphologie Fonctionnelle de l'Institut de Recherche BIOMED de l'université de Hasselt a récemment présenté la première mandibule en 3D personnalisée, implantée chez une patiente en juin 2011.

La procédure a été menée sur une femme âgée de 83 ans atteinte d'ostéomyélite progressive de la quasi-totalité de la mandibule.

Compte tenu de la gravité et de l'évolution rapide de l'infection de l'os ainsi que l'âge de la patiente, les options de traitement étaient plutôt limitées.

Le traitement classique aurait rendu une petite mandibule sans aucun soutien ni fonction et l'implantation d'os péroné n'était pas envisageable.

Le défi posé donc aux chercheurs était de restaurer les fonctions vitales, telles que la respiration, l'élocution, la mastication et la sensation.

La décision de reconstruire une mandibule entière avec un implant personnalisé en 3D a été prise pour épargner à la patiente une chirurgie longue et raccourcir son séjour à l'hôpital.

La mandibule artificielle pèse environ 107 grammes, ce qui est presque aussi lourde qu'une mandibule naturelle.

L'implant est conçu pour permettre à une date ultérieure, l'insertion directe de barres dentaires ou de bridges, et donne par conséquent la base parfaite pour la restauration dentaire.

Grâce à un ajustement parfait, l'opération chirurgicale a duré quatre heures, ce qui n'est que le quart du temps nécessaire au procédé classique. Ce gain de temps a évité à la patiente des chirurgies d'ajustements supplémentaires et lui a permis de récupérer plus rapidement.

La patiente a retrouvé une fonction normale, avec une élocution adéquate, une déglutition et sans restriction de mouvement, quelques semaines après la chirurgie. (47)

3- Personnalisation des outils :

Rankin et al. , donnent des exemples d'applications pour la création d'instruments chirurgicaux personnalisés pour le chirurgien lors de l'intervention. (48)

On imagine bien le potentiel de telles applications avec la possibilité d'imprimer des outils «sur mesure» pour le patient ou adaptés pour le chirurgien et son geste.

D'autre part, la NASA (**National Aeronautics and Space Administration**) expérimente en impression 3D la possibilité de création d'outils chirurgicaux en thermoplastiques afin de les envoyer en mission spatiale. (Figure : 66) (49)

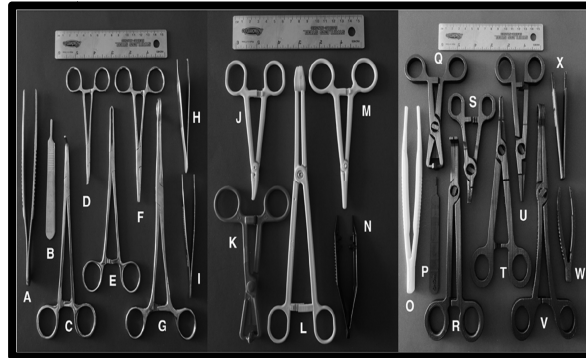


Figure 66 : Instruments de chirurgie imprimé 3D (49)

À la demande de la Nasa, les essais se sont portés sur une procédure d'appendicectomie. Pour l'expérience, 13 chirurgiens canadiens ont comparé 10 instruments thermoplastiques avec des instruments conventionnels en métal. L'étude rapporte que les essais sont concluants, sous réserve que la stérilisation soit encore affinée.

4- Humanitaire :

L'un des champs d'application de l'impression 3D médical intervient dans le domaine humanitaire. L'association «*Not Impossible Lab*» a récemment mis en avant l'impression 3D avec une série de prothèses pour les membres supérieurs permettant à des victimes de la guerre au Soudan de retrouver une certaine autonomie.

Ces prothèses sont réalisées sur place selon le besoin et adaptées au moignon de la victime. (50)



Figure 67 : Prothèses 3D membres supérieurs (50)

5- Bio-printing 3D

On parle régulièrement de l'impression 3D pour des tissus humains, visant à recréer des organes ou bien à développer de nouvelles molécules médicamenteuses, de multiples travaux sont en cours dans différents laboratoires du monde. Un des leaders du Bioprinting est l'américain « **Organovo[®]** ». Avec l'existence tout de même de considération d'éthique médical, mais il nous a semblé important de l'intégrer à ce travail.

Le concept réside en l'assemblage couche par couche de cellules souches du patient avec d'autres bio-composants et un « hydrogel » qui forment la « bio-encre » (Encre Biologique).

Pour produire la « bio-encre », les cellules souches sont prélevées directement du patient puis mises en suspension dans un milieu spécifique.(Figure : 67)

Les cellules souches sont ensuite insérées dans des cartouches d'une bio-imprimante. Il existe 3 types de bio-imprimantes qui sont accentuées selon deux paramètres qui sont la densité et la résolution.

La densité des cellules est celle de l'encre biologique. Si celle-ci est trop basse alors la phase finale n'aboutira pas et le tissu produit ne sera pas viable. La résolution est la précision avec laquelle les cellules vont être placées par l'imprimante. Si la précision n'est pas optimale alors la structure prédéfinie des cellules ne se sera pas respectée et le tissu n'aura pas la bonne forme. (51)

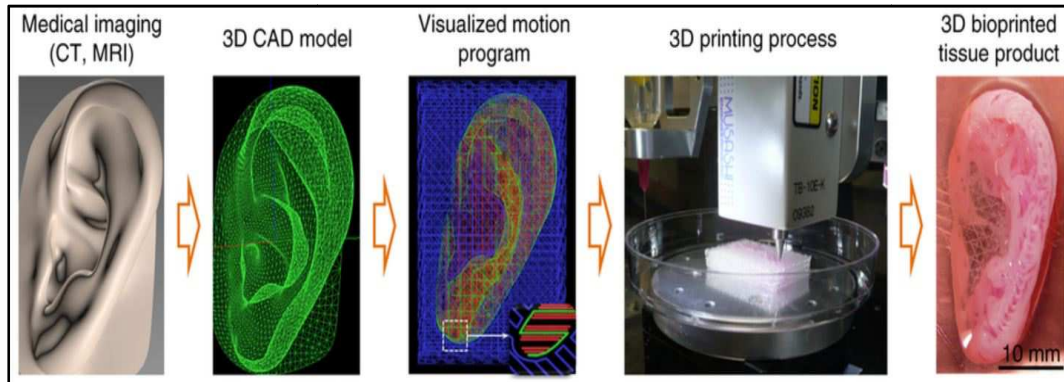
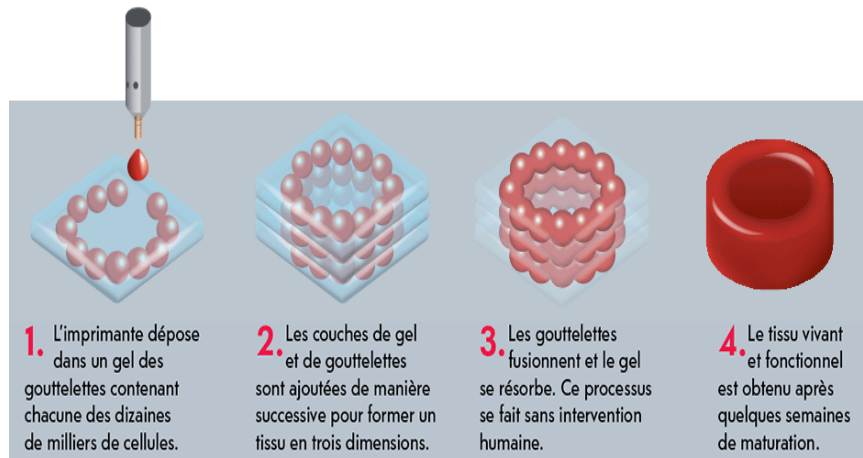


Figure 68 : Processus BIO-PRINTING et Exemple : Pavillon de l'oreille (51)(52)

5-1- Les cellules souches :

On différencie quatre sortes de cellules souches :

- Cellules souches embryonnaires
- Cellules souches fœtales
- Cellules souches adultes
- Cellules souches multipotentes induites

5-1-1 Les cellules souches embryonnaires :

Les cellules souches embryonnaires se prélèvent chez l'embryon et sont récupérées dans l'embryoblaste.

Ces cellules ont la particularité d'être totipotente si elles sont prélevées très rapidement après la fécondation, elles ont la faculté de se différencier en tout type de cellule.

Dans un stade plus avancé de l'embryon, on obtient des cellules souches multipotentes. Elles ne peuvent plus se différencier en tout type de cellule mais possèdent encore une bonne faculté de développement (près de 200 types de tissus).

Le prélèvement de ces cellules entraîne la destruction de l'embryon.

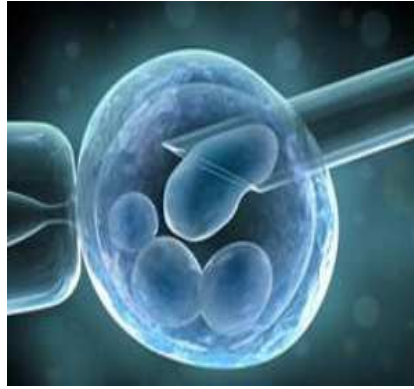


Figure 68 : Technique de prélèvement des cellules souches.

5-1-2 Les cellules souches fœtales :

Les cellules souches fœtales se prélèvent chez un fœtus d'une grossesse interrompue. Pareillement aux cellules souches embryonnaires, le prélèvement de ces cellules souches fœtales entraîne la destruction du fœtus.

Les cellules souches obtenues sont multipotentes. Ce type de cellules est peu utilisé car l'accès aux fœtus issu d'une grossesse arrêtée n'est que peu possible.

5-1-3 Les cellules souches « adultes » :

Les cellules souches adultes peuvent provenir soit de placenta soit du cordon ombilical ou encore de différents tissus des organes du nouveau né.

Ces cellules ont presque les mêmes caractéristiques que les cellules souches embryonnaires : elles sont multipotentes. En revanche, il est encore difficile de diriger leur différenciation cellulaire, vu l'absence des signaux permettant leur différenciation en cellules spécialisées

5-1-4 Les cellules souches multipotentes « induites » :

Appelées également « **cellules ips** » (**Induced pluripotent stem cell**) ont, tout comme les cellules souches embryonnaires, de grande capacité de développement. Elles proviennent de cellules adultes auxquelles un « rétro virus » fut incorporé leur donnant les caractéristiques de cellules souches « classiques ». (Figure : 69) (53)

Ce dernier type de cellule semble offrir des solutions d'avenir des plus prometteuses.

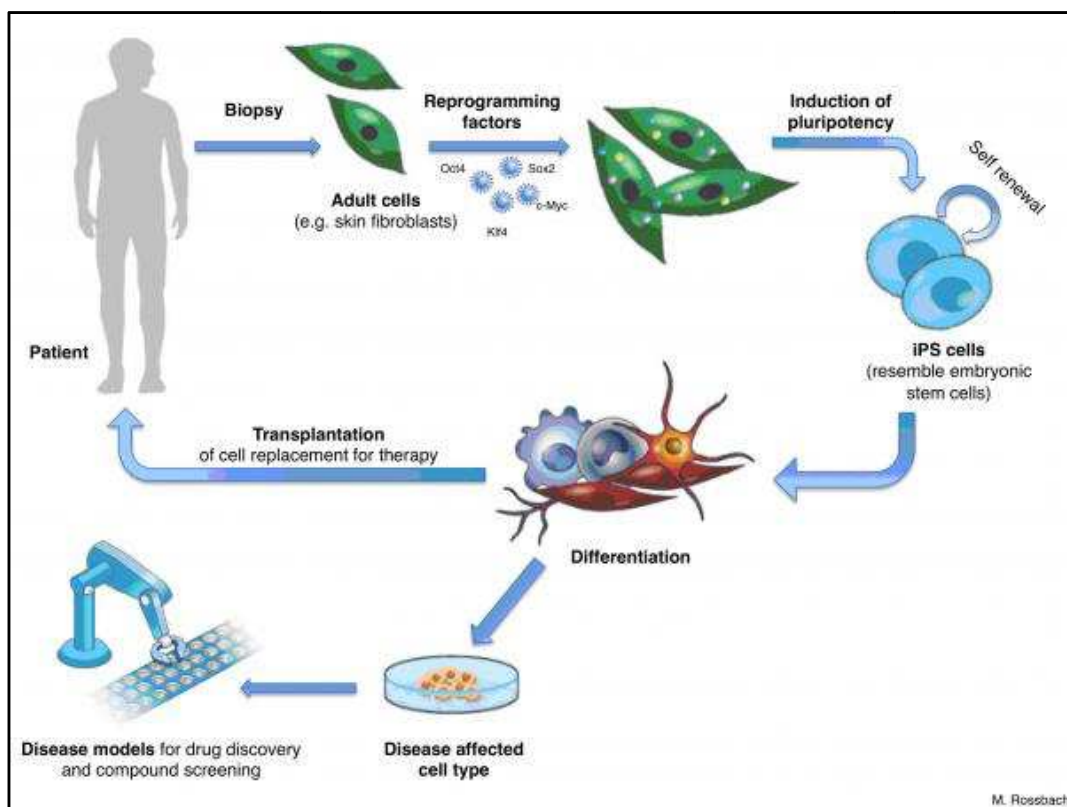


Figure 70 : Technique de création des cellules « ips » et bio-impression (53)

5-2- L'hydrogel :

L'hydrogel contenu dans la bio-encre est un composé de polymères insolubles dans l'eau avec un énorme pouvoir absorbant ; ce qui permettra au tissu imprimé par la suite d'acquérir un haut degré de flexibilité. Il est ensuite dissous pendant la phase de maturation.

L'hydrogel est un composant indéniable de la « bio-encre » il apporte le pôle hydratation aux cellules de manière permanente et sert aussi de charpente d'assemblage ensuite il sera dissous. (54)

Ensuite, suivant un agencement défini préalablement sur le système informatisé de la l'imprimante 3D, l'impression des tissus se fait sur un support en fine couche de collagène. (55)

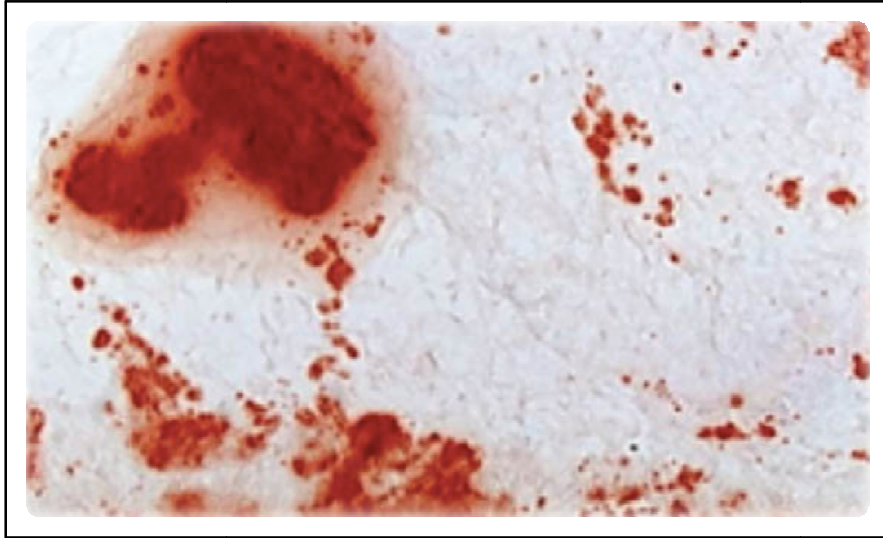


Figure 71 : Exemple d'impression d'un tissu osseux (Source Organovo®)

Commentaire : La différenciation en ostéoïde s'est produite au 5^{ème} jour : Comme le montre l'alizarine S (de couleur rouge), qui colore les dépôts de calcium et met en évidence la minéralisation dans le tissu. ☐



Figure 72: Bio-Imprimante 3D « Organovo »

CONCLUSION

"Guérir parfois, soulager souvent, écouter toujours."

Louis Pasteur

Depuis l'acquisition de l'imagerie à la reconstruction 3D virtuelle jusqu'à l'impression 3D, nous avons pu avancer des propositions pour chacune des étapes du processus de création des biomodèles tenant compte des critères suivants:

- Précision
- Rapidité
- Prise en main facile
- Accessibilité financière
- Absence de toxicité

Nous avons essayé également, malgré la taille réduite de notre échantillonnage et du nombre limités des mesures, d'appliquer cette nouvelle technologie dans différents tiroirs de la Chirurgie Maxillo-Faciale à savoir :

- L'orthognathie
- La cancérologie
- La traumatologie

Aussi, nous avons mis en exergue les différentes étapes permettant d'aboutir à un processus de fabrication de biomodèles.

Aujourd'hui, l'impression 3D change la donne avant et pendant l'intervention. Les parties lésées peuvent être reproduites fidèlement garantissant des résultats fonctionnels et esthétiques meilleures.

Elle permet une grande précision lors de la planification des mouvements complexes du squelette maxillo-faciale et pour des traitements telle que la chirurgie orthognathique.

La planification 3D nous offre la possibilité de visualiser une extension tumorale et améliorer les résultats post opératoires en diminuant les reprises. Elle permet également l'amélioration de la communication du plan de traitement au patient et à l'équipe soignante en simulant le résultat.

*L'*impression de biomodèles offre un complément dans la formation médicale particulièrement l'enseignement d'anatomie et la technicité chirurgicale.

Par contre, une évaluation du bénéfice de la planification 3D pour le patient en termes de durée opératoire et d'hospitalisation est encore à réaliser.

Si l'impression 3D existe en chirurgie depuis près de trente ans, les procédés d'utilisation étaient jusqu'à aujourd'hui long et onéreux.

Aujourd'hui les procédés d'impression 3D ont évolué avec le boom des imprimantes 3D, simples d'utilisation et abordables, les chirurgiens peuvent travailler de façon rapide et efficace.

La chirurgie numérique assistée est aujourd'hui une technologie incontournable, amenée à s'améliorer toujours pour les années à venir.

Ce travail constitue un aperçu sur ce que peut offrir l'impression 3D en chirurgie maxillo-faciale et les techniques de bases pour la prise en main de cette technologie.

*D'*autres équipes du CHU ont d'ores et déjà manifesté leur intérêt pour l'impression 3D qui peut être utilisée dans toutes les disciplines chirurgicales.

Enfin, Les perspectives de développement sont très prometteuses à l'avenir de cette technologie de pointe au service d'une médecine de pointe.

RESUMES

RESUME

Thèse : La Planification Chirurgicale 3D assistée « Expérience du département de chirurgie maxillo-faciale Hôpital des Spécialités » CHU IBN SINA.

Auteur : Achraf KHAIRI

Mots-clés : Impression 3D, STL, Biomodèle, prototypage, Chirurgie maxillo-faciale.

Introduction :

La complexité de l'anatomie cranio-maxillo-faciale peut rendre l'explication, la planification et l'exécution d'une chirurgie de la face difficile.

Grâce à l'impression 3D il est possible de mieux préparer une opération, gagner en temps et en précision pour un résultat meilleur pour le patient.

Le but de ce travail est de décrire les étapes de la planification tridimensionnelle, l'impression de biomodèles à travers les données d'imagerie et l'élaboration de guides chirurgicaux et propositions pour la planification des actes.

Matériels et Méthodes :

Acquisition du modèle sur 2 pièces anatomiques et 7 patients du département de chirurgie maxillo-faciale HSR, impression des biomodèles. Une analyse critique comparative a été réalisée avant planification chirurgicale.

Résultats :

Les modèles montrent une moyenne de distorsion à 0,35mm (1,6%) par rapport aux modèles anatomiques et aux données radiologiques.

Conclusion :

L'impression 3D représente une solution prometteuse pour le prototypage médical.

Elle permet une grande précision lors de la planification des mouvements complexes du squelette maxillo-facial.

ABSTRACT

Thesis: 3D Surgical Planning « The experience of Maxillofacial surgery department- Specialities hospital » UH IBN SINA.

Author: Achraf KHAIRI

Key-words: 3D printing, STL, biomodel , prototyping. Maxillofacial surgery.

Introduction:

The complexity of the cranio- maxillofacial anatomy and its variations can make the explanation, the planning and the execution of a face surgery difficult.

3D printing is useful to prepare an operation with saving time and helping to get more precision to a better outcome to the patient.

The aim of this study is to describe the steps of the three-dimensional planning, printing biomodels through the imaging data of our patients and the development of surgical guides and suggestions to plan acts.

Materials and Methods:

Model acquisition of 2 anatomical parts and 7 patients from the maxillofacial surgery department SHR then biomodels printing. Comparative analysis review was performed before surgical planning.

Results:

Models show an average distortion to 0,35mm (1.6%) relative to the anatomical models and radiological data.

Conclusion:

3D printing is a promising solution for the medical prototyping.

It allows high precision when planning complex moves of the maxillofacial skeleton.

ملخص

العنوان: التخطيط الجراحي بمساعدة تقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد. تجربة قسم جراحة الوجه والفكين مستشفى الاختصاصات" المستشفى الجامعي ابن سينا.

الكاتب: أشرف الخيري

كلمات البحث: الطباعة ثلاثية الأبعاد، STL، نموذج بيولوجي، الفبركة، جراحة الوجه والفكين.

مقدمة:

يعتبر تخطيط و تنفيذ عملية جراحية لتصحيح الأوضاع في هيكل الفك و الوجه صعبة و معقدة.

يعد ابتكار الطباعة ثلاثية الأبعاد طريقة جديدة تمكن تسريع انجاز العمليات الجراحية المعقدة لنتائج أفضل للمريض.

الهدف من هذه الدراسة هو وصف خطوات التخطيط ثلاثى الأبعاد، ثم طباعة النماذج البيولوجية من خلال البيانات الإشعاعية وتطوير أدلة الجراحية واقتراحات لتنفيذ العمليات.

المواد والطرق:

تم الحصول على النماذج من جزأين تشريحيين و 7 مرضى فى قسم جراحة الوجه والفكين، بعد ذلك تشكيل الأجسام ثلاثية الأبعاد. تمت مقارنة النتائج قبل التخطيط للعمليات الجراحية.

النتائج:

يشير متوسط التشويه فى النماذج إلى 0,35م (1.6) % مقارنة مع النماذج التشريحية والبيانات الإشعاعية.

الخلاصة:

تعتبر الطباعة ثلاثية الأبعاد حلا واعدة يتيح دقة عالية عند تخطيط وانجاز العمليات الجراحية المعقدة لهيكل الوجه والفكين.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Berchon M, Luyt B. Edition; « L'impression 3D » Eyrolles 2013 pp106
- [2] Mankovich NJ, Cheesman AM, Stoker NG ; « The display of three-dimensional Anatomy with stereolithographic models. » 1990 ; 3-200
- [3] Lien : <http://www.serialmakers.com/>« Histoire de l'impression 3D »
- [4] « Putting 3D printing into the value stream » Econolyst Octobre 2012
- [5] A la découverte des matériaux d'impression 3D : Première partie : Les plastiques [Internet]. 3Dnatives. [cited 2013 Nov 30]. Available from: <http://www.3dnatives.com/materiaux-impression-3d-abs-pla-polyamides-alumide/>
- [6] A la découverte des matériaux d'impression 3D : Deuxième partie : Les métaux [Internet]. 3Dnatives. [2013 Nov 30]. Available from: <http://www.3dnatives.com/a-la-decouverte-des-materiaux-dimpression-3d-deuxieme-partie-les-metaux/>
- [7] Les différents procédés d'Impression 3D. Available from : <http://www.lesnumeriques.com/imprimante-3d/impression3d/impression-3d-differents-procedes-a-1876>
- [8] EBM® Electron Beam Melting « in the forefront of Additive Manufacturing » Available from : <http://www.arcam.com/technology/electron-beam-melting/>
- [9] Scanner Siemens SOMATOM Available from : <https://www.healthcare.siemens.fr/computed-tomography>
- [10] Acquisition TDM; le tube à rayons X et les détecteurs tournent avec l'axe de rotation allant de la tête du patient aux orteils. (Source : Mayo Clinic) <http://www.physicscentral.com/explore/action/scans.cfm>

- [11] M. Sheelagh T. Carpendale, David J. Cowperthwaite F. David Fracchia « Distortion Viewing Techniques for 3-Dimensional Data » School of Computing Science Simon Fraser University Burnaby, B.C.
- [12] Greg Johnson, Jon Ganetti « Medical Diagnosis using the Cray T3D » Spring Proceedings (Cray User Group), pages 70-77, 1995
- [13] Guang Li, a HuchenXie, Holly Ning, Deborah Citrin, JacekCapala, Roberto Maass-Moreno, Peter Guion, Barbara Arora, Norman Coleman,¹ Kevin Camphausen,¹ and Robert W. Miller « Accuracy of 3Dvolumetric image registration based on CT, MR and PET/CT phantom experiments »
- [14] Miechowicz S, Urbanik A, Chrzan R, Grochowska A. Przegląd'Lek. « Accuracy analysis of computer tomography imaging for medical modeling purposes on the example of Siemens Sensation 10 scanner. »2010 ;pp 9-67-295
- [15] Taft RM, Kondor S, Grant GT J Prosthet Dent. 2011. « Accuracy of rapid prototype models for head and neck reconstruction. » Dec; 106 399–408
- [16] « Ordre de grandeur des doses reçues lors des expositions diagnostiques en pratique médicale, information du patient. » Availablefrom :http://www.sfrnet.org/Data/upload/files/12_expo_medicales
- [17] « Le SCANNER X : Comment améliorer la qualité image au Scanner ? » Lien : <http://perkins.free.fr/>
- [18] CONE BEAM. Availablefrom <http://imageriemedicale.fr/examens/imagerie-dentaire/cone-beam/>

- [19] Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, et al. « A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. » Eur J Radiol. 2010 Aug; 4-75-270.
- [20] Clément ERNOULT ; Thèse N°14-062 Université de Franche-Comté « ETUDE DE FAISABILITE D'UN PROCESSUS DE VALIDATION DE L'IMPRESSION 3D « LOW COST » En Chirurgie Maxillo-Faciale. »
- [21] Bruno Nazarian, CNRS, 2002 « Imagerie Médicale 3D : Visualisation, Segmentation, Reconstruction »
- [22] PUECH P, LAHAYE JF, LEFEVRE F ; Université LILLE Nord de France « Standards en Imagerie : RIS et PACS »
- [23] Huotilainen E, Paloheimo M, Salmi M, Paloheimo KS, Björkstrand R, Tuomi J. « Imaging requirements for medical applications of additive manufacturing. » Acta Radiol Stockh Swed 1987. 2014 Feb 55-78-85.
- [24] Lindner A, Rasse M, Wolf HP, Millesi W, Eglmeier R, Friede I. « Indications and use of stereolithographic skull reconstructions in oromaxillofacial surgery. » Radiol. 1995 Sep 35-82-578
- [25] Caractéristiques Imprimante 3D CUBEX : Available from : <http://www.3dnatives.com/3D-compare/imprimante/cubex>
- [26] Caractéristiques Imprimante 3D MAKERBOT Replicator II. Available from : <http://www.3dnatives.com/3D-compare/imprimante/replicator-2>
- [27] El:Katatny I, Masood SH, Morsi YS. « Error analysis of FDM fabricated medical replicas. Rapid Prototyp J. 2010 Jan 19;16-36-43.
- [28] J Treil , J Braga, A Aït Aneur Modélisation 3D du viscéro-crâne. Applications en orthodontie et chirurgie orthognatique

- [29] Asami J, Kawai N, Honda Y, Shigehara H, Wakasa T, Kishi K. 2001 « Comparison of three –dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia. » Nov 5-30-330
- [30] « Loi de Student » Lien : <https://fr.wikipedia.org/LoideStudent/>
- [31] JY BAUDOT « Les utilisations du t de STUDENT : Techniques et concepts de l'entreprise, de la finance et de l'économie et fondements mathématiques. »; Lien : <http://www.jybaudot.fr/>
- [32] Bill JS, Reuther JF, MundKiefer ; « Rapid prototyping in planning reconstructive surgery of the head and neck. Review and evaluation of indications. » *Gesichtschirurgie MKG* 2004 53-135
- [33] « Silva DN, Gerhardt de Oliveira M, Meurer E, Meurer MI, Lopes da Silva JV, Santa Bárbara A. Dimensional error in selective laser sintering and 3D: printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. » *J Cranio: Maxillo-facial Surgery Off* 443–9.
- [34] Ibrahim D, Broilo TL, Heitz C, de Oliveira MG, de Oliveira HW, Nobre SMW et al. « Dimensional error of selective laser sintering, three- dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. » *J Cranio-Maxillo:facial Surgery Off PublEurAssoc* 73-167.
- [35] Smith EJ, Anstey JA, Venne G, Ellie RE. « Using additive manufacturing in accuracy evaluation of reconstructions from computed tomography. » *ProcInstMechEng [H]*. 2013 May; 227(5):551–9.
- [36] Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Wolff J, Mäkitie A « Accuracy of medical models made by additive manufacturing » *J Cranio: Maxillofacial Surgery* 2013 Oct ; 9-603

- [37] M. J. Troulis, P. Everett, E. B. Seldin, R. Kikinis, L. B. Kaban: *Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data. Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2002; 31: 349–357. 2002 Published by Elsevier Science Ltd on behalf of the International Association of Oral and Maxillofacial Surgeons.
- [38] Remy Hoarau, Daniel Zweifel, EugenieLanthemann, HuguesZrounba, Martin BroomePlanification 3D enchirurgiemaxillo-facialeRevMed Suisse 2014; 1829-1833
- [39] D’Urso PS, Atkinson RL, Lanigan MW, Earwaker WJ, Bruce IJ, Holmes A, et al.Br Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery.JPlast Surg. 1998 Oct 30-522
- [40] Lethaus B, Kessler P, Boeckman R, Poort LJ, Tolba R. Reconstruction of a maxillary defect with a fibula graft and titanium&mesh using CAD/CAM techniques. *Head Face Med.* 2010
- [41] Jiang N, Hsu Y, Khadka A, Hu J, Wang D, Wang Q, et al. Total or partial inferior border ostectomy for mandibular contouring: indications and outcomes. *J Cranio-Maxillo-facial SurgOffPublEurAssocCranio-Maxillo-facial Surg.* 2012 Dec; 277–284.
- [42] Lethaus B, Poort L, Böckmann R, Smeets R, Tolba R, Kessler P. Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients. *J Cranio-Maxillo-facial SurgOffPublEurAssocCranio-Maxillo-facial Surg.* 2012 Jan 43–6.
- [43] Poukens J, Haex J, Riediger D. The use of rapid prototyping in the preoperative planning of distraction osteogenesis of the cranio-maxillofacial skeleton. *Computer Aided SurgeryJIntSoc Computer Aided Surgery* 2003

- [44] Herlin C, Koppe M, Béziat JL, Gleizal « A Rapid prototyping in craniofacial surgery: using a positioning guide after zygomatic osteotomy A case report. » J Cranio-Maxillo-facial Surgery Off EurAssocCranio Maxillo-facial Surgery. 2011 Jul.
- [45] Kermer C, Lindner A, Friede I, Wagner A, Millesi W. Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery. J Cranio-Maxillo-facial Surgery Off PublEurAssocCranio-Maxillo-facial Surg. 1998 Jun
- [46] D'Urso PS, Barker TM, Earwaker WJ, Bruce LJ, Atkinson RL, Lanigan MW, et al. Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: A prospective trial. J CranioMaxillo-facial Surgery Off PublEur AssocCranio-Maxillo-facial Surg. 1999 Feb 27
- [47] Bulletin officiel du Dahir n° 1-13-90 du 22 chaoual 1434 (30 août 2013)
- [48] Universiteit Hasselt MAGAZINE : 12/867
- [49] Rankin TM, Giovinco NA, Cucher DJ, Watts G, Hurwitz B, Armstrong DG. Three dimensional printing surgical instruments: Are we there yet? J SurgRes. 2014 Feb 19
- [50] Les instruments imprimés en ABS. © Aerospace Medical Association, Alexandria. Available from : <http://www.makery.info/2014/07/28/operer-en-orbite-grace-a-limpression-3d>.
- [51] Project Daniel: Not Impossible's 3D Printing Arms for Children of War: Torn Sudan 2014 Aug 21
- [52] Sean V Murphy, Antony Atala « 3D bioprinting of tissues and organs » J Nature Biotechnology 32, 773–785 (2014)

- [53] SebastianGagin et Ale Román « La 3D dans la peau » Availablefrom : http://www.invivomagazine.com/fr/corpore_sano/innovation/article/la-3d-dans-la-peau/
- [54] ManalHadenfeld« Reprogrammation: Comment changer n'importe quelle cellule du corps en une cellule souche pluripotente »
Lien :<http://www.eurostemcell.org/fr/factsheet/reprogrammation-comment-changer-nimporte-quelle-cellule-du-corps-en-une-cellule-souche-plu>
- [55] Roman Ikonicoff« La construction de tissus humains »
<http://www.science-et-vie.com/la-construction-de-tissus-humains-par-imprimante-3d-devient-une-realite>

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 le respect de la vie humaine dès la conception.

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

Je m'y engage librement et sur mon honneur.

قسم أبقراط

بسم الله الرحمن الرحيم

أقسم بالله العظيم

في هذه اللحظة التي يتم فيها قبولي عضوا في المهنة الطبية أتعهد علانية:

بأن أكرس حياتي لخدمة الإنسانية.

و أن أحترم أساتذتي و أتعرف لهم بالجميل الذي يستحقونه.

و أن أمارس مهنتي بوازع من ضميري و شرفي جاعلا صحة مريضى هديى الأول.

و ألا أفشى الأسرار المعهودة إليى.

و أن أحافظ بكل ما لدي من وسائل على الشرف و التقاليد النبيلة لمهنة الطب.

و أن أعتبر سائر الأطباء إخوة ليى.

و أن أقوم بواجبى نحو مرضاى بدون أى اعتبار دينيى أو وطنيى أو عرقيى أو سياسىى أو

اجتماعيى.

و أن أحافظ بكل حزم على احترام الحياة الإنسانية منذ نشأتها.

و أن لا أستعمل معلوماتيى الطبية بطريق يضر بحقوق الإنسان مهما لأقيدت من تهديد.

بكل هذا أتعهد عن كامل إختيار و مقسما بالله.

و الله على ما أقول شهيد.

جامعة محمد الخامس-الرباط
كلية الطب والصيدلة بالرباط

2016 أطروحة رقم: 319

سنة:

فائدة "التخطيط الجراحي بمساعدة تقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد"

تجربة قسم جراحة الوجه والفكين مستشفى الاختصاصات

المستشفى الجامعي ابن سينا.

أطروحة:

قدمت ونوقشت علانية يوم.....

من طرفه

السيد: أشرف الخيري

المزاداد في 19 غشت 1990 بالرباط

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية : الطباعة ثلاثية الأبعاد، STL، نموذج بيولوجي، الفبركة، جراحة الوجه والفكين.

تحت إشراف اللجنة المكونة من الأساتذة

رئيس و مشرف

السيد : مليك بلعداس

أستاذ في جراحة الوجه والفكين التقويمية وجراحة التجميل

السيدة : سلمى بنعزو

أستاذة في جراحة الوجه والفكين، طب الفم وجراحة التجميل

السيدة: نجوى الشريف الكتاني

أستاذة في الطب الإشعاعي

السيد: أحمد الأيوبي

أستاذ في طب التشريح

السيد: أسامة بن الطاهر

أستاذ في جراحة الأسنان، اختصاصي في بدل الوجه والفكين

أعضاء