



ROYAUME DU MAROC
UNIVERSITE MOHAMMED V DE RABAT
FACULTE DE MEDECINE
ET DE PHARMACIE
RABAT



Année: 2020

Thèse N°: 326

**FAISABILITE DE LA RECONSTRUCTION 3D AVANT
HEPATECTOMIE POUR CANCER UTILISANT UN
PROGRAMME OPEN-SOURCE :
ETUDE EXPLORATOIRE A PROPOS DE 15 CAS**

THÈSE

Présentée et soutenue publiquement le: / /2020

PAR

Monsieur Mohammed Amine EL AZAMI EL HASSANI

Né le 03 Juin 1995 à Fès

Pour l'Obtention du Diplôme de

Docteur en Médecine

Mots Clés : Hépatectomie ; Planification chirurgicale ; Imagerie médicale ;
Reconstruction 3D ; Cancer hépatique

Membres du Jury :

Monsieur Raouf MOHSINE

Professeur de Chirurgie Générale

Président

Monsieur Amine BENKABBOU

Professeur de Chirurgie Générale

Rapporteur

Madame Rachida LATIB

Professeur de Radiologie

Juge

Monsieur Mohammed Anass MAJBAR

Professeur de Chirurgie Générale

Juge

Monsieur Mohamed Ali ECH-CHERIF EL KETTANI

Professeur d'Anesthésie Réanimation

Juge

بِسْمِ الْعَلِيِّ الرَّحِيمِ

سبحانك لا علم لنا إلا ما علمتنا إنك

أنت العليم الحكيم

صَلَّى اللهُ
عَلَيْكَ
الْعَظِيمِ

سورة البقرة: الآية: 31



UNIVERSITE MOHAMMED V
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
RABAT

1. DOYENS HONORAIRES :

2. 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 Etudiantines

Professeur Brahim LEKEHAL

Vice-Doyen chargé de la Recherche et de la Coopération

Professeur Toufiq DAKKA

Vice-Doyen chargé des Affaires Spécifiques à la Pharmacie

Professeur Younes RAHALI

Secrétaire Général

Mr. Mohamed KARRA

* Enseignants Militaires

1 - ENSEIGNANTS-CHERCHEURS MEDECINS ET PHARMACIENS

3. PROFESSEURS DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR :

Décembre 1984

Pr. MAAOUNI Abdelaziz
Pr. MAAZOUZI Ahmed Wajdi
Pr. SETTAF Abdellatif

Médecine Interne – Clinique Royale
Anesthésie -Réanimation
Pathologie Chirurgicale

Décembre 1989

Pr. ADNAOUI Mohamed
Pr. OUZZANI Taïbi Mohamed Réda

Médecine Interne –Doyen de la FMPR
Neurologie

Janvier et Novembre 1990

Pr. KHARBACH Aïcha
Pr. TAZI Saoud Anas

Gynécologie -Obstétrique
Anesthésie Réanimation

Février Avril Juillet et Décembre 1991

Pr. AZZOUZI Abderrahim
Pr. BAYAHIA Rabéa
Pr. BELKOUCHI Abdelkader
Pr. BENCHEKROUN Belabbes Abdellatif
Pr. BENSOUDA Yahia
Pr. BERRAHO Amina
Pr. BEZAD Rachid

Anesthésie Réanimation- Doyen de FMPO
Néphrologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Générale
Pharmacie galénique
Ophtalmologie
Gynécologie Obstétrique Méd.Chef Maternité des

Orangers

Pr. CHERRAH Yahia
Pr. CHOKAIRI Omar
Pr. KHATTAB Mohamed
Pr. SOULAYMANI Rachida
Pr. TAOUFIK Jamal

Pharmacologie
Histologie Embryologie
Pédiatrie
Pharmacologie- Dir. du Centre National PV Rabat
Chimie thérapeutique _____

Décembre 1992

Pr. AHALLAT Mohamed
Pr. BENSOUDA Adil
Pr. CHAHED OUZZANI Laaziza
Pr. CHRAIBI Chafiq
Pr. EL OUAHABI Abdessamad
Pr. FELLAT Rokaya
Pr. JIDDANE Mohamed
Pr. TAGHY Ahmed
Pr. ZOUHDI Mimoun

Chirurgie Générale Doyen de FMPT
Anesthésie Réanimation
Gastro-Entérologie
Gynécologie Obstétrique
Neurochirurgie
Cardiologie
Anatomie
Chirurgie Générale
Microbiologie

Mars 1994

Pr. BENJAAFAR Nouredine

Radiothérapie

* Enseignants Militaires

Pr. BEN RAIS Nozha
Pr. CAOUI Malika
Pr. CHRAIBI Abdelmjid

FMPA

Pr. EL AMRANI Sabah
Pr. ERROUGANI Abdelkader
Pr. ESSAKALI Malika
Pr. ETTAYEBI Fouad
Pr. IFRINE Lahssan
Pr. RHRAB Brahim
Pr. SENOUCI Karima

Mars 1994

Pr. ABBAR Mohamed*
Pr. BENTAHILA Abdelali
Pr. BERRADA Mohamed Saleh
Pr. CHERKAOUI Lalla Ouafae
Pr. LAKHDAR Amina
Pr. MOUANE Nezha

Mars 1995

Pr. ABOUQUAL Redouane
Pr. AMRAOUI Mohamed
Pr. BAIDADA Abdelaziz
Pr. BARGACH Samir
Pr. EL MESNAOUI Abbes
Pr. ESSAKALI HOUSSYNI Leila
Pr. IBEN ATTYA ANDALOUSSI Ahmed
Pr. OUAZZANI CHAHDI Bahia
Pr. SEFIANI Abdelaziz
Pr. ZEGGWAGH Amine Ali

Décembre 1996

Pr. BELKACEM Rachid
Pr. BOULANOUAR Abdelkrim
Pr. EL ALAMI EL FARICHA EL Hassan
Pr. GAOUZI Ahmed
Pr. OUZEDDOUN Naima
Pr. ZBIR EL Mehdi*

Novembre 1997

Pr. ALAMI Mohamed Hassan
Pr. BIROUK Nazha
Pr. FELLAT Nadia

Biophysique
Biophysique
Endocrinologie et Maladies Métaboliques **Doyen de la**

Gynécologie Obstétrique
Chirurgie Générale – **Directeur du CHIS**
Immunologie
Chirurgie Pédiatrique
Chirurgie Générale
Gynécologie – Obstétrique
Dermatologie

Urologie **Inspecteur du SSM**
Pédiatrie
Traumatologie – Orthopédie
Ophtalmologie
Gynécologie Obstétrique
Pédiatrie

Réanimation Médicale
Chirurgie Générale
Gynécologie Obstétrique
Gynécologie Obstétrique
Chirurgie Générale
Oto-Rhino-Laryngologie
Urologie
Ophtalmologie
Génétique
Réanimation Médicale

Chirurgie Pédiatrie
Ophtalmologie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Néphrologie
Cardiologie **Directeur HMI Mohammed V**

Gynécologie-Obstétrique
Neurologie
Cardiologie

* Enseignants Militaires

Pr. KADDOURI Nouredine
Pr. KOUTANI Abdellatif
Pr. LAHLOU Mohamed Khalid
Pr. MAHRAOUI CHAFIQ
Pr. TOUFIQ Jallal
Pr. YOUSFI MALKI Mounia

Chirurgie Pédiatrique
Urologie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Psychiatrie Directeur Hôp.Ar-razi Salé
Gynécologie Obstétrique

Novembre 1998

Pr. BENOMAR ALI
Pr. BOUGTAB
Pr. ER RIHANI Hassan
Pr. BENKIRANE Majid*

Neurologie Doyen de la FMP Abulcassis
Abdesslam Chirurgie Générale
Oncologie Médicale
Hématologie

Janvier 2000

Pr. ABID Ahmed*
Pr. AIT OUAMAR 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. TACHINANTE Rajae
Pr. TAZI MEZALEK Zoubida

Pneumo-phtisiologie
Pédiatrie
Pédiatrie
Pneumo-phtisiologie Directeur Hôp. My Youssef
Chirurgie Générale
Chirurgie Générale
Pneumo-phtisiologie
Neurochirurgie
Anesthésie-Réanimation
Médecine Interne

Novembre 2000

Pr. AIDI Saadia
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. GHARBI Mohamed El Hassan
Pr. MDAGHRI ALAOUI Asmae

Neurologie
Gastro-Entérologie
Chirurgie Générale
Cardiologie
Anesthésie-Réanimation
Pédiatrie - Directeur Hôp.Cheikh Zaid
Urologie
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Pédiatrie

Décembre 2001

Pr. BALKHI Hicham*
Pr. BENABDELJLIL Maria
Pr. BENAMAR Loubna
Pr. BENAMOR Jouda
Pr. BENELBARHDADI Imane
Pr. BENNANI Rajae
Pr. BENOUACHANE Thami
Pr. BEZZA Ahmed*

Anesthésie-Réanimation
Neurologie
Néphrologie
Pneumo-phtisiologie
Gastro-Entérologie
Cardiologie
Pédiatrie
Rhumatologie

* Enseignants Militaires

Pr. BOUCHIKHI IDRISSE Med Larbi
Pr. BOUMDIN El Hassane*
Pr. CHAT Latifa
Pr. DAALI Mustapha*
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. KABIRI EL Hassane*
Pr. LAMRANI Moulay Omar
Pr. LEKEHAL Brahim

Est.

Pr. MEDARHRI Jalil
Pr. MIKDAME Mohammed*
Pr. MOHSINE Raouf
Pr. NOUINI Yassine
Pr. SABBAH Farid
Pr. SEFIANI Yasser
Pr. TAOUFIQ BENCHEKROUN Soumia

Décembre 2002

Pr. AL BOUZIDI Abderrahmane*
Pr. AMEUR Ahmed *
Pr. AMRI Rachida
Pr. AOURARH Aziz*
Pr. BAMOU Youssef *
Pr. BELMEJDOUB Ghizlene*
Pr. BENZEKRI Laila
Pr. BENZZOUBEIR Nadia
Pr. BERNOUSSI Zakiya
Pr. CHOHO Abdelkrim *
Pr. CHKIRATE Bouchra
Pr. EL ALAMI EL Fellous Sidi Zouhair
Pr. EL HAOURI Mohamed *
Pr. FILALI ADIB Abdelhai
Pr. HAJJI Zakia
Pr. JAAFAR Abdeloihab*
Pr. KRIOUILE Yamina
Pr. MOUSSAOUI RAHALI Driss*
Pr. OUIJILAL Abdelilah
Pr. RAISS Mohamed
Pr. SIAH Samir *

* Enseignants Militaires

Anatomie
Radiologie
Radiologie
Chirurgie Générale
Anesthésie-Réanimation
Neuro-Chirurgie
Chirurgie-Pédiatrique
Chirurgie Générale
Pédiatrie - Directeur Hôp. Univ. Cheikh Khalifa
Neuro-Chirurgie
Chirurgie Générale Directeur Hôpital Ibn Sina
Chirurgie Thoracique
Traumatologie Orthopédie
Chirurgie Vasculaire Périphérique V-D chargé Aff Acad.

Chirurgie Générale
Hématologie Clinique
Chirurgie Générale
Urologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Vasculaire Périphérique
Pédiatrie

Anatomie Pathologique
Urologie
Cardiologie
Gastro-Entérologie Dir.-Adj. HMI Mohammed V
Biochimie-Chimie
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Dermatologie
Gastro-Entérologie
Anatomie Pathologique
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Chirurgie Pédiatrique
Dermatologie
Gynécologie Obstétrique
Ophtalmologie
Traumatologie Orthopédie
Pédiatrie
Gynécologie Obstétrique
Oto-Rhino-Laryngologie
Chirurgie Générale
Anesthésie Réanimation

Pr. THIMOU Amal
Pr. ZENTAR Aziz*

Pédiatrie
Chirurgie Générale

Janvier 2004

Pr. ABDELLAH El Hassan
Pr. AMRANI Mariam
Pr. BENBOUZID Mohammed Anas
Pr. BENKIRANE Ahmed*
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. HACHI Hafid
Pr. JABOUIRIK Fatima
Pr. KHARMAZ Mohamed
Pr. MOUGHIL Said
Pr. OUBAAZ Abdelbarre *
Pr. TARIB Abdelilah*
Pr. TIJAMI Fouad
Pr. ZARZUR Jamila

Ophtalmologie
Anatomie Pathologique
Oto-Rhino-Laryngologie
Gastro-Entérologie
Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale
Neurologie
Traumatologie Orthopédie
Anatomie Pathologique
Radiologie
Gynécologie Obstétrique
Pédiatrie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Traumatologie Orthopédie
Chirurgie Cardio-Vasculaire
Ophtalmologie
Pharmacie Clinique
Chirurgie Générale
Cardiologie

Janvier 2005

Pr. ABBASSI Abdellah
Pr. ALLALI Fadoua
Pr. AMAZOUZI Abdellah
Pr. BAHIRI Rachid
Pr. BARKAT Amina
Pr. BENYASS Aatif
Pr. DOUDOUH Abderrahim*
Pr. HAJJI Leila
Pr. HESSISSEN Leila
Pr. JIDAL Mohamed*
Pr. LAAROUSSI Mohamed
Pr. LYAGOUBI Mohammed
Pr. SBIHI Souad
Pr. ZERAIDI Najia

Chirurgie Réparatrice et Plastique
Rhumatologie
Ophtalmologie
Rhumatologie *Directeur Hôp. Al Ayachi Salé*
Pédiatrie
Cardiologie
Biophysique
Cardiologie *(mise en disponibilité)*
Pédiatrie
Radiologie
Chirurgie Cardio-vasculaire
Parasitologie
Histo-Embryologie Cytogénétique
Gynécologie Obstétrique

AVRIL 2006

Pr. ACHEMLAL Lahsen*
Pr. BELMEKKI Abdelkader*
Pr. BENCHEIKH Razika
Pr. BIYI Abdelhamid*

Rhumatologie
Hématologie
O.R.L
Biophysique

* Enseignants Militaires

Pr. BOUHAFS Mohamed El Amine
Pr. BOULAHYA Abdellatif*

Sina Marr.

Pr. CHENGUETI ANSARI Anas
Pr. DOGHMI Nawal
Pr. FELLAT Ibtissam
Pr. FAROUDY Mamoun
Pr. HARMOUCHE Hicham
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. 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. AOUI Sarra
Pr. BAITE Abdelouahed *
Pr. BALOUCH Lhousaine *
Pr. BENZIANE Hamid *
Pr. BOUTIMZINE Nourdine
Pr. CHERKAOUI Naoual *
Pr. EHIRCHIOU Abdelkader *
Pr. EL BEKKALI Youssef *
Pr. EL ABSI Mohamed
Pr. EL MOUSSAOUI Rachid
Pr. EL OMARI Fatima
Pr. GHARIB Noureddine
Pr. HADADI Khalid *
Pr. ICHOU Mohamed *
Pr. ISMAILI Nadia
Pr. KEBDANI Tayeb

* Enseignants Militaires

Chirurgie - Pédiatrique
Chirurgie Cardio – Vasculaire. Directeur Hôpital Ibn

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

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

Pr. LOUZI Lhoussain *
Pr. MADANI Naoufel
Pr. MAHI Mohamed *
Pr. MARC Karima
Pr. MASRAR Azlarab
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

Mars 2009

Pr. ABOUZAHIR Ali *
Pr. AGADR Aomar *
Pr. AIT ALI Abdelmounaim *
Pr. AKHADDAR Ali *
Pr. ALLALI Nazik
Pr. AMINE Bouchra
Pr. ARKHA Yassir
Pr. BELYAMANI Lahcen *
Pr. BJIJOU Younes
Pr. BOUHSAIN Sanae *
Pr. BOUI Mohammed *
Pr. BOUNAIM Ahmed *
Pr. BOUSSOUGA Mostapha *
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. LAMSAOURI Jamal *
Pr. MARMADE Lahcen

* Enseignants Militaires

Microbiologie
Réanimation médicale
Radiologie
Pneumo phtisiologie
Hématologie biologique
Virologie
Biochimie-chimie
Médecine interne
Radiologie
Microbiologie
Microbiologie
Radiothérapie
Chirurgie vasculaire périphérique
Ophtalmologie
Chirurgie générale
Traumatologie-orthopédie
Parasitologie
Cardiologie

Médecine interne
Pédiatrie
Chirurgie Générale
Neuro-chirurgie
Radiologie
Rhumatologie
Neuro-chirurgie Directeur Hôp.des Spécialités
Anesthésie Réanimation
Anatomie
Biochimie-chimie
Dermatologie
Chirurgie Générale
Traumatologie-orthopédie
Chirurgie Vasculaire Périphérique
Hématologie clinique
Chirurgie Générale
Microbiologie
Médecine interne
Gynécologie obstétrique
Rhumatologie
Gastro-entérologie
Pédiatrie
Pédiatrie
Chimie Thérapeutique
Chirurgie Cardio-vasculaire

Pr. MESKINI Toufik
Pr. MESSAOUDI Nezha *
Pr. MSSROURI Rahal
Pr. NASSAR Ittimade
Pr. OUKERRAJ Latifa
Pr. RHORFI Ismail Abderrahmani *

Pédiatrie
Hématologie biologique
Chirurgie Générale
Radiologie
Cardiologie
Pneumo-Phtisiologie

Octobre 2010

Pr. ALILOU Mustapha
Pr. AMEZIANE Taoufiq*
Pr. BELAGUID Abdelaziz
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. MOSADIK Ahlam
Pr. MOUJAHID Mountassir*
Pr. NAZIH Mouna*
Pr. ZOUAIDIA Fouad

Anesthésie réanimation
Médecine Interne *Directeur ERSSM*
Physiologie
Microbiologie
Médecine Aéronautique
Biochimie- Chimie
Radiologie
Chirurgie Pédiatrique
Pédiatrie
Radiologie
Chirurgie Plastique et Réparatrice
Urologie
Gastro-Entérologie
Anatomie Pathologique
Anesthésie Réanimation
Chirurgie Générale
Hématologie
Anatomie Pathologique

Decembre 2010

Pr. ZNATI Kaoutar

Anatomie Pathologique

Mai 2012

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

Chirurgie pédiatrique
Anesthésie Réanimation
Traumatologie-orthopédie
Anesthésie Réanimation
Chirurgie Générale
Pneumophtisiologie
Chirurgie Pédiatrique
Anatomie Pathologique
Cardiologie

Février 2013

Pr. AHID Samir
Pr. AIT EL CADI Mina
Pr. AMRANI HANCI Laila

Pharmacologie
Toxicologie
Gastro-Entérologie

* Enseignants Militaires

Pr. AMOR Mourad	Anesthésie Réanimation
Pr. AWAB Almahti	Anesthésie Réanimation
Pr. BELAYACHI Jihane	Réanimation Médicale
Pr. BELKHADIR Zakaria Houssain	Anesthésie Réanimation
Pr. BENCHEKROUN Laila	Biochimie-Chimie
Pr. BENKIRANE Souad	Hématologie
Pr. BENNANA Ahmed*	Informatique Pharmaceutique
Pr. BENSGHIR Mustapha *	Anesthésie Réanimation
Pr. BENYAHIA Mohammed *	Néphrologie
Pr. BOUATIA Mustapha	Chimie Analytique et Bromatologie
Pr. BOUABID Ahmed Salim*	Traumatologie orthopédie
Pr. BOUTARBOUCH Mahjouba	Anatomie
Pr. CHAIB Ali *	Cardiologie
Pr. DENDANE Tarek	Réanimation Médicale
Pr. DINI Nouzha *	Pédiatrie
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Mohamed Ali	Anesthésie Réanimation
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Najwa	Radiologie
Pr. ELFATEMI Nizare	Neuro-chirurgie
Pr. EL GUERROUJ Hasnae	Médecine Nucléaire
Pr. EL HARTI Jaouad	Chimie Thérapeutique
Pr. EL JAOUDI Rachid *	Toxicologie
Pr. EL KABABRI Maria	Pédiatrie
Pr. EL KHANNOUSSI Basma	Anatomie Pathologique
Pr. EL KHLOUFI Samir	Anatomie
Pr. EL KORAICHI Alae	Anesthésie Réanimation
Pr. EN-NOUALI Hassane *	Radiologie
Pr. ERRGUIG Laila	Physiologie
Pr. FIKRI Meryem	Radiologie
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. MELHAOUI 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 <i>Vice-Doyen à la Pharmacie</i>
Pr. RATBI Ilham	Génétique
Pr. RAHMANI Mounia	Neurologie
Pr. REDA Karim *	Ophtalmologie

* Enseignants Militaires

Pr. REGRAGUI Wafa
Pr. RKAIN Hanan
Pr. ROSTOM Samira
Pr. ROUAS Lamiaa
Pr. ROUIBAA Fedoua *
Pr SALIHOUN Mouna
Pr. SAYAH Rochde
Pr. SEDDIK Hassan *
Pr. ZERHOUNI Hicham
Pr. ZINE Ali *

Neurologie
Physiologie
Rhumatologie
Anatomie Pathologique
Gastro-Entérologie
Gastro-Entérologie
Chirurgie Cardio-Vasculaire
Gastro-Entérologie
Chirurgie Pédiatrique
Traumatologie Orthopédie

AVRIL 2013

Pr. EL KHATIB MOHAMED KARIM *

Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale

MARS 2014

Pr. ACHIR Abdellah
Pr. BENCHAKROUN Mohammed *
Pr. BOUCHIKH Mohammed
Pr. EL KABBAJ Driss *
Pr. EL MACHTANI IDRISSE Samira *
Pr. HARDIZI Houyam
Pr. HASSANI Amale *
Pr. HERRAK Laila
Pr. JANANE Abdellah *
Pr. JEAIDI Anass *
Pr. KOUACH Jaouad*
Pr. LEMNOUER Abdelhay*
Pr. MAKRAM Sanaa *
Pr. OULAHYANE Rachid*
Pr. RHISSASSI Mohamed Jaafar
Pr. SEKKACH Youssef*
Pr. TAZI MOUKHA Zakia

Chirurgie Thoracique
Traumatologie- Orthopédie
Chirurgie Thoracique
Néphrologie
Biochimie-Chimie
Histologie- Embryologie-Cytogénétique
Pédiatrie
Pneumologie
Urologie
Hématologie Biologique
Génycologie-Obstétrique
Microbiologie
Pharmacologie
Chirurgie Pédiatrique
CCV
Médecine Interne
Génécologie-Obstétrique

DECEMBRE 2014

Pr. ABILKACEM Rachid*
Pr. AIT BOUGHIMA Fadila
Pr. BEKKALI Hicham *
Pr. BENAZZOU Salma
Pr. BOUABDELLAH Mounya
Pr. BOUCHRIK Mourad*
Pr. DERRAJI Soufiane*
Pr. DOBLALI Taoufik
Pr. EL AYOUBI EL IDRISSE Ali
Pr. EL GHADBANE Abdedaim Hatim*
Pr. EL MARJANY Mohammed*

Pédiatrie
Médecine Légale
Anesthésie-Réanimation
Chirurgie Maxillo-Faciale
Biochimie-Chimie
Parasitologie
Pharmacie Clinique
Microbiologie
Anatomie
Anesthésie-Réanimation
Radiothérapie

* Enseignants Militaires

Pr. FEJJAL Nawfal
Pr. JAHIDI Mohamed*
Pr. LAKHAL Zouhair*
Pr. OUDGHIRI NEZHA
Pr. RAMI Mohamed
Pr. SABIR Maria
Pr. SBAI IDRISSE Karim*

Chirurgie Réparatrice et Plastique
O.R.L
Cardiologie
Anesthésie-Réanimation
Chirurgie Pédiatrique
Psychiatrie
Médecine préventive, santé publique et Hyg.

AOUT 2015

Pr. MEZIANE Meryem
Pr. TAHIRI Latifa

Dermatologie
Rhumatologie

PROFESSEURS AGREGES :

JANVIER 2016

Pr. BENKABBOU Amine
Pr. EL ASRI Fouad*
Pr. ERRAMI Nouredine*
Pr. NITASSI Sophia

Chirurgie Générale
Ophtalmologie
O.R.L
O.R.L

JUIN 2017

Pr. ABBI Rachid*
Pr. ASFALOU Ilyasse*
Pr. BOUAYTI El Arbi*
Pr. BOUTAYEB Saber
Pr. EL GHISSASSI Ibrahim
Pr. HAFIDI Jawad
Pr. OURAINI Saloua*
Pr. RAZINE Rachid
Pr. ZRARA Abdelhamid*

Microbiologie
Cardiologie
Médecine préventive, santé publique et Hyg.
Oncologie Médicale
Oncologie Médicale
Anatomie
O.R.L
Médecine préventive, santé publique et Hyg.
Immunologie

NOVEMBRE 2018

Pr. AMELLAL Mina
Pr. SOULY Karim
Pr. TAHRI Rajae

Anatomie
Microbiologie
Histologie-Embryologie-Cytogénétique

NOVEMBRE 2019

Pr. AATIF Taoufiq *
Pr. ACHBOUK Abdelhafid *
Pr. ANDALOUSSI SAGHIR Khalid *
Pr. BABA HABIB Moulay Abdellah *
Pr. BASSIR RIDA ALLAH
Pr. BOUATTAR TARIK
Pr. BOUFETTAL MONSEF
Pr. BOUCHENTOUF Sidi Mohammed *

Néphrologie
Chirurgie Réparatrice et Plastique
Radiothérapie
Gynécologie-obstétrique
Anatomie
Néphrologie
Anatomie
Chirurgie Générale

* Enseignants Militaires

Pr. BOUZELMAT Hicham *
 Pr. BOUKHRIS Jalal *
 Pr. CHAFRY Bouchaib *
 Pr. CHAHDI Hafsa *
 Pr. CHERIF EL ASRI Abad *
 Pr. DAMIRI Amal *
 Pr. DOGHMI Nawfal *
 Pr. ELALAOUI Sidi-Yassir
 Pr. EL ANNAZ Hicham *
 Pr. EL HASSANI Moulay EL Mehdi *
 Pr. EL HJOUJI Abderrahman *
 Pr. EL KAOUI Hakim *
 Pr. EL WALI Abderrahman *
 Pr. EN-NAFAA Issam *
 Pr. HAMAMA Jalal *
 Pr. HEMMAOUI Bouchaib *
 Pr. HJIRA Naoufal *
 Pr. JIRA Mohamed *
 Pr. JNIENE Asmaa
 Pr. LARAQUI Hicham *
 Pr. MAHFOUD Tarik *
 Pr. MEZIANE Mohammed *
 Pr. MOUTAKI ALLAH Younes *
 Pr. MOUZARI Yassine *
 Pr. NAOUI Hafida *
 Pr. OBTEL Majdouline
 Pr. OURRAI Abdelhakim *
 Pr. SAOUAB Rachida *
 Pr. SBITTI Yassir *
 Pr. ZADDOUG Omar *
 Pr. ZIDOUH Saad *

Cardiologie
 Traumatologie-orthopédie
 Traumatologie-orthopédie
 Anatomie Pathologique
 Neurochirurgie
 Anatomie Pathologique
 Anesthésie-réanimation
 Pharmacie Galénique
 Virologie
 Gynécologie-obstétrique
 Chirurgie Générale
 Chirurgie Générale
 Anesthésie-réanimation
 Radiologie
 Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale
 O.R.L
 Dermatologie
 Médecine Interne
 Physiologie
 Chirurgie Générale
 Oncologie Médicale
 Anesthésie-réanimation
 Chirurgie Cardio-vasculaire
 Ophtalmologie
 Parasitologie-Mycologie
 Médecine préventive, santé publique et Hyg.
 Pédiatrie
 Radiologie
 Oncologie Médicale
 Traumatologie Orthopédie
 Anesthésie-réanimation

* Enseignants Militaires

2 - ENSEIGNANTS-CHERCHEURS SCIENTIFIQUES

4. 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. BARKIYOU Malika	Histologie-Embryologie
Pr. BOUHOUCHE Ahmed	Génétique Humaine
Pr. BOUKLOUZE Abdelaziz	Applications Pharmaceutiques
Pr. CHAHED OUAZZANI Lalla Chadia	Biochimie-chimie
Pr. DAKKA Taoufiq	Physiologie
Pr. FAOUZI Moulay El Abbas	Pharmacologie
Pr. IBRAHIMI Azeddine	Biologie moléculaire/Biotechnologie
Pr. KHANFRI Jamal Eddine	Biologie
Pr. OULAD BOUYAHYA IDRISSE Med	Chimie Organique
Pr. REDHA Ahlam	Chimie
Pr. TOUATI Driss	Pharmacognosie
Pr. YAGOUBI Maamar	Environnement,Eau et Hygiène
Pr. ZAHIDI Ahmed	Pharmacologie

Mise à jour le 11/06/2020

KHALED Abdellah

Chef du Service des Ressources Humaines

FMPR

* *Enseignants Militaires*

Dédicaces

Je dédie ce travail à

A mes très chers parents,

*qui m'ont soutenu depuis mon plus jeune âge, aucune louange
ne saurait exprimer ma reconnaissance pour leur affection,
patience et encouragements soutenus.*

A mes chers frères,

*dont la présence et le soutien m'ont toujours aidé
à surmonter les défis du quotidien.*

A la mémoire de mes grands-parents maternels et paternels.

*J'aurais tant souhaité votre présence parmi nous,
que dieu vous bénisse.*

A ma grande famille maternelle et paternelle.

A mes amis,

*qui m'ont épaulé pendant mon parcours et ont fait de mes années
à la faculté une expérience inoubliable.*

*A tout ceux que j'ai omis de citer et qui ont forgé ma personnalité
de près comme de loin.*

Remerciements

A mon Maître et président de thèse

Monsieur Raouf MOHSINE

Professeur de Chirurgie Générale

*Je tiens à vous remercier pour l'honneur que vous me faites
en acceptant de présider le jury de cette thèse.*

J'espère que ce travail puisse vous donner entière satisfaction.

*J'ai eu le privilège de profiter de votre enseignement,
et j'admire vos qualités scientifiques et humaines.*

*Que ces lignes puissent témoigner de mon grand respect,
ma très haute considération et ma profonde reconnaissance.*

A mon Maître et rapporteur de thèse

Monsieur Amine BENKABBOU

Professeur de Chirurgie Générale

*Veillez accepter, cher Maître, mes remerciements
pour votre confiance et le grand honneur que vous m'avait fait
en acceptant d'encadrer mon travail et d'avoir veillé à sa réalisation
avec patience et disponibilité.*

*Je vous remercie pour votre aide soutenue et votre bienveillance,
ce travail n'aurait pu être abouti sans vos minutieuses
remarques et précieux conseils.*

*Veillez agréer, cher Maître, l'expression de ma respectueuse
considération et ma profonde admiration pour toutes
vos qualités scientifiques et humaines.*

A mon Maitre et juge de thèse

Madame Rachida LATIB

Professeur de Radiologie

*Je suis très honoré par l'intérêt que vous avez
bien voulu porter à mon travail en acceptant de juger cette thèse.
Dans l'espoir que ce travail puisse vous donner entière satisfaction.
Veuillez accepter, cher Maitre, l'expression de ma considération
et de mon profond respect.*

A mon Maitre et juge de thèse
Monsieur Mohammed Anass MAJBAR
Professeur de Chirurgie Générale

Vous me faites un grand honneur en acceptant de juger ce travail.

*J'ai eu l'opportunité de bénéficier de votre encadrement
et je ne puis qu'admirer vos qualités autant pédagogiques
que scientifiques et humaines. Votre dédication,
sérieux et modestie sont pour nous un modèle à suivre.*

*Veillez recevoir l'expression de toute ma gratitude
et mon profond respect.*

A mon Maitre et juge de thèse

Monsieur Mohamed Ali ECH-CHEIF EL KETTANI

Professeur d'Anesthésie Réanimation

Je vous remercie du grand honneur

que vous me faites en acceptant de juger ce travail.

J'ai eu la chance de bénéficier de votre encadrement et je vous remercie pour votre encouragement, votre soutien et vos précieux conseils. J'ai beaucoup d'admiration pour vos qualités scientifiques et humaines.

Veillez trouver ici, l'expression de ma gratitude, ma profonde reconnaissance, mon admiration et ma grande considération.

Liste des abréviations

LISTE DES ABREVIATIONS

2D	: Bidimensionnel
3D	: Tridimensionnel
AH	: Artères hépatiques
AHD	: Artère hépatique droite
AHG	: Artère hépatique gauche
AHM	: Artère hépatique moyenne
IA	: Intelligence artificielle
IRM	: Imagerie par résonance magnétique
SAD	: Secteur antérieur droit
TDM	: Tomodensitométrie
VBIH	: Voies biliaires intra-hépatiques
VCI	: Veine cave inférieure
VP	: Veine porte
VSH	: Veine sus hépatique

Liste des illustrations

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Anatomie externe du foie	5
Figure 2. Veines sus hépatiques	7
Figure 3. Anatomie interne du foie	7
Figure 4. Schéma de l'aorte abdominale montrant les variantes de vascularisation artérielle du foie	9
Figure 5. Territoires hépatiques et division du pédicule hépatique	10
Figure 6. Territoires hépatiques	12
Figure 7. Rendu volumique direct ; a : Sans réglage de fenêtre, b : Fenêtre osseuse sans échelle colorimétrique, c : Fenêtre osseuse avec échelle colorimétrique	19
Figure 8. Principe de la segmentation	20
Figure 9. Différence entre un segment (A et C) et un modèle 3D polygonal (B et D)	22
Figure 10. Étapes de la production d'un modèle 3D : A) Sélection des séries et déparasitage ; B) Délinéation des organes sur les images individuelles ; C) Superposition des sections et production de segments ; D) Conversion en modèle 3D polygonal et post-processing.....	23
Figure 11. Méthode de vérification par superposition des intersections du modèle 3D sur les coupes standard	36
Figure 12. Reconstructions des 15 modèles (foie représenté en transparence, VSH en bleu foncé, VP en bleu ciel, tumeurs en jaune, voies biliaires en vert, artères hépatiques en rouge, VCI en bleu).....	46
Figure 13. Temps de production en heures	47
Figure 14. Répartition de la qualité d'imagerie : profil de distribution	48
Figure 15. Répartition de la qualité d'imagerie : nombre et fréquence	48
Figure 16. Distribution des difficultés encourues par nombre de cas et fréquence	52

Figure 17. Distribution de la qualité du modèle et de l'impact sur la planification	55
Figure 18. Coupe axiale et sagittale IRM possédant une grande hauteur de coupe.....	66
Figure 19. Coupe TDM de mauvais contraste.	67
Figure 20. Coupe TDM de bon contraste.....	67
Figure 21. Image TDM montrant l'aspect hétérogène d'une tumeur	69
Figure 22. Artefacts sur une image IRM	69
Figure 23. Image TDM de veine porte à division extra hépatique	71
Figure 24. Exemple de données corrompues.....	72

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Détail des difficultés spécifiques, qualité d'imagerie et temps de travail par cas	49
Tableau 2. Classification des difficultés rencontrées par cas.....	51
Tableau 3. Qualité du modèle et impact sur la planification	54

Sommaire

SOMMAIRE

INTRODUCTION	1
PREREQUIS	4
1. Bases anatomiques.....	5
1.1. Anatomie externe.....	5
1.2. Anatomie interne.....	6
1.3. Territoires hépatiques.....	10
2. Bases chirurgicales des hépatectomies pour cancer.....	13
2.1. But.....	13
2.2. Dénomination.....	13
2.3. Règles.....	15
3. Bases radiologiques.....	17
3.1. Définition des techniques d'imagerie.....	17
3.2. Format de sortie de la TDM ou IRM.....	18
3.3. Reconstruction 3D par rendu volumique direct.....	19
3.4. Reconstruction 3D par segmentation.....	20
3.5. Différence entre un segment et un modèle 3D polygonal.....	21
4. Historique de la planification anatomique des hépatectomies.....	24
SELECTION DU LOGICIEL	25
MATERIEL ET METHODES	29
1. Type d'étude.....	30
2. Sélection des cas et taille d'échantillon.....	30
2.1. Critères d'inclusion.....	30
2.2. Critères d'exclusion.....	31
2.3. Taille de l'échantillon.....	31
3. Production du modèle 3D.....	32

3.1. Type d'imagerie.....	32
3.2. Producteur du modèle	32
3.3. Matériel utilisé.....	33
3.4. Programme utilisé.....	33
3.5. Processus de production des modèles 3D	33
3.6. Structures de mauvais contraste.....	35
3.7. Méthode de vérification de l'exactitude des reconstructions	36
4. Procédure et collecte des données	37
4.1. Protocole.....	37
4.2. Collecte de données	37
5. Critères de jugement	40
6. Expression des résultats	41
7. Analyse statistique	41
8. Considérations éthiques	42
RESULTATS	43
1. Faisabilité.....	44
1.1. Modèles reconstruits avec succès	44
1.2. Structures reconstruites par catégorie	44
1.3. Temps de production	47
1.4. Qualité d'image source	47
1.5. Difficultés spécifiques	49
1.6. Qualité du modèle.....	53
2. Utilité clinique	53
DISCUSSION	56
1. Contexte.....	57
2. Synthèse de l'étude	59

3. Taille d'échantillon	63
4. Biais et limitations de l'étude	64
5. Difficultés techniques rencontrées	66
6. Valeur ajoutée pour la planification chirurgicale	74
7. Valeur ajoutée pour l'enseignement	77
8. Avantages en tant que programme open-source	79
9. Autres indications de la reconstruction 3D du foie.....	81
10. Modes de production des reconstructions 3D utilisés actuellement	83
11. Perspectives open source et possibilité d'extrapolation à d'autres organes	85
CONCLUSION	86
RESUMES	88
ANNEXES	92
Annexe 1 : Fiche de planification des hépatectomies	93
Annexe 2 : Galerie d'images	99
Annexe 3 : Analyse des reconstructions 3D.....	134
BIBLIOGRAPHIE	137

Introduction

Dans la planification des hépatectomies pour cancer, l'analyse des coupes d'imagerie du foie et des voies biliaires (tomodensitométrie ou imagerie par résonance magnétique) joue un rôle clef dans la représentation spatiale de l'anatomie vasculaire du patient. Cependant, la lecture conventionnelle coupe par coupe de l'imagerie impose au chirurgien de reconstituer un modèle mental des données présentes sur l'imagerie (notamment la veine porte, veines sus hépatiques et artères hépatiques), à analyser les rapports entre ces structures et les zones à réséquer, ainsi qu'à estimer avec précision le volume à réséquer. La difficulté à imaginer l'anatomie vasculaire réelle du patient empêche :

1. Une planification précise des interventions chirurgicales incluant l'anticipation des risques liés aux variations anatomiques présentes chez plus de 70% des patients. ¹
2. Une synchronisation du modèle mental entre les différents acteurs de l'intervention : chirurgiens, aides opératoires, anesthésistes...

Pour améliorer la qualité de la planification, les chirurgiens hépatiques ont développé la pratique "interprétative" des dessins de synthèse à partir des données de l'imagerie. En laparoscopie, la plus grande difficulté à explorer cliniquement (inspection et palpation) et radiologiquement (échographie, cholangiographie) l'anatomie hépatique rend l'enjeu de la planification préopératoire encore plus décisif.

La solution apportée par l'informatique est la reconstruction en 3D de ces structures, qui permet de répondre aux limites posées par l'analyse conventionnelle des coupes ainsi que de procéder à des calculs volumétriques. Les programmes documentés permettant ce type de reconstruction sont généralement payants ou à développement local, et disposent donc d'une

disponibilité moindre pour les cliniciens ce qui limite leur étendue d'utilisation et d'évaluation. Des programmes open source (gratuits et à code source public) dédiés à la reconstruction d'imagerie médicale sont disponibles mais leur utilisation dans la planification des hépatectomies n'a pas été explorée.

L'objectif de cette étude est d'évaluer la faisabilité de la planification des hépatectomies pour cancer utilisant un logiciel de reconstruction 3D open source en pratique clinique.

Prérequis

1. Bases anatomiques

1.1. Anatomie externe

Le foie apparaît comme un organe volumineux homogène, dont la projection se fait au niveau thoraco abdominal, il occupe l'hypochondre droit et déborde sur l'épigastre et l'hypochondre gauche.

Le foie est fixé en arrière par la veine cave et par rapport au diaphragme par ses ligaments : ligament rond, ligament falciforme, ligament triangulaire gauche et triangulaire droit.

De l'extérieur on distingue deux lobes (Fig. 1) : lobe droit et gauche séparés par le ligament rond et le ligament falciforme

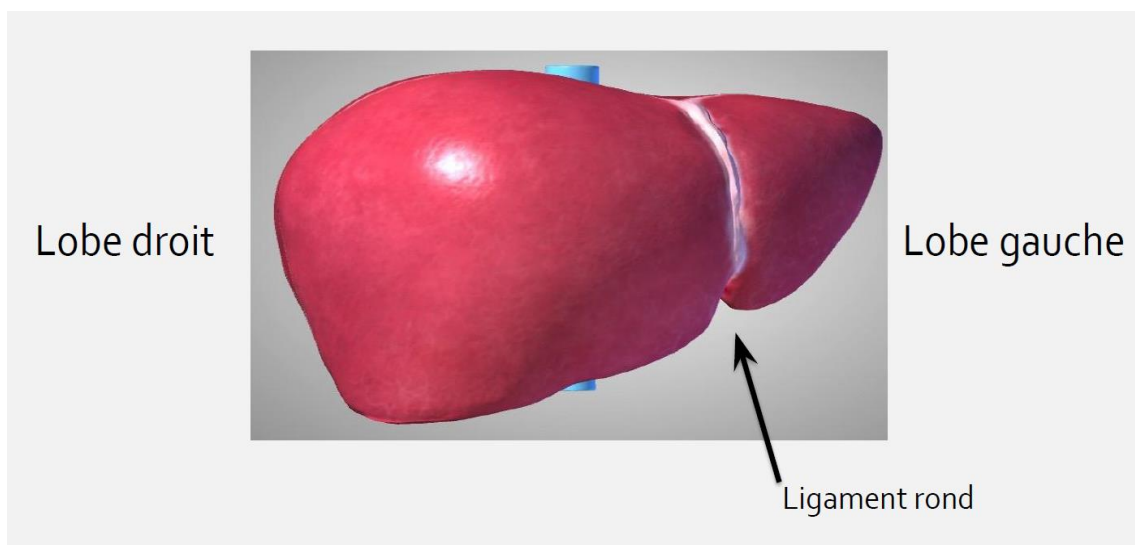


Figure 1. Anatomie externe du foie
(Illustration d'après l'application EMORY
Surgical anatomy for the liver ² avec modifications)

On distingue aussi deux pôles : en haut, le confluent cavo-sus hépatique, qui correspond à la confluence des veines sus hépatiques, où elles rejoignent la veine cave inférieure ; En bas, le pédicule hépatique (artère hépatique, veine porte, et voies biliaires)

1.2. Anatomie interne

L'anatomie interne du foie est vasculaire, cachée, et composée de deux parties :

⇒ Veines sus hépatiques.

Les veines sus hépatiques sont au nombre de trois (Fig. 2) : droite, médiane et gauche, elles drainent le sang du foie vers la veine cave inférieure. La VSH médiane et gauche se rejoignent en un tronc commun avant de rejoindre la VCI. Des variantes anatomiques sont possibles (cas de la veine hépatique inférieure droite qui s'insère plus bas que les trois veines principales).

La VSH médiane prend naissance en regard du lit vésiculaire.

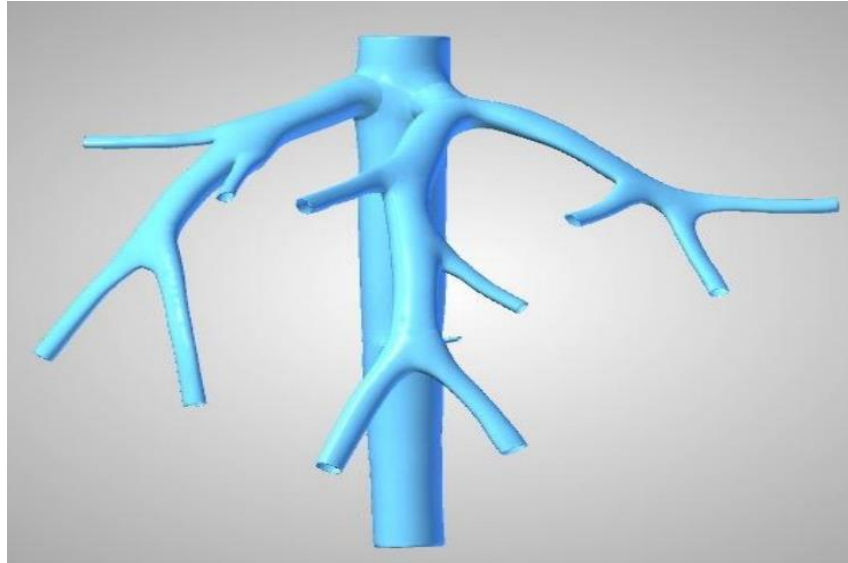


Figure 2. Veines sus hépatiques
(Illustration d'après l'application EMORY
Surgical anatomy for the liver ² avec modifications)

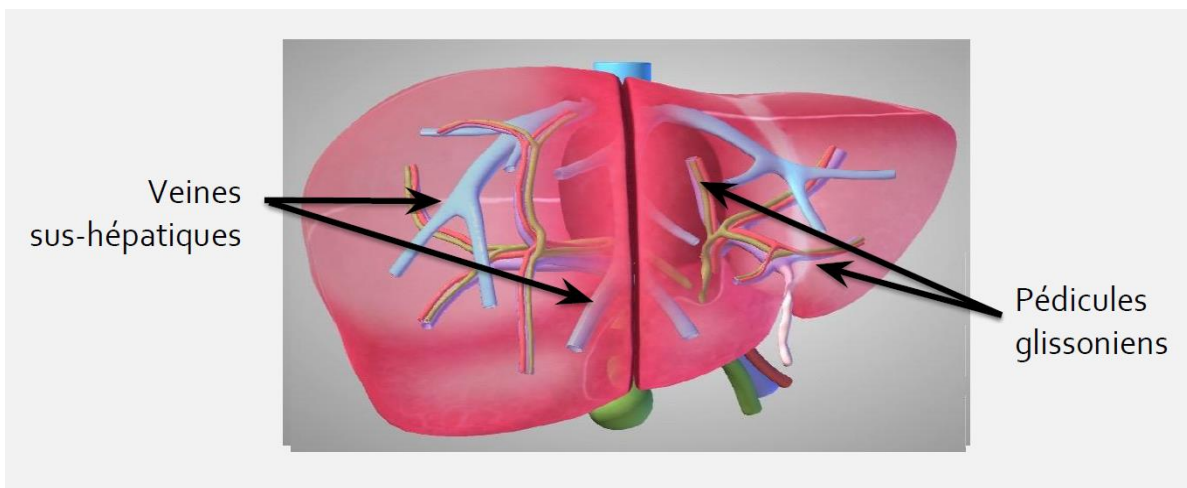


Figure 3. Anatomie interne du foie
(Illustration d'après l'application EMORY
Surgical anatomy for the liver ² avec modifications)

⇒ **Pédicules glissoniens :**

Les pédicules glissoniens sont composés d'une triade (Fig. 3) faite d'une branche de la veine porte, d'une voie biliaire intra-hépatique et d'une artère intra hépatique :

1) La veine porte :

La veine porte reçoit le sang splanchnique (provenant du tube digestif et de la rate), elle donne typiquement une branche droite et une branche gauche avant de se rebifurquer pour chaque segment, mais des variations anatomiques sont possibles (par exemple : trifurcation avec branche gauche et 2 branches sectorielles droites).

2) La voie biliaire :

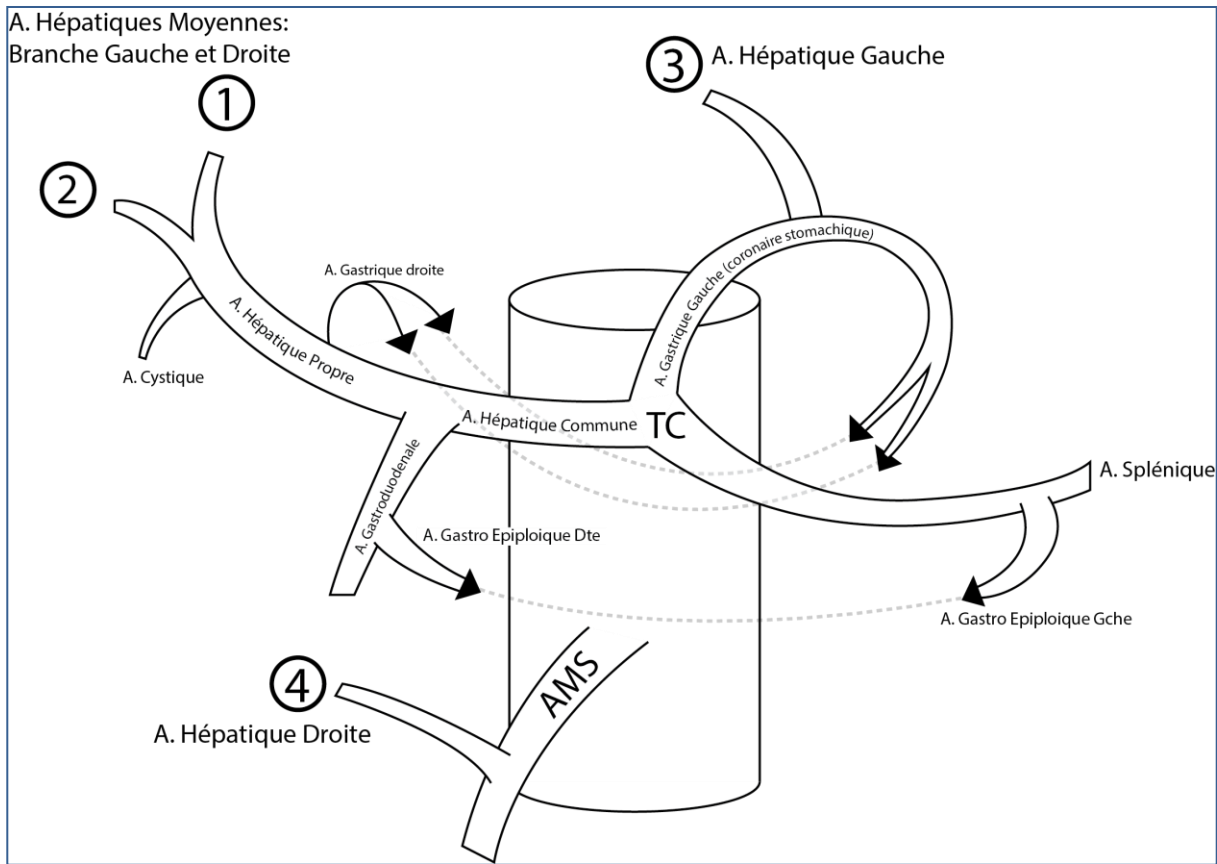
La voie biliaire draine les voies biliaires intrahépatiques, elle naît de la convergence d'un canal gauche et d'un canal droit. Elle reçoit le canal cystique qui la relie à la vésicule biliaire. Elle s'abouche par l'ampoule de Vater avec le canal pancréatique au niveau de la 2ème portion duodénale (D2).

3) La vascularisation artérielle :

Il peut s'agir d'une ou de plusieurs artères hépatiques. La forme la plus commune étant une artère hépatique moyenne unique provenant de l'artère hépatique commune, et qui se bifurque en branches droite et gauche (Fig. 4 : 1,2).

Une artère hépatique gauche (Fig. 4 : 3) peut prendre origine de l'artère gastrique gauche, et une artère hépatique droite (Fig. 4 : 4) peut naître de l'artère mésentérique supérieure.

Ces variantes peuvent coexister ou être exclusives.



TC : Tronc Cœliaque ; AMS : Artère mésentérique supérieure

Figure 4. Schéma de l'aorte abdominale montrant les variantes de vascularisation artérielle du foie

La continuité entre l'anatomie interne et externe se fait au niveau de la confluence des veines sus-hépatiques (continuité avec la veine cave inférieure), ainsi qu'au niveau du pédicule hépatique (continuité du pédicule hépatique avec les pédicules glissoniens), et du récessus de rex (continuité entre le ligament rond et l'extrémité d'une branche de la veine porte).

1.3. Territoires hépatiques

La distribution des vaisseaux à l'intérieur du foie (Fig. 5) permet de définir un ensemble de territoires (segments) qui sont vascularisés par une même branche du pédicule hépatique.

La première division du pédicule hépatique en branches droites et gauches détermine l'hémi-foie droit et l'hémi-foie gauche, les divisions suivantes permettent de déterminer 8 segments selon la classification de Couinaud :

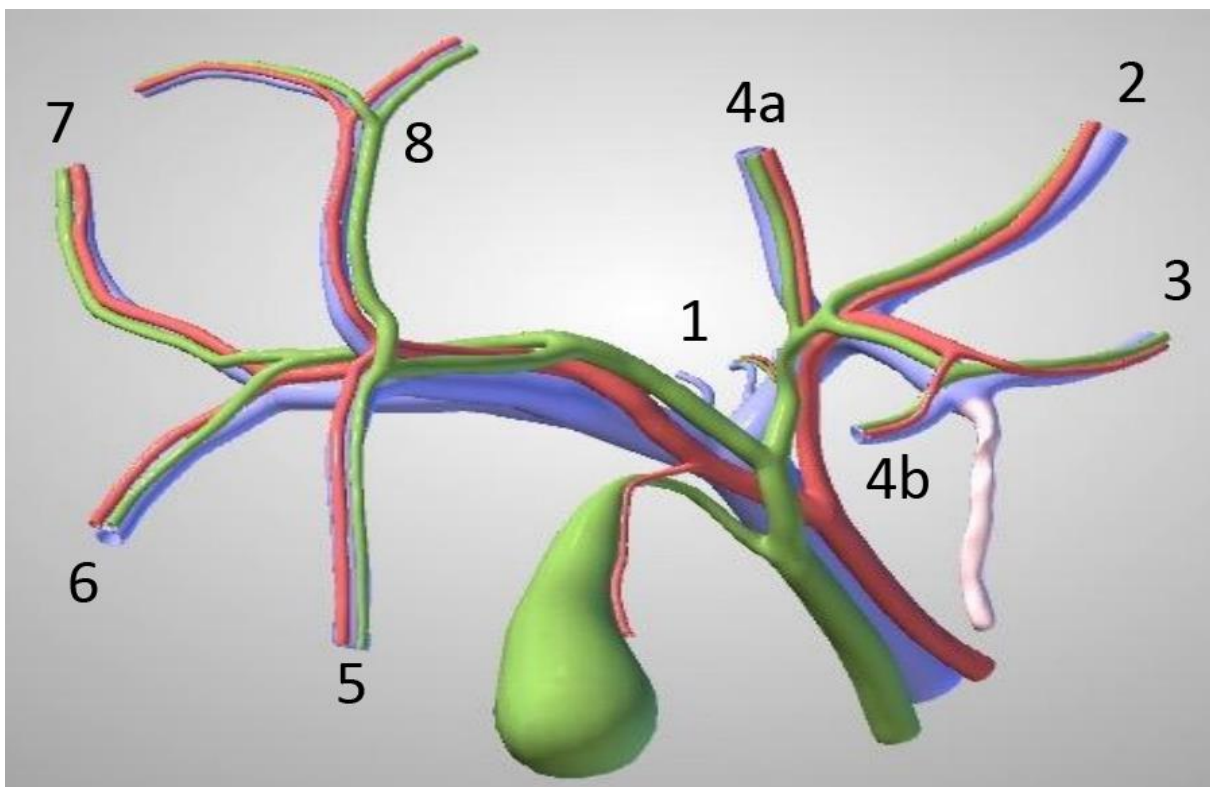


Figure 5. Territoires hépatiques et division du pédicule hépatique
(Illustration d'après l'application EMORY
Surgical anatomy for the liver ² avec modifications)

⇒ **Foie gauche :**

- Segment 1 : Indépendant, postérieur, correspond à la partie du foie en avant de la veine cave inférieure, sa vascularisation est mixte (droite et gauche).
- Segments 2 : Segment postérieur gauche.
- Segments 3 et 4 : Segment antérieur gauche, le segment 4 comporte deux sous segments : 4a (postérieur, supérieur) et 4b (antérieur, inférieur).

⇒ **Foie droit :**

Comporte un secteur antérieur et postérieur :

- Segments 5 et 8 : Secteur antérieur droit (segment 5 en bas et segment 8 en haut), la branche qui les alimente est le pédicule sectoriel antérieur droit, issu de la branche droite de la veine porte.
- Segments 6 et 7 : Secteur postérieur droit (segment 6 en bas et segment 7 en haut), la branche qui les alimente est le pédicule sectoriel postérieur droit, issu de la branche droite de la veine porte.

***NB :** Le ligament falciforme délimite le lobe gauche qui correspond aux segments 2 et 3 uniquement, et donc différent du foie gauche, qui lui correspond aux segments 1,2,3, et 4.*

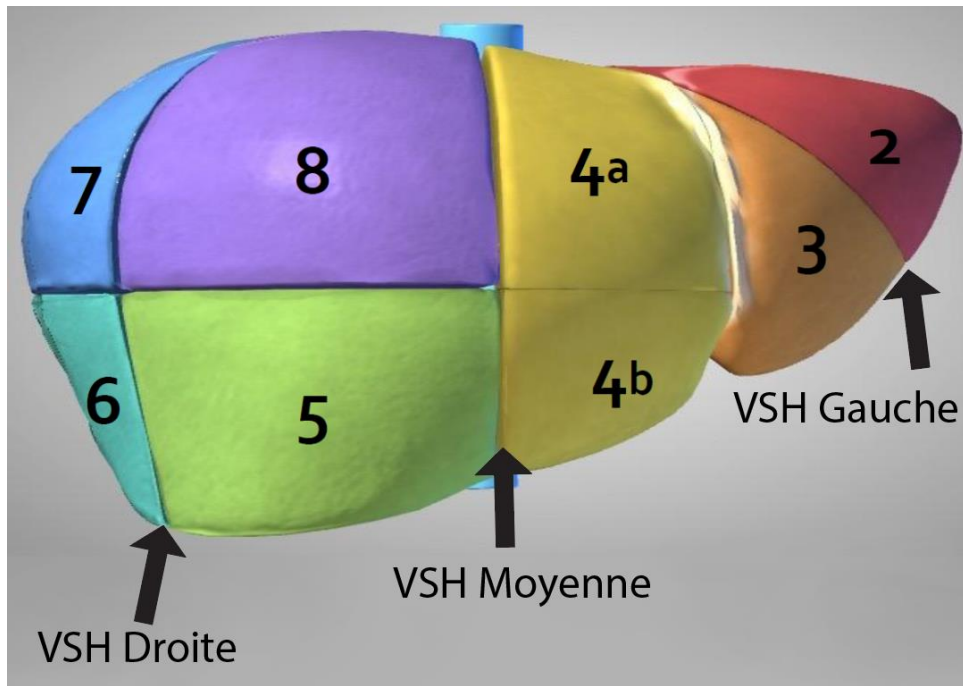


Figure 6. Territoires hépatiques

(Illustration d'après l'application EMORY

Surgical anatomy for the liver ² avec modifications)

En plus de la veine porte, les veines sus hépatiques permettent de diviser le foie en secteurs (Fig. 6) :

- Secteur postérieur droit : à droite de la VSH droite, correspond au segments 6 et 7.
- Secteur antérieur droit (ou paramédian droit) : entre la VSH droite et moyenne, correspond au segments 5 et 8.
- Secteur antérieur gauche (ou paramédian gauche) : entre la VSH moyenne et gauche, correspond au segments 3, 4a,4b.
- Secteur postérieur gauche : à gauche de la VSH gauche, correspond au segment 2.

2. Bases chirurgicales des hépatectomies pour cancer

2.1. But

Le but d'une hépatectomie pour cancer est de réséquer l'ensemble des lésions cibles avec une marge de tissu sain.

Cette résection doit préserver les fonctions hépatiques qui sont multiples et vitales, on distingue les fonctions de détoxification, synthèse et excrétion.

2.2. Dénomination

La dénomination des hépatectomies peut se faire :

▪ **Selon la voie d'abord :**

- Chirurgie ouverte : laparotomie.
- Chirurgie mini-invasive : laparoscopie ou chirurgie robotique.
- Hybride : association planifiée de chirurgie mini-invasive et ouverte.

▪ **Selon l'anatomie :**

Hépatectomie "anatomique" ou segmentectomie : emporte l'ensemble d'un segment, exemple : segmentectomie 5, si elle concerne deux segments : bisegmentectomie 5 et 6.

Dans la bi-segmentectomie 2 et 3 on peut parler de lobectomie gauche (désignation à la fois vasculaire et anatomique = ligament falciforme).

On peut désigner une bi-segmentectomie par son secteur, exemple : sectoriectomie postérieure droite pour la bi-segmentectomie 6 et 7.

Hépatectomie majeure : à partir de 3 segments contigus (tri-segmentectomie). Exemple : hépatectomie gauche qui correspond à la tri-segmentectomie 2, 3, et 4.

Hépatectomie élargie : un hémi-foie plus un ou plusieurs segments de l'autre hémi-foie. Exemple : hépatectomie droite élargie au segment 4 correspond au foie droit + segment 4 (correspond donc à une lobectomie droite).

Hépatectomie "non anatomique" ou partielle : ne respecte pas les limites anatomiques d'un segment. Exemple : dans un seul segment : hépatectomie partielle dans le segment 5 ; ou à cheval entre deux segments : hépatectomie partielle à la jonction des segments 7 et 8 ; ou qui dépasse d'un segment : segmentectomie 4 rentrant dans le segment 3.

▪ **Selon le type de clampage :**

- Clampage artério-portal :

Peut être non sélectif : emporte tout le pédicule ainsi que les artères hépatiques droites et gauches si elles existent, il est privilégié pour le foie sain, et peut durer longtemps s'il est réalisé de façon intermittente.

Ou sélectif : présente l'avantage de ne pas entraîner d'ischémie sur le foie restant et donc peut être continu.

- Exclusion vasculaire du foie (EVF) : associer au clampage artério-portal une interruption du flux sus-hépatique. Peut être réalisé de manière sélective aussi.

2.3. Règles

a. S'adapter à la maladie :

Il faut caractériser la maladie, puis définir un cahier de charges : marges, gestes associés, peut être actualisé face à de nouvelles informations : examen du foie en per-opératoire, ou examen extemporané.

b. Éviter l'insuffisance hépatique :

La définition la plus utilisée de l'insuffisance hépatique est la définition dite du 50-50 : un taux de bilirubine totale $>50\mu\text{mol/L}$ (ictère clinique) et $\text{TP}<50\%$ à J5. Cette association est liée à un risque de mortalité de 50%.²

Afin de l'éviter, il est important d'évaluer la réserve fonctionnelle hépatique (évaluation qualitative et quantitative).

-Pour un foie Sain, l'approche se fait sur l'estimation du futur foie restant en calculant le rapport (poids foie restant/ poids du patient) qui doit être $> 0.5\%$ (le volume hépatique est calculé à partir de l'imagerie et on considère que le foie a la masse volumique de l'eau : son volume en millilitres est égal à son poids en grammes).

-Pour un foie cirrhotique, l'approche se fait sur le calcul du volume résécable maximal. L'une des approches les plus intéressantes est le calcul du MELD score³ (model for end-stage liver disease), qui aboutit à une catégorisation selon le risque :

- MELD score >11 : risque majeur.
- MELD entre 9 et 11 : la résection doit être limitée.
- MELD score <9 : hépatectomie majeure possible.

Afin d'augmenter le volume du foie restant, on peut réaliser une embolisation portale puis une nouvelle volumétrie après 3-4 semaines pour le calcul du nouveau volume restant (le foie sain s'hypertrophie suite à l'embolisation).

c. Éviter les complications techniques

- Nécroses parenchymateuses (pédicule glissonien lésé sans que le territoire correspondant ne soit réséqué en totalité), prédispose aux abcès et fistules biliaires.
- Fistules biliaires.
- Hémorragies.

3. Bases radiologiques

3.1. Définition des techniques d'imagerie

La tomodensitométrie (TDM) ou CT-scan (computed tomography) est une technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'atténuation des rayons X par les tissus lors du balayage d'un patient par un faisceau de rayons X.

Après avoir traversé les tissus, les faisceaux de rayons X sont recueillis et leur atténuation est enregistrée, puis une image numérique représentant une coupe est calculée par un ordinateur.

Les tissus atténuent les rayons X avec une intensité différente, l'ordinateur attribue à chaque pixel (point composant l'image) une valeur de densité proportionnelle à son absorption de rayons X. (exemple : -1000 pour l'air, 0 pour l'eau et +1000 pour l'os cortical)

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie qui repose sur l'utilisation d'un champ magnétique et d'ondes radio, sans recours aux rayonnements ionisants.

L'IRM est plus adaptée à l'étude des tissus mous car elle permet d'obtenir plus de contraste à ce niveau et met à disposition différents paramètres (pondérations) qui élargissent la gamme d'images pouvant être obtenues. L'IRM permet d'étudier les structures non visibles par la radiographie standard, l'échographie ou la TDM.

3.2. Format de sortie de la TDM ou IRM

Les différentes techniques d'imagerie aboutissent au même format de sortie, qui se présente sous forme d'une série d'images séparées d'une distance égale (hauteur de coupe). Chaque image est composée d'un ensemble de points (pixels) avec une valeur d'intensité pour chaque point, ces valeurs d'intensité sont exprimées en Unités Hounsfield (UH).

Les images obtenues sont conventionnellement représentées graphiquement en niveau de gris selon une courbe appelée fenêtre. La fenêtre attribue une couleur à chaque intensité : on peut ainsi en modifiant la fenêtre, isoler des intervalles d'intensité afin d'optimiser le contraste entre les structures étudiées, par exemple en centrant la fenêtre sur l'intervalle $[-50, 50]$ (avec le noir à -50 et le blanc à 50), on obtient un meilleur contraste pour les structures de densité hydrique (avoisinant 0) que si on utilise une fenêtre large de $[-1000, 1000]$.

Cette série d'image dispose d'une résolution axiale (nombre de pixels sur les axes transversal et antéro postérieur) et une résolution verticale, qui correspond au nombre total de coupes.

Cette série d'images peut donc être représentée sous forme d'une matrice triaxiale dont chaque point (ou voxel = pixel en 3D) dispose d'une valeur d'intensité. Les graduations de ces axes correspondent aux dimensions de chaque point sur les trois axes : l'épaisseur des pixels sur les coupes 2D (pour l'axe transversal et l'axe antéro-postérieur), et la hauteur de coupe pour l'axe vertical.

3.3. Reconstruction 3D par rendu volumique direct

Il est possible de produire une reconstruction 3D directement à partir de la série d'images, cette technique s'appelle le rendu volumique direct (Volume rendering) (Fig. 7), et se résume à représenter la matrice de points dans l'espace en attribuant une opacité (transparence) différente pour chaque valeur d'intensité suivant une courbe (fenêtre d'opacité). Par exemple une fenêtre centrée sur les hautes intensités permettra de rendre visible les os ou le produit de contraste et de masquer les tissus mous et donc d'obtenir une vue 3D de l'os.

Il est possible d'associer une échelle colorimétrique à la variation d'opacité pour aider à différencier entre des structures d'intensités proches. Exemple : les os et les vaisseaux rehaussés par produit de contraste peuvent être tous deux être rendus opaques, mais avec des couleurs différentes (Fig. 7 b et c).

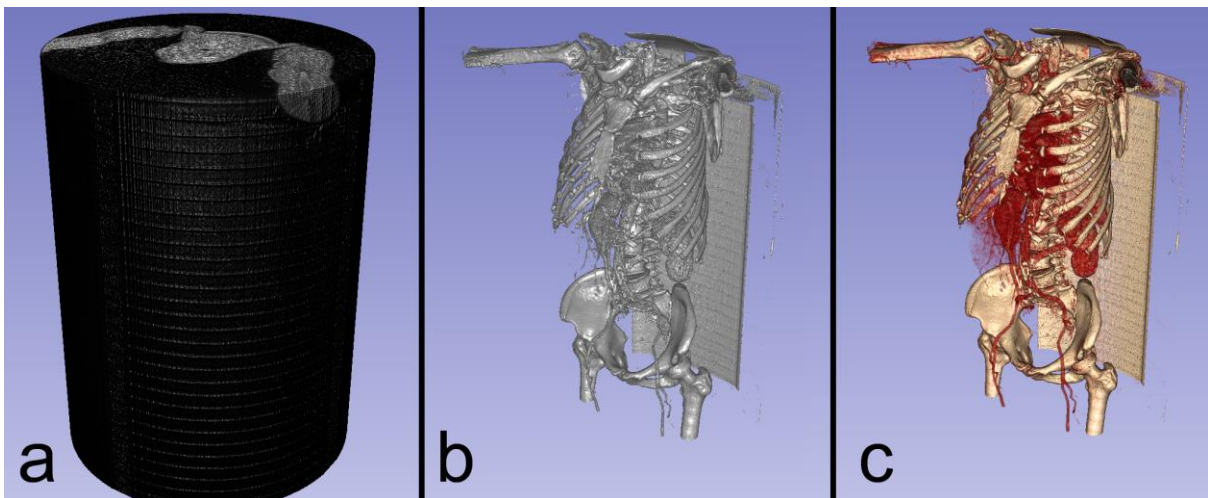


Figure 7. Rendu volumique direct ; a : Sans réglage de fenêtre, b : Fenêtre osseuse sans échelle colorimétrique, c : Fenêtre osseuse avec échelle colorimétrique

3.4. Reconstruction 3D par segmentation

Le rendu volumique direct nécessite la présence d'un contraste important entre les structures cibles et les structures adjacentes, il est donc une méthode de choix pour obtenir des reconstructions instantanées d'os et de produit de contraste. Pour les structures possédant un plus faible contraste, une segmentation peut être nécessaire : il s'agit d'un ensemble de techniques de traitement d'image qui a pour but de sélectionner puis d'isoler une structure en utilisant les caractéristiques d'imagerie dont elle dispose.

Le "Segment" résultant (aussi appelé *Label map*) se présente sous forme d'une série d'images (matrice) de dimensions correspondantes à l'imagerie de base (Fig. 8) mais qui contient uniquement la structure cible sous forme de valeurs booléennes (1 ou 0) ou qui contient plusieurs structures définies par des valeurs numériques fixes (par exemple une valeur de 1 pour l'os, 2 pour les vaisseaux, et 3 pour le parenchyme). Le résultat peut être visualisé directement en 3D, ou utilisé pour produire un modèle 3D polygonal.

A noter que le rendu volumique (Fig. 7) produit une simple représentation graphique en transparence de l'ensemble du volume, contrairement à la segmentation (Fig. 8 et Fig. 10) qui résulte en une sélection précise d'un ensemble de points.

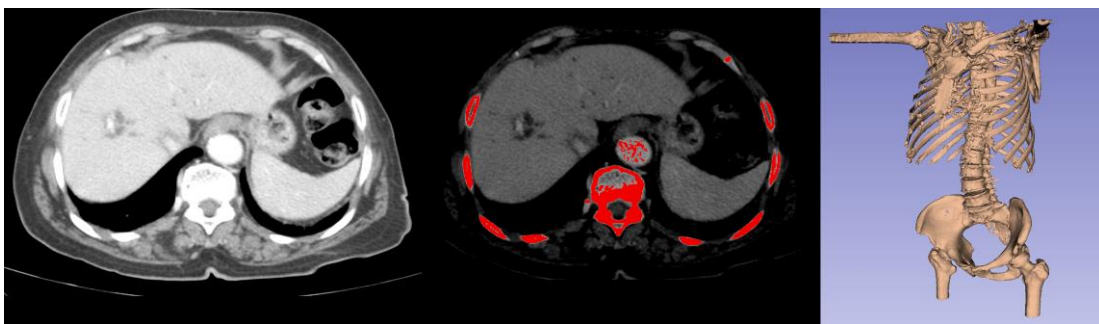


Figure 8. Principe de la segmentation : le segment est représenté en rouge

L'avantage que présente la segmentation par rapport au rendu volumique direct est la possibilité d'isoler des structures possédant une faible prise de contraste, entourées de structures de contraste similaire, ou encore parasitées, l'ensemble d'outils disponibles pour le traitement des images peut être adapté à une variété de situations et permet d'extraire des structures inaccessibles au rendu volumique direct.

La segmentation utilise une large gamme d'outils manuels, automatiques ou semi automatiques selon les propriétés de l'organe cible, la finalité étant d'isoler l'organe cible sur les coupes individuelles (Fig. 10, B), pour ensuite empiler les coupes et obtenir un segment. Le modèle 3D final correspond au rassemblement de tous les segments (Fig.10 C, D).

3.5. Différence entre un segment et un modèle 3D polygonal

Le segment est composé d'un ensemble de cubes superposés ou "voxels", la représentation graphique d'un segment (Fig. 9 A, C) montre un aspect irrégulier et "cubique" sur les coupes 2D et sur la vue 3D. Une étape de conversion en modèle 3D polygonal (Fig. 9 B, D) est nécessaire pour obtenir un modèle 3D lisse et régulier. Le modèle 3D polygonal est composé d'un réseau de polygones connectés et permet d'augmenter la résolution de la surface et de la lisser.

A noter que la conversion en modèle polygonal permet aussi d'augmenter la compatibilité du modèle avec les programmes d'édition 3D et visualisation en ligne, car les segments sont sous un format limité aux programmes d'imagerie médicale.

Il est possible de réduire le nombre de polygones qui composent un modèle 3D polygonal par une méthode appelée décimation, cette méthode est utilisée pour alléger la complexité du modèle 3D, et donc réduire la puissance graphique nécessaire à son affichage sur un ordinateur, ainsi que de réduire la taille des données sur le support de stockage.

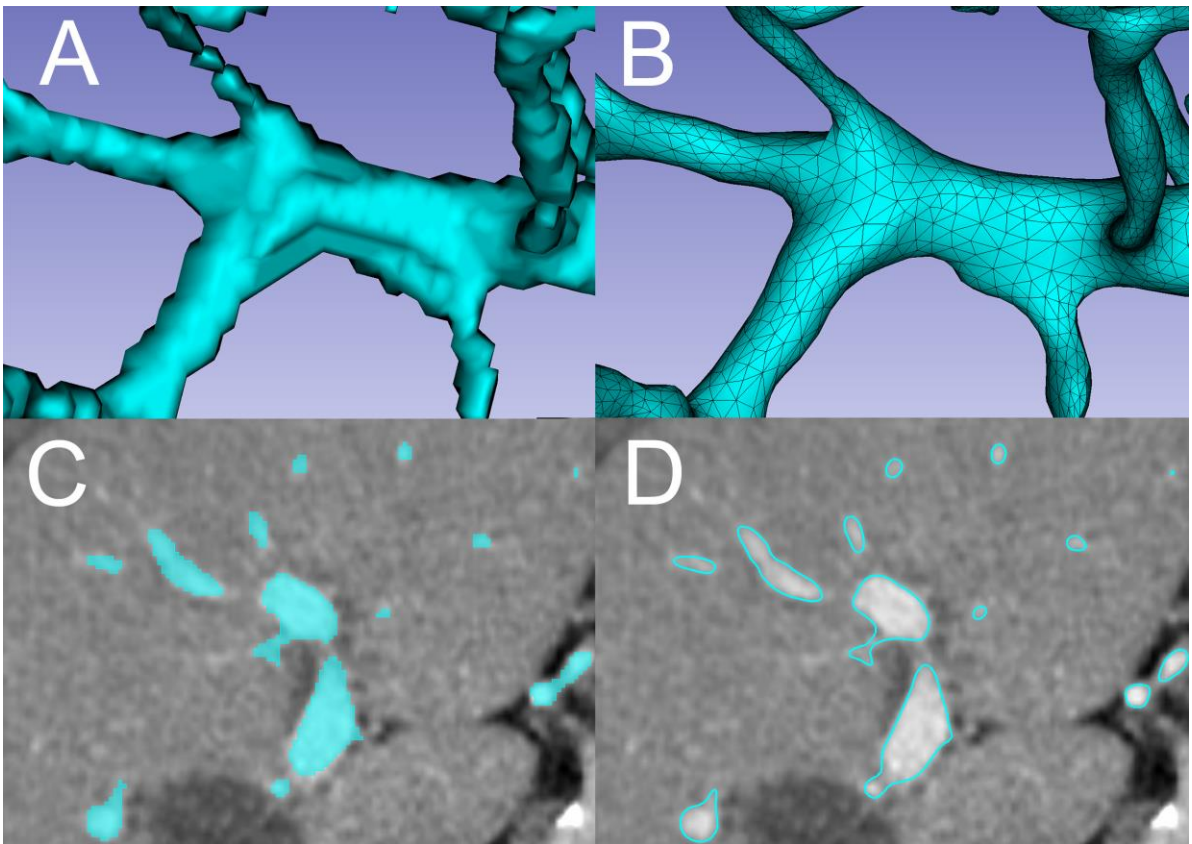


Figure 9. Différence entre un segment (A et C)
et un modèle 3D polygonal (B et D)

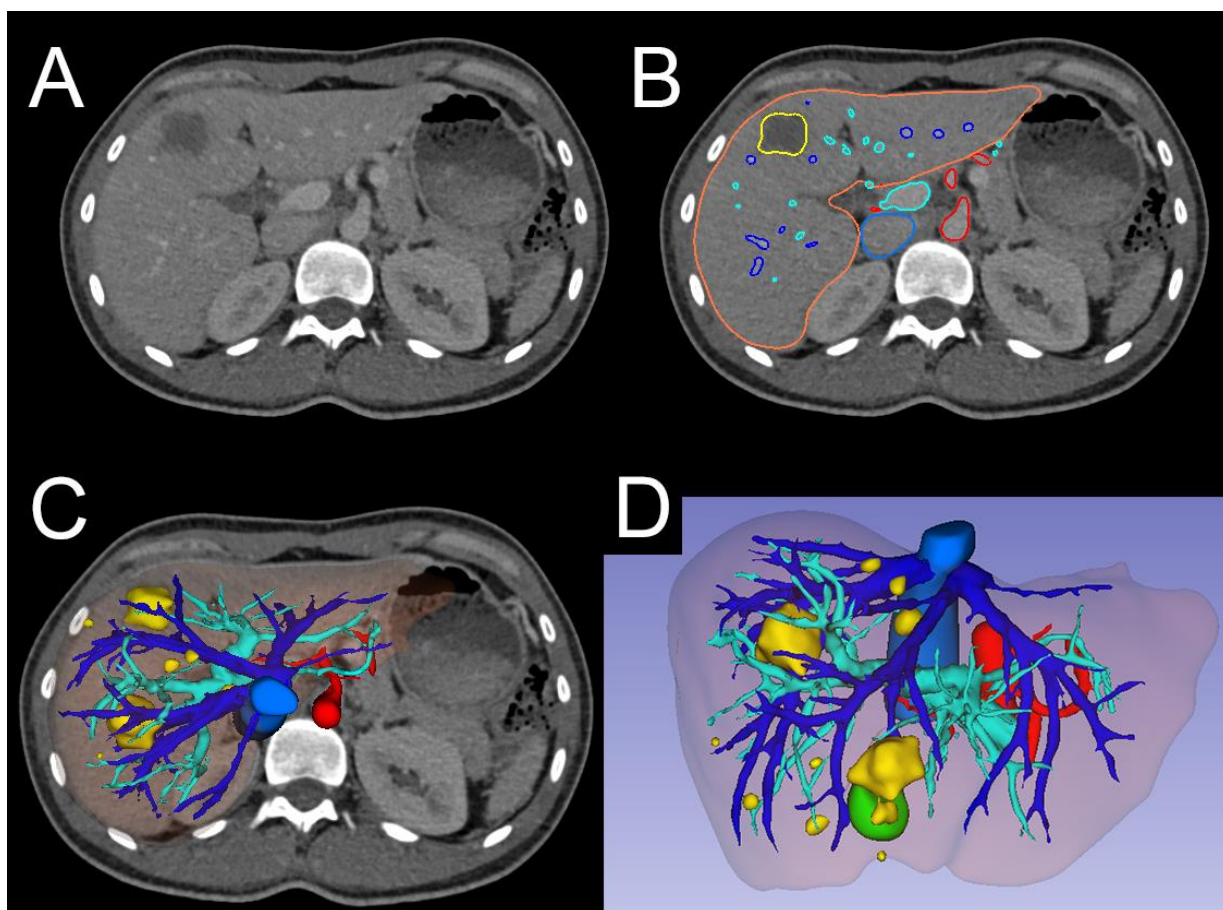


Figure 10. Étapes de la production d'un modèle 3D : A) Sélection des séries et déparasitage ; B) Délimitation des organes sur les images individuelles ; C) Superposition des sections et production de segments ; D) Conversion en modèle 3D polygonal et post-processing.

4. Historique de la planification anatomique des hépatectomies

Avant l'avènement de la TDM aux alentours de 1975, l'évaluation des structures intra-hépatiques se basait principalement sur l'artériographie ⁴ sous forme de clichés de multiples incidences avec injection sélective de produit de contraste. Ce mode d'évaluation permettait également de classifier les tumeurs selon leur type de vascularisation (néovascularisation, vascularisation anormale, nécrose).

La scintigraphie était utilisée à but diagnostique, mais présentait des limites pour l'évaluation spatiale et volumique de l'anatomie vasculaire.

Afin d'étudier les rapports de la tumeur avec la veine porte, on utilisait le temps veineux lors de l'injection sélective de l'artère splénique, et l'injection des artères hépatiques informait sur la résecabilité. ⁵

Vers l'année 1981, l'échographie per-opératoire a fait son apparition et était dès lors considérée comme l'examen de référence pour le repérage spatial, grâce au contraste qu'elle montre entre le parenchyme et les structures vasculaires intra-hépatiques. ⁶

Des résultats préliminaires de reconstruction à partir de TDM sont apparus dès 1992, ⁷ avec l'utilisation des IRM pour des reconstructions dès 1995, ⁸ néanmoins, c'était à ce stade plus des preuves de concept que des méthodes d'utilisation clinique courante. Ce n'est que vers les années 2000 que les premières reconstructions de qualité suffisante à un usage clinique firent leur apparition dans la littérature. ⁹

Sélection du logiciel

Sélection du logiciel

Critères de recherche des logiciels

- Répertoriés sur PubMed
- Langue anglaise et française
- Année de publication entre 2010-2019
- Syntaxe de recherche utilisée : "hepatectomy"[MeSH Terms] AND "image processing, computer assisted/methods"[MeSH Terms]

Nombre de résultats : 117, dont 26 ont été retenus pour leur caractère relatif à la reconstruction 3D du foie, à partir des références de ces articles, 4 articles ont été ajoutés.

Les articles sélectionnés ont été analysés à la recherche des programmes ayant assisté à la reconstruction 3D du foie (excluant les volumétries isolées).

Les programmes ou services retrouvés sont :

- 3D Slicer (Open Source).¹⁰
- Syngo.CT Liver Analysis, Siemens Healthcare (Programme Payant).¹¹
- Synapse Vincent (ou Synapse 3D), Fujifilm (Programme Payant).¹²
- Visible Patient, IRCAD France (Service en Ligne Payant).^{13 14}
- Myrian XP Liver Intrasense (Programme Payant).¹⁵
- MeVisLab HepaVison (Programme avec licences d'essai gratuites et payantes).¹⁶
- Ziostation 2 (Ziosoft, Japan) (Programme payant).¹⁷

- Horos (Open Source). ¹⁸
- Amira (FEI, Hillsboro, NJ) (Programme payant). ¹⁹
- Hisense CAS (Computer Assisted Surgery System) (Programme payant). ²⁰
- Yorktal DMIT (Programme développé localement). ²¹
- Mint Liver (Programme Payant). ²²
- Scout liver (Programme Payant). ²³
- OVA (Hitachi Medical Corporation, Japan) (Programme Payant). ¹³
- VirtualPlace (AZE, Japan) (Programme Payant). ¹³
- Analyze (Mayo Foundation, Rochester, MN, USA) (Programme Payant). ²⁴
- MIMICS (Materialise) (Programme Payant). ²⁵
- D'autres programmes propriétaires des équipes, à développement local. ²⁶

Critères de sélection :

- Dispose d'outils de segmentation permettant la reconstruction hépatique.
- Open source.
- L'utilisation antérieure dans la planification des hépatectomies est préférable.

Parmi les programmes listés qui permettent de faire des reconstructions 3D hépatiques, les seuls gratuits sont 3D Slicer (Windows Mac Linux) et Horos (Mac), les autres sont soit commercialisés sous forme de programme, de station de travail avec logiciel intégré, ou de service en ligne (Visible patient).

3D slicer et Horos sont les seuls à avoir un caractère open source. Horos nécessite un système d'exploitation Mac OS tandis que 3D Slicer est disponible pour Mac OS, Windows, et Linux.

Justification du choix de 3D Slicer sur les critères :

- Caractère open source et multi-plateformes.
- Programme développé spécifiquement pour les reconstructions 3D de l'imagerie médicale.
- Bon outil d'exploitation d'imagerie médicale (hors reconstructions).²⁷
- Expérience antérieure du producteur de modèles dans le logiciel.

Matériel et méthodes

1. Type d'étude

Cette étude est exploratoire, prospective, qualitative, unicentrique, pragmatique, non randomisée, non contrôlée. Elle s'est déroulée dans un service universitaire de chirurgie oncologique digestive : Service de chirurgie oncologique digestive (SCOD) à l'Institut National d'Oncologie (INO) à Rabat.

Un groupe de patients a bénéficié d'une planification classique à l'aide d'image 2D puis d'une planification à l'aide de reconstructions 3D du foie et des structures intra hépatiques, afin d'évaluer la faisabilité technique des reconstructions hépatiques et leur validation clinique.

Les lignes directrices COREQ (COnsolidated criteria for REporting Qualitative research) pour l'écriture des rapports de recherche qualitative seront utilisées pour structurer la rédaction de ce travail.

2. Sélection des cas et taille d'échantillon

2.1. Critères d'inclusion

La sélection des cas a été effectuée par l'encadrant du travail en sa qualité de chirurgien coordinateur du programme de chirurgie hépatique au niveau du SCOD avec l'objectif d'assurer la diversité des situations anatomo-cliniques.

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Patient âgé de plus de 18 ans.
- Hépatectomie :
 - Programmée au service de Chirurgie Oncologique Digestive (SCOD) à l'Institut National d'Oncologie.

- Indiquée pour tumeur hépatique ou biliaire :
 - Bénigne ou maligne.
 - Primitive ou secondaire (métastase).
 - Unique ou multiple.
- Imagerie préopératoire du foie de type TDM ou IRM avec injection vasculaire de produit de contraste disponible en format DICOM, indépendamment de la qualité de l'examen.
- Consentement à participer à l'étude.

2.2. Critères d'exclusion

Les cas pour lesquels les cliniciens n'ont pas jugé pertinent de compléter l'évaluation du patient par une reconstruction ont été exclus.

2.3. Taille de l'échantillon

Le nombre de cas qui a été choisi pour cette étude est de 15.

3. Production du modèle 3D

3.1. Type d'imagerie

Les types d'examens utilisées ont été des TDM ou IRM avec injection vasculaire de produit de contraste.

Les examens utilisés ont été ceux déjà réalisés chez les patients, aucune recommandation spécifique concernant le déroulement ou la qualité des examens n'a été émise avant la réalisation des examens. Aucun examen n'a été réalisé pour les besoins propres de l'étude.

3.2. Producteur du modèle

- Nom : EL AZAMI EL HASSANI Mohammed Amine
- Fonction : Etudiant en médecine en instance de Thèse
- Sexe : Masculin
- Expériences antérieures dans les domaines connexes :
 - Niveau intermédiaire en modélisation 3D (Blender)
 - Niveau intermédiaire en programmation (Python)
 - Expérience en applications 3D Médicales (3D Slicer)

Le producteur n'a pas de connexion antérieure avec les patients inclus dans cette étude. Les patients n'ont aucune connaissance des motivations personnelles du producteur, et aucune caractéristique du producteur n'a été rapportée aux patients.

3.3. Matériel utilisé

Ordinateur de configuration :

- Système d'exploitation : Windows 10.
- Processeur : Intel Core I7 4770S (8 Mo cache, 3.90 GHz).
- Carte Graphique : Nvidia GeForce GTX 970.
- RAM : 16 Gb DDR3.

3.4. Programme utilisé

Nom du programme : 3D slicer.

Version utilisée : [4.10.1 r27931] (Utilisée pour l'intégralité des cas).

3.5. Processus de production des modèles 3D

- Acquisition, anonymisation et organisation des données d'imagerie.
- Inspection des séries et classement selon leur pertinence qualitative.

Critères de sélection des séries :

- Résolution axiale.
- Résolution longitudinale (hauteur de coupe).
- Qualité de la différenciation des structures cibles par rapport au parenchyme.
- Nécessité ou pas de superposer différentes séries pour extraire les structures présentes exclusivement sur certaines séries.

- Niveau de difficulté de superposition : mouvements respiratoires, grandes différences de contraste, artefacts de la méthode d'acquisition (sauts de coupe, décalages).
- Nombre maximal de structures pouvant être extraites depuis la même série (les rapports sont d'autant plus précis que les structures sont tirées de la même série).
- Définition d'une série référence et superposition manuelle des autres séries suivant des repères anatomiques fixes et non déformables dans la mesure du possible. Les repères utilisés pour la superposition ont été :
 - Lésions : localisation par rapport au parenchyme.
 - Foie : angles du bord hépatique, fossette vésiculaire, scissures si bien marquées, autres critères morphologiques propres au patient.
 - Artères : point d'émergence de l'artère mésentérique supérieure, tronc cœliaque et la courbure de ses branches.
 - Veine porte et veines sus hépatiques : points de bifurcation.

La superposition a été effectuée par une translation des séries guidée par l'alignement des points de référence (ensemble de points mobiles et ensemble fixe)

- Segmentation : à l'aide du module [segment editor] : dans un premier temps fenêtrage par l'outil [threshold], et dans un second temps nettoyage à l'aide des outils [eraser] et [scissors]. Pour les structures bien différenciées un threshold suivi d'un nettoyage était suffisant ; pour les structures parasitées ou mal différenciées, un algorithme de réduction de bruit a été appliqué suivi de threshold local, region growing, ou dessin coupe par coupe.

- Calculs volumétriques et simulations des scénarios de résection. Les scénarios ont été simulés par une découpe du modèle de parenchyme utilisant des opérations booléennes [scissors], les volumétries des ensembles de segments à réséquer ont été calculées pour chaque scénario.
- Post processing : conversion en modèle 3D polygonal, réduction du nombre de polygones, lissage de la surface. Le post processing a été réalisé à l'aide du programme de modélisation 3D Blender ; à noter que 3D Slicer dispose aussi d'un module d'édition de modèles 3D polygonaux (Surface Toolbox).
- Enregistrement de la scène et upload du résultat sur un site web de partage de fichiers 3D consultable en ligne, le site de partage utilisé a été P3D.in.

3.6. Structures de mauvais contraste

Il a été jugé pertinent de reconstruire les structures présentant un mauvais contraste, le but étant d'extraire autant d'informations à partir des données d'imagerie qu'un clinicien peut discerner lors d'une lecture conventionnelle. Ces structures dont la reconstruction est moins précise et donc moins fiable ont été signalées aux chirurgiens et précisées au niveau de la galerie d'images de reconstruction.

3.7. Méthode de vérification de l'exactitude des reconstructions

Le procédé étant manuel et afin de minimiser le risque d'erreurs liées au travail manuel (omission de structure, faux ajout) il a été mis à disposition des chirurgiens un moyen de vérification de l'exactitude du modèle 3D directement sur les coupes d'imagerie par l'intermédiaire d'intersections interactives en couleur qu'il est possible d'afficher ou de cacher directement sur les coupes (Fig. 11). Le but de la reconstruction ayant été de représenter les structures visibles sur les coupes 2D dans l'espace, le clinicien peut juger si un élément présent sur les coupes devrait ou ne devrait pas être pris en considération dans le modèle 3D.

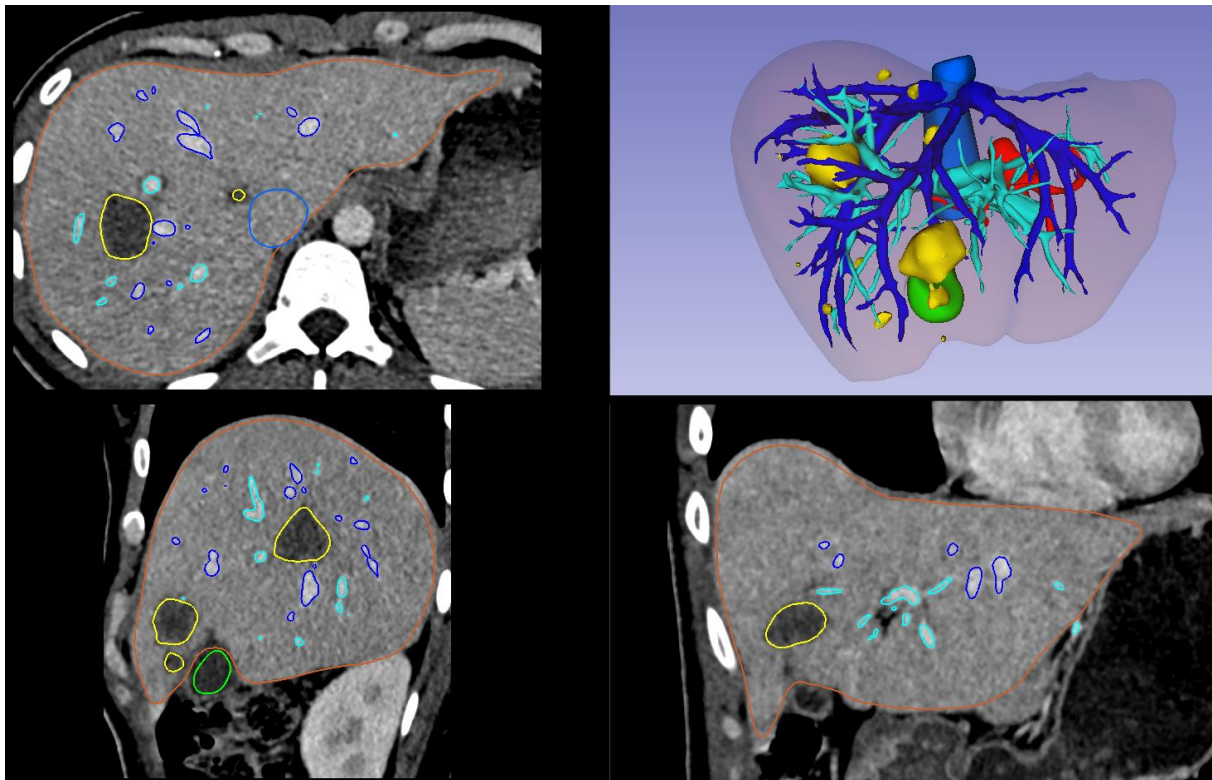


Figure 11. Méthode de vérification par superposition des intersections du modèle 3D sur les coupes standard

4. Procédure et collecte des données

4.1. Protocole

- Collecte des données d'imagerie sous forme de CD après obtention du consentement du patient.
- Transmission des données d'imagerie sous forme de CD, ou partage en ligne après anonymisation.
- Précision des structures nécessitant une attention particulière.
- Reconstruction préliminaire et vérification du résultat par les cliniciens et ajout/ modifications des structures.
- Reconstruction finale et post production.
- Partage du modèle en ligne.

4.2. Collecte de données

- Remplissage d'une fiche de planification initiale classique par le chirurgien (Annexe 1, partie 1) comprenant :
 - Type d'imagerie (TDM/IRM).
 - Schéma du foie avec lésions (nombre, taille, localisation, rapports).
 - Type d'hépatectomie prévu après l'évaluation initiale.
 - Gestes associés.
 - Type de clampage prévu.
 - Difficultés opératoires attendues.

- Remplissage d'une fiche de renseignements pré-reconstruction par le chirurgien, précisant pour chaque structure (Annexe 1, partie 2) :
 - Pertinence de sa reconstruction, structures nécessitant une attention particulière.
 - Notes ou précisions.
- Remplissage d'une fiche technique de faisabilité post-reconstruction par le producteur du modèle (Annexe 1, partie 3) :
 - Modèle reconstruit avec succès ou pas, précision des structures qui ont posé des difficultés.
 - Volumétries des scénarios de résection.
 - Temps de travail en heures.
 - Difficultés techniques.
 - Evaluation de la qualité d'image source cotée de 1 (médiocre) à 4 (optimale).
- Remplissage d'une fiche d'analyse de de la reconstruction par le chirurgien (Annexe 1 partie 4) comprenant :
 - Nombre de tumeurs.
 - Type de cancer.
 - Localisation des tumeurs (foie gauche/ foie droit/ segment 1).
 - Type d'artères hépatiques (moyenne/ droite/ gauche/ autre).
 - Type de veines hépatiques (moyenne/ droite/ gauche/ autre).
 - Type de veine porte.

- Particularités.
- Cotation de l'impact de la reconstruction sur la planification chirurgicale de 1 (nul) à 10 (décisif). Un apport d'informations pertinentes permettant éventuellement de confirmer ou de changer la stratégie initiale seront considérés comme un impact positif, une absence d'information pertinente à ces fins sera considérée comme absence d'impact.
- Cotation de la qualité du modèle 3D de 1 (nul) à 10 (très bon).
- Potentiel pédagogique.
- Etablissement d'une galerie d'images pertinentes (Annexe 2 : Galerie d'images) comprenant :
 - Des coupes d'imagerie.
 - Des images du modèle 3D fini de différentes perspectives.
 - Une mise en évidence des variations anatomiques/ repères importants.
 - Exemple des problèmes encourus.
 - Simulation de résection (si applicable).
 - Précisions concernant les modèles.

5. Critères de jugement

C'est une étude qualitative (COREQ) qui a évalué en tant que critère principal la faisabilité technique des reconstructions 3D du foie avant hépatectomie pour cancer sur les paramètres suivants :

- Succès de la production du modèle 3D du foie, de la tumeur et de la vascularisation hépatique.
- Temps de production.
- Difficultés encourues.
- Qualité de l'imagerie source.
- Évaluation de la qualité du modèle 3D par le clinicien.

Cette étude a évalué en tant que critère secondaire la validation clinique de ces reconstructions à travers :

- L'impact sur la planification chirurgicale du modèle 3D par rapport à une évaluation standard sur imagerie 2D avec représentation du modèle sur un schéma dessiné à l'aide d'une fiche standardisée (Annexe 1 : Fiche de planification des hépatectomies (1/5) : Evaluation initiale).

Les critères de jugement ont été définis avant la collecte de données.

6. Expression des résultats

Les résultats de faisabilité :

- Le pourcentage de modèles reconstruits avec succès.
- Le pourcentage de structures reconstruites par catégorie.
- Le temps de production a été exprimé sous forme de moyenne et de diagramme en boîte.
- La qualité d'image source a été exprimée sous forme de moyenne et diagramme en boîte.
- Les difficultés spécifiques ont été détaillées puis catégorisées et exprimées en nombre et pourcentage par rapport au total des cas.
- La qualité du modèle 3D a été exprimée sous forme de pourcentage et de diagramme en boîte.

Les résultats de validation clinique :

- L'impact sur la planification a été exprimé sous forme de pourcentage et de diagramme en boîte.

7. Analyse statistique

Les données obtenues ont été saisies sous forme de tableaux et traitées avec le logiciel de Biostatistique Medcalc v19.1.3 et le logiciel Microsoft Excel 2016.

Les variables quantitatives ont été exprimées par la moyenne, l'écart type, la médiane, le minimum et le maximum. Quant aux variables qualitatives elles ont été exprimées sous forme de pourcentages. Aucune imputation n'a été faite pour les valeurs manquantes.

8. Considérations éthiques

❖ Comité d'éthique

Cette étude a été soumise au comité d'éthique de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat sous le numéro de dossier 38/20

❖ Exactitude des modèles et impact sur le geste chirurgical

Le but des reconstructions est de permettre au clinicien de représenter en 3D les structures qu'il peut identifier sur les coupes 2D, un outil de vérification de l'exactitude des modèles par intersection interactive sur les coupes 2D (Fig. 11) a été mis à la disposition du clinicien afin de lui permettre de juger si les éléments sélectionnés sur les coupes devraient ou ne devraient pas figurer sur le modèle 3D. Les structures dont la qualité d'imagerie ne permet pas de reconstruction de bonne qualité ont été signalés aux cliniciens et reconstruites à titre indicatif dans la mesure des limites permises par l'imagerie.

❖ Confidentialité

Les données permettant d'identifier un patient ont été traitées en toute confidentialité et ne seront pas rendues publiques. Les noms et prénoms des patients ont été recueillis dans la base de données électronique à des fins de traçabilité.

Résultats

1. Faisabilité

1.1. Modèles reconstruits avec succès

Le taux de modèles produits avec succès est de 100% : 15 modèles sur un total de 15 (Fig. 12 et Annexe 2).

La volumétrie du parenchyme hépatique a été réalisée chez tous les patients.

Les calculs volumétriques de territoires ou simulations de scénarios de résection ont été demandés par les chirurgiens et réalisés chez 9 patients (60%).

1.2. Structures reconstruites par catégorie

Les structures de chaque catégorie qui sont disponibles sur l'imagerie ont été reconstruites avec un taux de 100%.

Les exceptions concernent les structures qui présentaient une absence absolue de contraste sur l'imagerie :

- Veines sus hépatiques : reconstruites dans 86.66% des modèles (13), 2 exceptions :
 - **Cas 8** : absence absolue de contraste sur toutes les séries.
 - **Cas 13** : prise de contraste uniquement sur quelques centimètres près de la veine cave inférieure.
- Veine porte : reconstruite dans 93.33% des modèles (14), 1 exception :
 - **Cas 11** : remplacée par les voies biliaires intra hépatiques dilatées (obstacle sur la convergence biliaire supérieure).

- Parenchyme hépatique : reconstruit dans 100% des modèles (15).
- Artères hépatiques : reconstruites dans 100% des modèles (15).
- Vésicule biliaire : reconstruite dans 93.33% des modèles (14), 1 exception :
 - **Cas 12** : vésicule non retrouvée.
- Tumeurs : reconstruites dans 100% des modèles (15).
- Veine cave : reconstruite dans 100% des modèles (15).

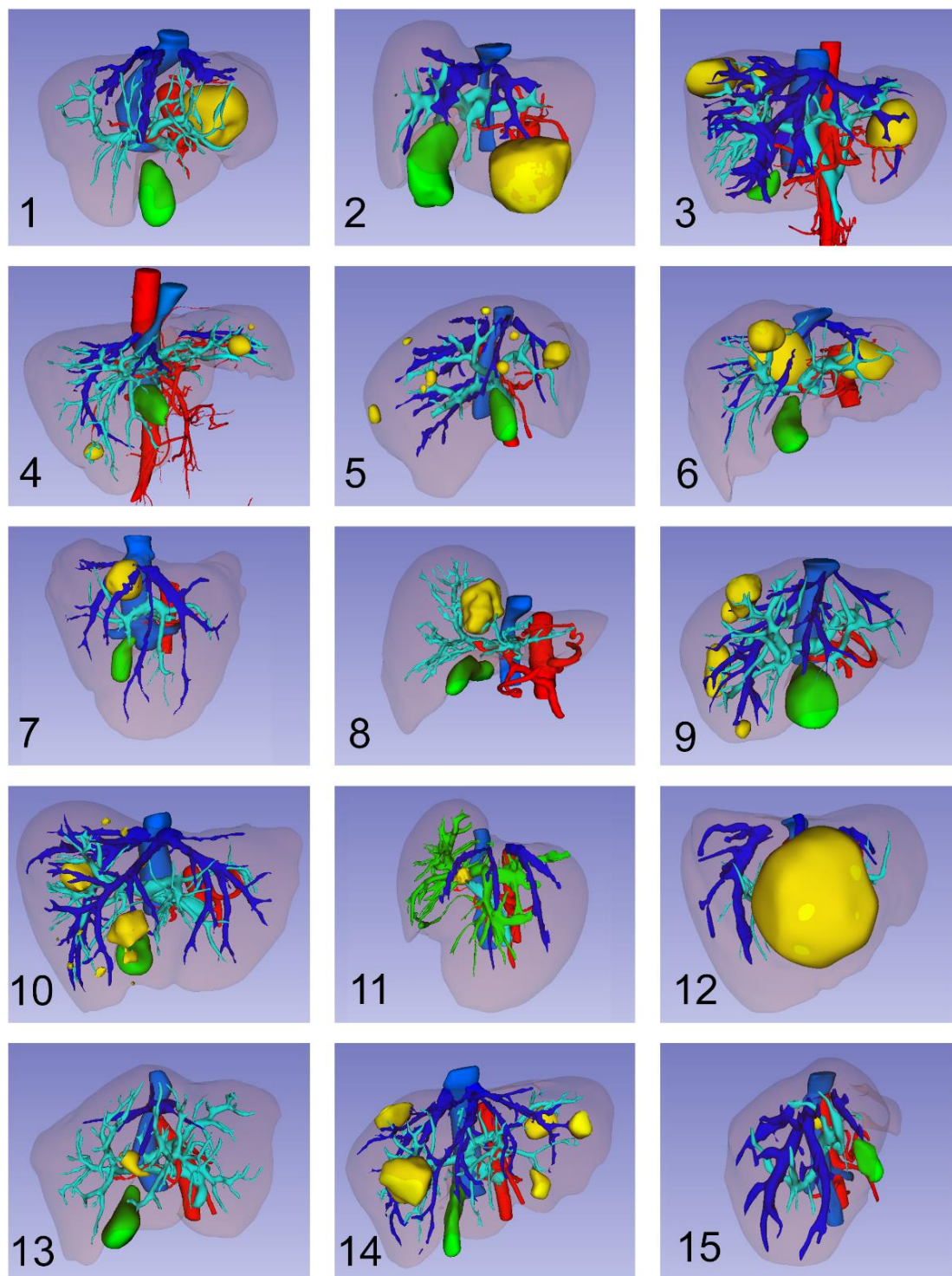


Figure 12. Reconstructions des 15 modèles (foie représenté en transparence, VSH en bleu foncé, VP en bleu ciel, tumeurs en jaune, voies biliaires en vert, artères hépatiques en rouge, VCI en bleu)

1.3. Temps de production

- Temp minimum = 5 heures.
- Temps maximum = 8 heures.
- Moyenne = 6h40min \pm déviation standard de 0.95 heure.

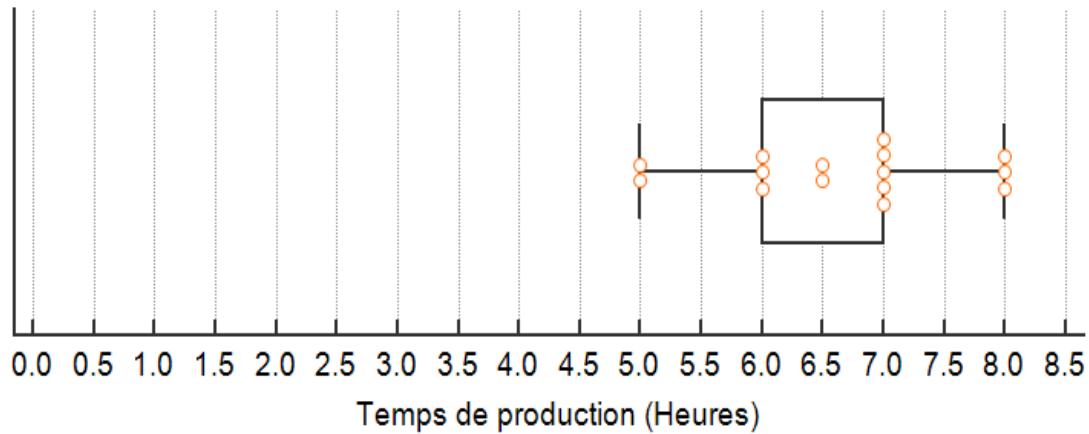


Figure 13. Temps de production en heures (minimum, maximum, moyenne, et distribution sous forme de points)

1.4. Qualité d'image source

Cotée de 1(médiocre) à 4 (optimale).

La qualité d'image source moyenne = 2.81 \pm déviation standard de 1.14.

La répartition de la qualité d'imagerie est représentée sous forme d'un diagramme en boîte montrant le profil de distribution (Fig. 14), ainsi qu'un histogramme précisant le nombre et la fréquence de chaque niveau de qualité (Fig. 15).

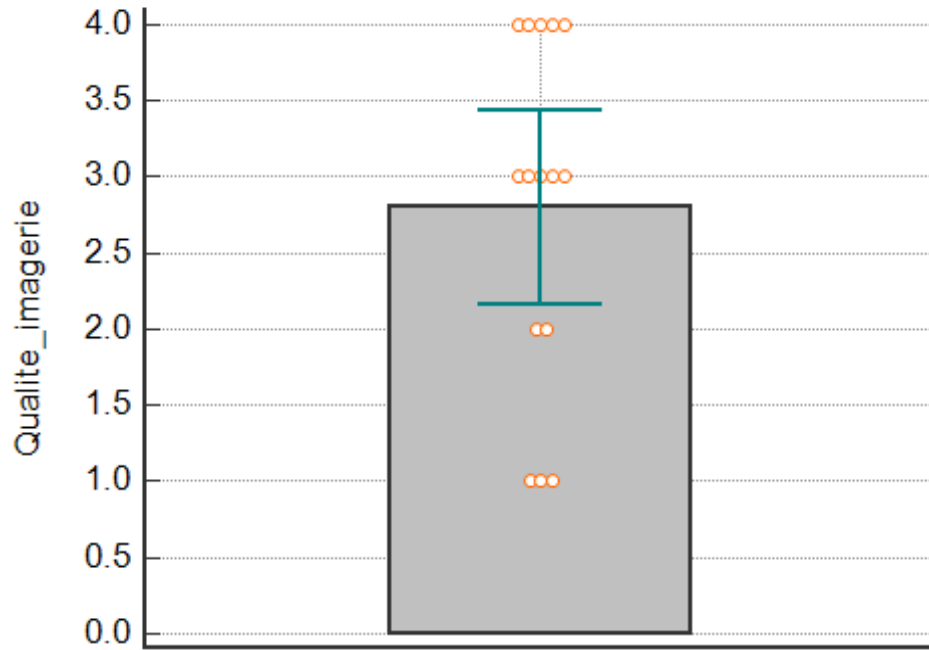


Figure 14. Répartition de la qualité d'imagerie : profil de distribution (cotée de 1 à 4)

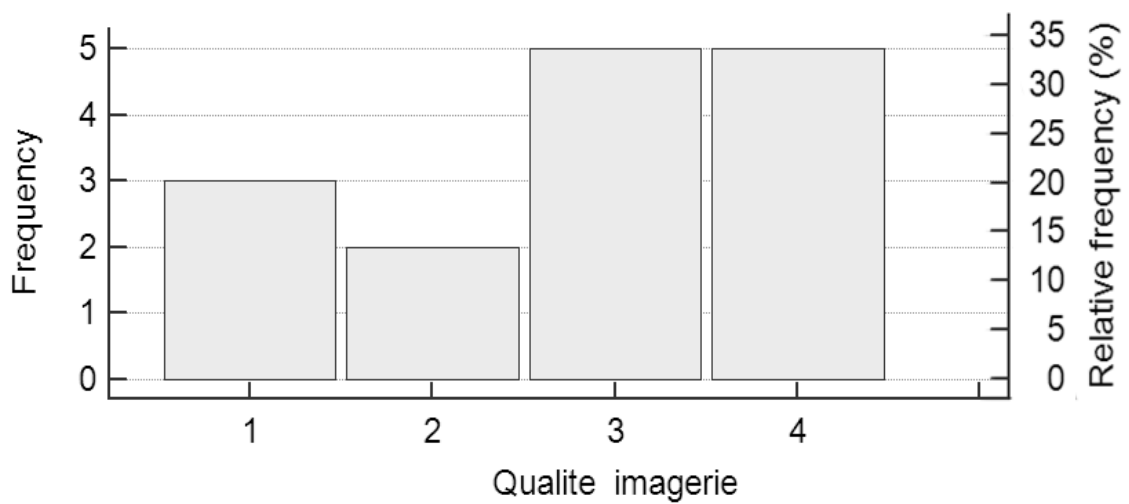


Figure 15. Répartition de la qualité d'imagerie : nombre et fréquence (cotée de 1 à 4)

1.5. Difficultés spécifiques

Les difficultés spécifiques à chaque cas sont détaillées dans le Tableau 1.

Tableau 1. Détail des difficultés spécifiques, qualité d'imagerie et temps de travail par cas

N° Cas	Volume Total (cc)	Calcul Territoires fait (0/1)	Temps de Travail (heures)	Qualité de l' imagerie	Difficultés Spécifiques
1	1168	1	7	3	-Veines sus-hépatiques presque invisibles, nécessité de segmentation manuelle. -Divers rehaussements péritumoraux causant un parasitage et un temps prolongé de nettoyage. -Utilisation de volumes larges pour la segmentation artérielle, temps de réponse de la machine diminué.
2	1605	1	7	1	-Seulement IRM disponible avec une hauteur de coupe de 2.5 mm, résolution de la segmentation altérée et branches extraites avec peu de détail.
3	1235	0	8	3	-Structures à extraire (arbres vasculaires) nombreuses et très détaillées nécessitant un nettoyage et séparation délicats. -Halo tumoral uniquement sur IRM nécessitant une superposition complexe (les autres structures ont été extraites depuis la TDM).
4	1033	0	6	4	-Veine porte présente des divisions extra hépatiques (parties en dehors du parenchyme hépatique qui empêche l'utilisation d'opérations booléennes pour le nettoyage).
5	1096	1	5	4	-Lésions non différenciées sur TDM, nécessité d'utiliser les séquences IRM de moindre résolution.
6	1037	1	6	4	-Halo péri tumoral uniquement visible sur les IRM, nécessité de superposer les séries TDM-IRM pour l'extraire.
7	1415	0	6	3	-Présence d'œdème péri-portal qui donne une reconstruction de parenchyme creuse, nécessité de comblement manuel. -IRM présente un bon contraste mais une mauvaise hauteur de coupe (6mm).

8	1564	0	5	1	<p>-Fichier corrompu sur le CD (invalide une série)</p> <p>-Les autres séries présentaient des inconsistances de volume, probablement dues a des mouvements respiratoires amples pendant l'acquisition.</p> <p>-Bug lors de la segmentation du foie : une partie de la segmentation disparaissait spontanément.</p>
9	1327	1	8	4	<p>-Contretemps lié à un problème technique du programme (2h).</p> <p>-Superposition des TDM de différentes dates pour concrétiser l'évolution avant-après chimiothérapie.</p>
10	1043	1	7	3	<p>-Vaisseaux rapprochés en plusieurs points, séparation complexe (1 heure environ).</p> <p>-Temps artériel difficilement visible (faible contraste, nécessité de combiner les informations de plusieurs séries).</p>
11	1728	1	8	2	<p>-Trajet de la veine porte bloqué par la tumeur, branches non connectées.</p> <p>-Veines sus hépatiques non disponibles TDM, nécessité de séparation manuelle depuis l'IRM (mauvaise hauteur de coupe et hypodenses au parenchyme).</p> <p>-Artères extraites depuis la TDM, nécessité de superposition TDM-IRM.</p>
12	1695	0	6,5	2	<p>-Tumeur très large et différente du parenchyme, le reste du foie a été complété manuellement.</p> <p>-Veines sus hépatiques non différenciées sur la série contrastée TDM, reconstruction coupe par coupe depuis IRM (et nécessité de superposition TDM-IRM).</p>
13	1343	1	7	3	<p>- Faible différenciation VSH et parenchyme.</p> <p>-Bug lors de l'importation des séries comme le cas 14 (image en Annexe 2).</p>
14	1179	0	6,5	4	<p>-Problème de compatibilité lors de l'importation des images (image en Annexe 2).</p> <p>-Bifurcation riche (en "étoile") de la veine porte rendant la séparation délicate et plus longue.</p>
15	1513	1	7	1	<p>-Foie non aquis en entier sur une seule série, nécessité de superposer quatre séries différentes et de le reconstruire en plusieurs temps.</p> <p>-La multiplicité des séries implique des précautions pour s'assurer que les éléments ne sont pas en double et s'assurer de leur nature exacte (difficile avec la hauteur de coupe large).</p> <p>- Hauteur de coupe large.</p>

Tableau 2. Classification des difficultés rencontrées par cas

N° Cas	Basse résolution	Parasitage	Mauvais contraste	Hétérogénéité du contraste	Artefacts	Structures multicentriques	Différentes séries	Variantes anatomiques /Pathologiques	Structures larges	Structures complexes	Problèmes techniques
1	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0
2	1	1	0	1	1	0	1	0	0	0	0
3	0	0	0	1	0	1	1	0	1	1	0
4	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	0
5	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0
7	1	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0
8	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	1	1	0	1	1	1
10	0	0	0	0	0	1	1	0	1	1	0
11	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0
12	0	0	1	0	0	0	1	1	1	0	0
13	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1	1
14	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1
15	1	0	1	1	1	0	1	0	0	0	0
Total	5	4	7	4	4	7	14	6	7	7	3
Pourcentage	33%	26%	46%	26%	26%	46%	93%	40%	46%	46%	20%

Les difficultés rencontrées ont été catégorisées et évaluées pour l'ensemble des cas (Tableau 2), la synthèse est représentée sous forme de graphique montrant le nombre de cas concernés par chaque difficulté ainsi que le pourcentage correspondant relatif au total des cas (Fig. 16).

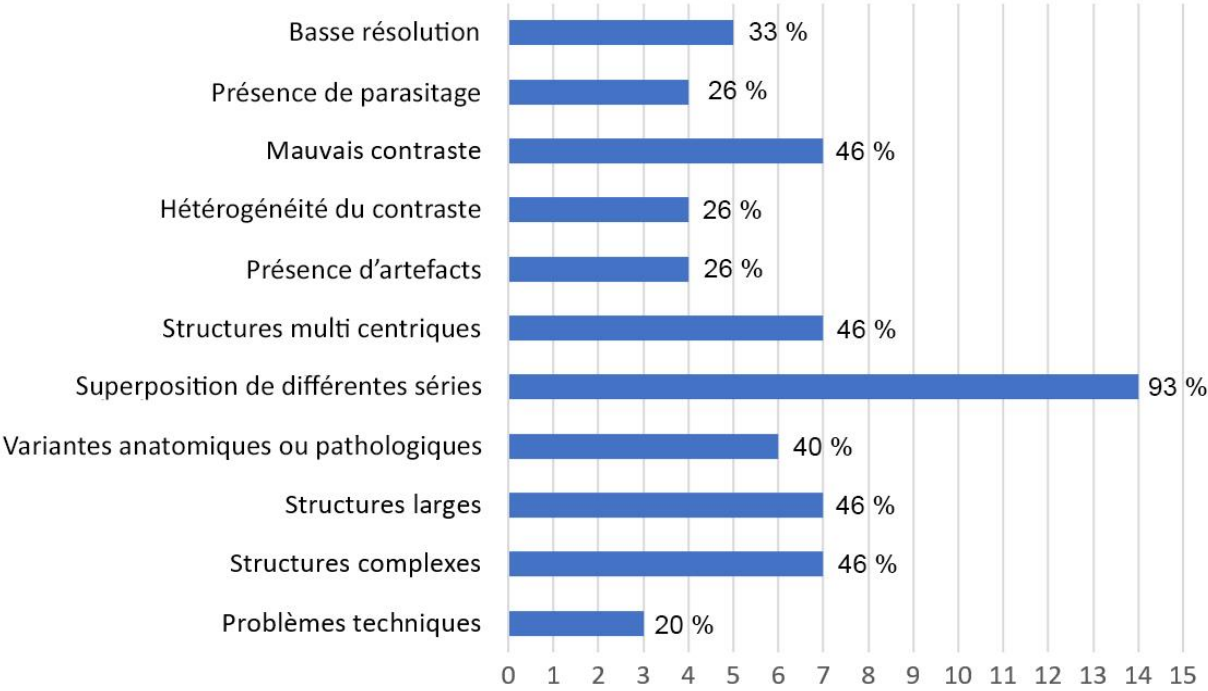


Figure 16. Distribution des difficultés encourues par nombre de cas et fréquence

1.6. Qualité du modèle

La qualité du modèle a été définie comme un indice subjectif représentant le niveau de détail des structures, et leur fidélité à l'anatomie du patient, cotée de 1 (médiocre) à 10 (optimale).

La qualité du modèle en moyenne = $7.4 \pm$ déviation standard de 1.54 avec des extrêmes de 5 à 10.

2. Utilité clinique

L'impact sur la planification a été défini comme un indice subjectif représentant la pertinence du modèle par rapport au raisonnement initial du clinicien sur les coupes 2D lors de la planification, coté de 1 (médiocre) à 10 (optimal).

L'impact sur la planification en moyenne = $8.06 \pm$ déviation standard de 1.53 avec des extrêmes de 5 à 10.

La qualité du modèle et l'utilité clinique sont représentés sur le Tableau 3 et la Fig. 17.

Tableau 3. Qualité du modèle et impact sur la planification (cotés sur 10)

Cas n°	Qualité du modèle	Impact sur la planification
1	6	8
2	5	6
3	10	10
4	8	9
5	8	9
6	8	9
7	8	9
8	7	8
9	9	9
10	9	9
11	5	5
12	6	6
13	7	6
14	9	9
15	6	9

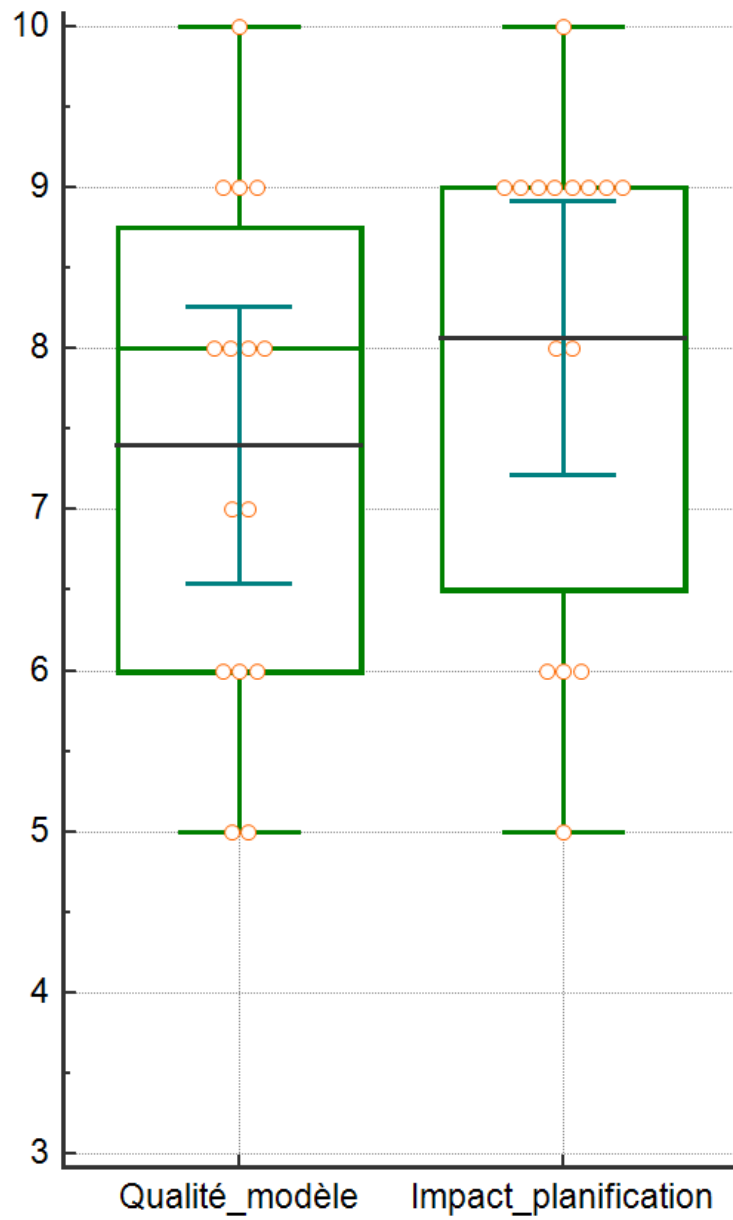


Figure 17. Distribution de la qualité du modèle et de l'impact sur la planification

Discussion

1. Contexte

L'analyse conventionnelle en coupe par coupe de l'imagerie hépatique impose au chirurgien de superposer mentalement les images 2D et reconstituer un modèle mental de l'anatomie vasculaire et ses rapports avec les zones à réséquer. Les reconstructions 3D numériques superposent les données contenues dans les coupes et produisent un modèle 3D simple d'interprétation, allégeant ainsi la charge mentale du chirurgien et diminuant le risque d'erreurs liées aux défauts de représentation mentale.

Les reconstructions 3D du foie ont permis de démontrer des avantages par rapport à l'analyse conventionnelle 2D, une étude a retrouvé un temps opératoire plus court, moins d'interruptions du flux sanguin afférent (51.7% vs 71.4%; $p = 0.029$), une meilleure étude des territoires de distribution vasculaires, moins de fuites biliaires (1 cas vs 6 pour le groupe contrôle) ou d'abcès intra-abdominaux (1 cas vs 5 pour le groupe contrôle) en post-opératoire, ainsi qu'une meilleure réponse au niveau des marqueurs biologiques (bilirubine totale, albumine). 28

Le taux de survie global à moyen terme (3 ans) ainsi que le taux de survie sans maladie seraient significativement améliorés par la planification assistée par les reconstructions 3D. ²⁹

Une étude récente a comparé la production locale par un programme propriétaire semi-automatique basé sur serveur (Synapse 3D, FUJIFILM Europe GmbH, Düsseldorf) à la production externe (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Germany) et rapporte que la production locale a été possible après une phase d'apprentissage avec une médiane de temps de reconstruction à 1h30min,

avec un résultat de qualité équivalente à celle des prestations externes effectuées.³⁰

Les programmes utilisés spécifiquement pour effectuer les reconstructions 3D du foie sont payants ou développés localement, des programmes open source (gratuits et à code source public) sont disponibles mais leur utilisation en pratique clinique dans la planification des hépatectomies n'a pas été évaluée.

Un programme open source a été utilisé pour créer des modèles de foie pour but d'évaluer la différence en planification chirurgicale que permettent des modèles 3D du foie vs 2D chez les résidents en formation. Les modèles 3D ont permis un temps de planification plus court, des résultats plus exacts, ainsi qu'une plus grande confiance dans le plan établi, ces résultats sont d'autant plus marqués que les résidents sont inexpérimentés, cette étude n'inclut pas d'évaluation de la faisabilité en routine des reconstructions utilisées.³¹

Certaines autres études ont utilisé un programme open source (3D Slicer) pour effectuer des reconstructions hépatiques mais l'évaluation de la faisabilité en routine clinique n'a pas été faite ; le temps nécessaire pour effectuer la reconstruction et l'incompatibilité du format de fichiers résultant avec le système utilisé par l'hôpital ont été rapportés comme difficultés rencontrées.¹⁰

2. Synthèse de l'étude

L'objectif de cette étude était d'évaluer la faisabilité de la planification des hépatectomies pour cancer utilisant un logiciel de reconstruction 3D open source en pratique clinique.

Tous les cas de reconstruction ont été complétés, les structures qui n'ont pas pu être reconstruites présentaient une absence de prise de contraste. Ce résultat est dû à la variété d'outils mis à disposition par le programme qui ont permis une adaptation à l'ensemble des situations d'anatomie et d'imagerie rencontrées. Les structures qui présentaient un mauvais contraste ont aussi été reconstruites dans la limite du visible, bien que la qualité de leur reconstruction ait été mauvaise, il a été jugé pertinent d'extraire toutes les informations qu'un clinicien peut discerner sur l'imagerie, et de notifier les structures de mauvaise précision (ces dernières sont précisées au niveau de la galerie d'images en Annexe 2).

Le temps de production moyen était de 6.66heures \pm 0.95 heures avec un minimum de 5h et un maximum de 8h. Cette durée de production est plus longue que celle obtenue par un programme propriétaire semi-automatique basé sur serveur avec une médiane de 1h30min après une phase d'entraînement.³⁰ Cette différence de temps de production peut s'expliquer par plusieurs facteurs :

- La qualité d'imagerie utilisée n'a pas été contrôlée. Aucune mesure spécifique n'a été prise pour optimiser la qualité d'imagerie à des fins de reconstruction 3D. l'imagerie utilisée a été celle déjà réalisée chez les patients pour l'ensemble des cas.

- Le manque actuel d'algorithmes (ou d'intelligence artificielle) semi-automatiques spécialisés dans la reconstruction des vaisseaux hépatiques au sein du programme open source utilisé (3D slicer).
- Le manque d'expérience du producteur spécifiquement en reconstructions hépatiques, une partie du temps de reconstruction a été consommée par l'adaptation aux spécificités nouvelles de chaque cas.
- Un programme basé sur serveur est en général plus performant que les stations de travail locales car les machines utilisées pour le serveur sont techniquement puissantes.

La qualité d'imagerie source était suffisante à la production de reconstruction avec une note de 2.81 ± 1.14 sur un score de 1 (médiocre) à 4 (optimal), à noter que les TDM ont généralement permis une reconstruction plus simple et un résultat de meilleure résolution, le seul inconvénient des TDM était une mauvaise prise de contraste dans certains cas, contrairement aux IRM dont la qualité varia considérablement. La mauvaise hauteur de coupe et la présence d'artefacts sont les principaux désavantages des IRM. La littérature suggère que les TDM sont préférables aux IRM comme source de référence pour les reconstructions 3D, l'avantage de l'IRM étant la meilleure différenciation du parenchyme. ¹⁶ Les qualités exceptionnellement basses produites ont été à partir des IRM avec une mauvaise hauteur de coupe et la présence de plusieurs artefacts (exemple en Annexe 2, Cas 2). Concernant les imageries de mauvaise qualité, bien que le modèle obtenu contienne une majeure partie des informations qu'il est possible d'extraire, il reste difficile d'interprétation, et les informations qu'on peut en tirer ne sont pas aussi fiables que celles des modèles issus d'imagerie de meilleure qualité.

La difficulté technique la plus fréquente était la nécessité de superposer différentes séries (93% des cas). Cela s'explique par les différences de prise de contraste entre les temps d'imagerie, se traduisant par la présence de structures sur différentes séries, et donc la nécessité de réaliser une superposition anatomique précise pour que les rapports entre les structures contenues dans le modèle final soient fidèles à l'anatomie réelle. La présence de parasitage et la mauvaise résolution sont des difficultés récurrentes et qui impactent directement la qualité finale du modèle.

La qualité moyenne du modèle obtenu était de 7.4 ± 1.54 avec des extrêmes de 5 à 10. Les modèles tirés à partir d'imagerie de bonne qualité ont permis la production d'un modèle 3D meilleure qualité de par le niveau de détail des structures et l'absence d'artefacts. A noter que les modèles produits à partir d'IRM ont été globalement de plus mauvaise qualité que ceux issus de TDM. Les TDM ont fourni plus de détail et plus de consistance.

L'impact sur la planification moyen était de 8.06 ± 1.53 avec des extrêmes de 5 à 10. L'intérêt d'évaluation de ce critère n'est pas de juger l'utilité clinique des reconstructions hépatiques en général (ce paramètre a déjà été validé par la littérature ^{28 29}), mais de vérifier si les programmes open source utilisés permettent des moyens de reconstruction et d'exploitation suffisants pour fournir un résultat cliniquement pertinent (à travers leur impact sur la planification chirurgicale). Les résultats obtenus permettent d'affirmer que les modèles obtenus par les programmes open source sont de qualité suffisante et permettent d'apporter un impact sur la planification des hépatectomies.

Il existe une apparente corrélation entre la qualité du modèle et l'impact sur la stratégie, cela peut s'expliquer par la quantité d'informations accrue apportée par un modèle plus détaillé au raisonnement clinique, l'échantillon utilisé dans cette étude n'est pas de taille suffisante pour prouver une corrélation statistique entre ces variables.

3. Taille d'échantillon

Afin d'évaluer la faisabilité, le nombre de cas doit être suffisant pour mettre à épreuve les outils de reconstruction mis à disposition par le logiciel face aux différentes données d'imagerie et variantes pathologiques existantes. On a estimé qu'un nombre de 15 cas est suffisant pour confirmer la faisabilité technique.

Concernant la validation clinique, la littérature ^{28 29} démontre que les reconstructions hépatiques ont un impact positif sur la procédure opératoire concernant certaines indications. La problématique à aborder avec un programme open source est de vérifier si les moyens d'exploitation et le niveau de détail sont suffisants pour que les reconstructions soient cliniquement utiles. On a estimé que le nombre de cas choisi est suffisant pour confirmer l'utilité clinique.

Conformément au framework d'innovation chirurgicale IDEAL, le but d'une étude de stade 1 est de faire une preuve de concept basée sur un échantillon réduit. Selon les recommandations du framework IDEAL pour le Stade 1 : ³²

- L'étude a été soumise au comité d'éthique.
- Les résultats de cette étude seront soumis à une publication indépendamment de leur caractère positif ou négatif.
- Le nombre de cas à inclure est d'un à quelques uns pour le Stade 1 (quelques dizaines pour le Stade 2).

Le nombre de cas choisi pour cette étude (15) est donc estimé suffisant pour atteindre les objectifs visés.

La saturation de données n'a pas été discutée car l'échantillon choisi est limité.

4. Biais et limitations de l'étude

❖ Qualité d'image utilisée

Aucune mesure spécifique n'a été prise pour optimiser la qualité de l'imagerie en vue de faire des reconstructions 3D. Toutes les images utilisées ont été celles déjà réalisées chez les patients. On estime qu'une qualité d'imagerie contrôlée au préalable, et le choix de la technique d'imagerie (TDM de préférence) peut réduire le temps de production ainsi que la qualité du modèle produit.

La littérature suggère que pour optimiser la qualité des images de TDM hépatique, il est conseillé d'utiliser : ³³

- Un scanner multi-barrettes (minimum 8 barrettes).
- Au maximum 5 mm de hauteur de coupe (pour des reconstructions, un maximum de 1.5mm est optimal).
- Un injecteur double-tête avec flush salin.
- Un débit d'au moins 3 mm/s (au mieux 4-6 mm/s) avec au moins 300 mg/ml d'iode et une dose de 1.5mg/kg de poids.
- Les phases à réaliser sont : artérielle tardive (25-40 secondes), phase portale tardive (70 secondes), et phase tardive (120 secondes).
- Le bolus tracking ou le chronométrage de bolus sont recommandés pour un timing précis des phases.

❖ Courbe d'apprentissage du programme de modélisation

La courbe d'apprentissage nécessaire à la maîtrise du programme utilisé (3D Slicer) n'a pas été évaluée. Aucune notion en programmation n'est requise.

La durée d'utilisation nécessaire pour acquérir une expérience intermédiaire est estimée à 20 heures.

❖ **Manque d'expérience du producteur**

Un apprentissage plus approfondi du programme pourrait permettre des temps de production plus courts que ceux obtenus lors de cette étude, une partie des temps de production de cette étude ayant été occupée par la confrontation à de nouvelles variantes d'imagerie ou à des difficultés techniques nouvelles.

On estime que l'acquisition d'une expérience intermédiaire dans le programme de segmentation utilisé suffit pour couvrir l'ensemble des cas rencontrés en routine, mais qu'une expérience approfondie permettrait de réduire le temps de production et/ou d'améliorer la qualité des modèles par rapport aux résultats de cette étude et d'obtenir des résultats plus consistants.

❖ **Méthodologie de segmentation**

La méthode de segmentation utilisée n'est pas constante et a nécessité une optimisation au cas par cas pour résoudre des problèmes liés aux particularités anatomiques ou d'imagerie.

❖ **Progrès en matière d'algorithmes**

Les développeurs de 3D slicer mettent à jour le programme régulièrement et travaillent au moment de l'étude sur des nouvelles fonctions dont un module utilisant l'intelligence artificielle permettant de segmenter le parenchyme hépatique automatiquement (n'inclut pas les vaisseaux actuellement). L'étude a été réalisée avec la dernière version du programme au moment du début de l'étude. L'ensemble des nouveautés ajoutées pendant et après l'étude pourraient diminuer le temps de travail et améliorer la faisabilité en routine.

5. Difficultés techniques rencontrées

❖ Basse résolution axiale ou hauteur de coupe :

Fréquente sur les IRM, où la hauteur de coupe dépasse généralement 3 à 4 mm (les IRM privilégient une bonne qualité d'image sur les coupes individuelles et négligent la hauteur de coupe car les séries d'image concernées ne sont pas produites à but volumique mais pour une lecture 2D), les TDM sont plus efficaces concernant ce critère avec une hauteur de coupe qui dépasse rarement 1.5 à 2 mm. Dans l'exemple en Fig. 18, la séquence IRM présente une excellente résolution axiale mais une hauteur de coupe trop grande, diminuant les résolutions coronales et sagittales.

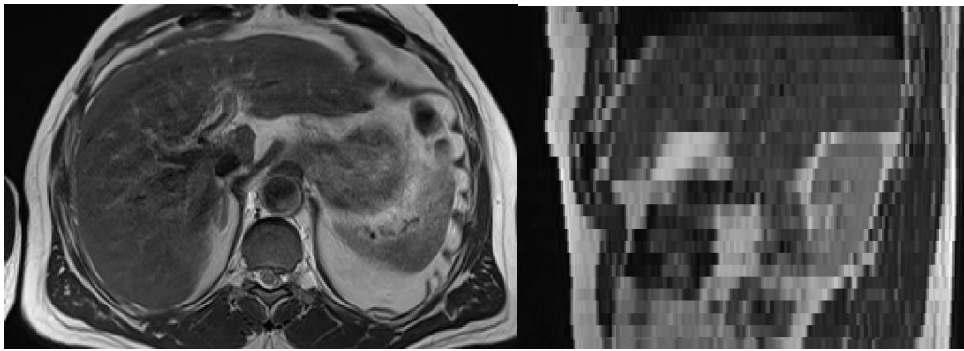


Figure 18. Coupe axiale et sagittale IRM possédant une grande hauteur de coupe.

❖ Présence de parasitage :

Toutes les séries d'imagerie présentaient du parasitage, il s'agit d'une caractéristique constante dans l'imagerie, mais ce parasitage était présent à des degrés différents, et donc pose des niveaux de difficultés variables, surtout quand il s'associe à une mauvaise prise de contraste. Le parasitage n'est pas problématique si son intervalle de variabilité est faible et/ou si les moyennes d'intensités de chaque structure sont significativement différentes.

Exemple : Mauvais contraste (Fig. 19), parasitage dans la segmentation semi-automatique dont le nettoyage est à prédominance manuel.

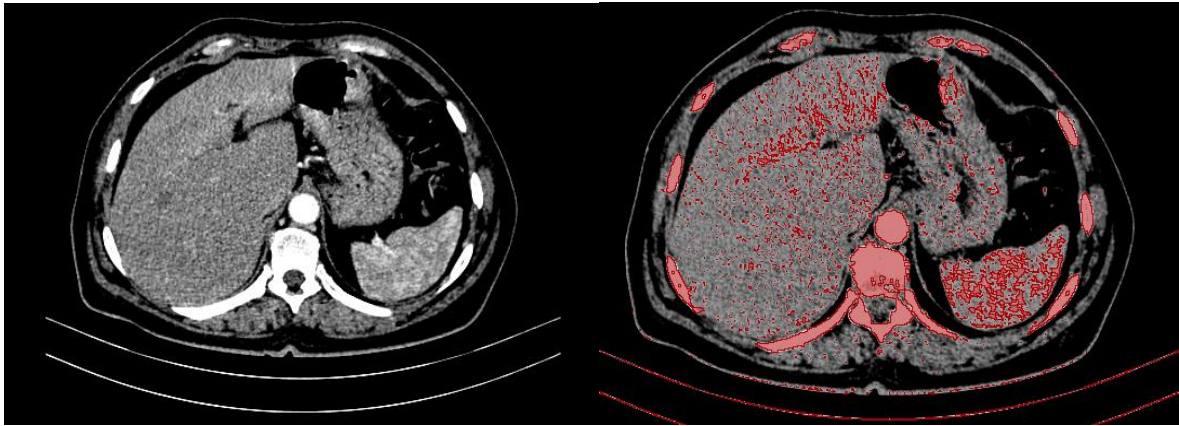


Figure 19. Coupe TDM de mauvais contraste.

Exemple : Bon contraste (Fig. 20) dépend de la qualité de l'appareil d'imagerie et du processus d'opacification, ou du patient (compressions vasculaires...) : sélection mieux définie et nettoyage plus rapide.

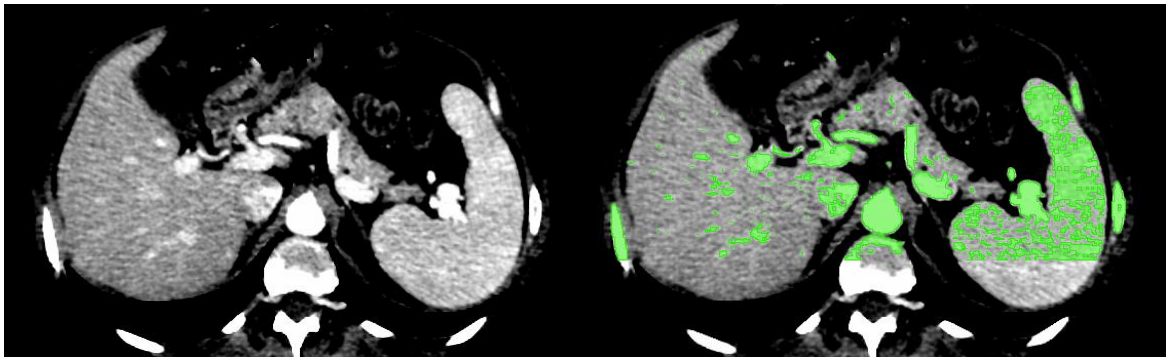


Figure 20. Coupe TDM de bon contraste.

❖ **Mauvaise prise de contraste spontanée/ Mauvaise diffusion du produit de contraste**

Il est difficile de différencier sur l'imagerie entre des délais de prise de clichés non respectés ou une mauvaise prise de contraste liée à l'anatomie du patient ou à sa maladie. Quelle que soit sa cause, la mauvaise prise de contraste est un handicap majeur lors des reconstructions, puisque le contraste est le critère principal qui permet de différencier deux structures sur l'imagerie. Un mauvais contraste se traduit par une inefficacité des méthodes semi-automatiques, une segmentation à prédominance manuelle devient nécessaire avec parfois une sélection coupe par coupe.

❖ **Hétérogénéité du contraste dans une même structure**

L'hétérogénéité du contraste dans une structure empêche selon son intensité les méthodes automatiques ou semi-automatiques (cas de certaines tumeurs à rehaussement hétérogène comme en Fig. 21) et impose une extraction manuelle. Les algorithmes automatisés considèrent des parties d'image avec un contraste significativement différent comme des structures différentes, ce qui prêle à confusion lorsqu'une structure unique présente différentes zones de contraste.

Certaines IRM présentent un rehaussement en gradient entre les coupes ou sur les mêmes coupes, cet aspect nécessite l'utilisation de fenêtres différentes pour une même structure et donc une segmentation plus difficile.



Figure 21. Image TDM montrant l'aspect hétérogène d'une tumeur

❖ **Artefacts :**

Les artefacts sont des anomalies d'images qui possèdent plusieurs causes. Par exemple, sur les IRM, l'interface entre deux milieux d'intensité différente peut produire un effet en "écho" (Fig. 22). Sur les TDM, un mécanisme courant d'artefact est la réflexion des rayons X sur un corps métallique qui produit des faisceaux hyperdenses. Les mouvements respiratoires pendant l'acquisition conduisent à des coupes irrégulières (surtout verticalement) rendant la segmentation impossible.



Figure 22. Artefacts sur une image IRM

❖ **Structures multi centriques :**

Certains algorithmes semi-automatiques utilisent un point unique pour couvrir une zone connectée d'intensité similaire, la présence de plusieurs localisations tumorales (ou vasculaires parfois, cas des VSH) empêche l'utilisation de ces algorithmes car il devient nécessaire de réutiliser l'algorithme pour chacun des éléments qui peuvent être nombreux et de petite taille (exemple Cas 5 et Cas 10 en Annexe 2).

❖ **Présence exclusive de structures sur différentes séries TDM/ IRM**

Certaines structures se rehaussent exclusivement sur des séries d'images et pas sur d'autres, empêchant la segmentation de l'ensemble des structures depuis la même source (cette méthode préférée car la relation spatiale est respectée et le rendu est plus fiable), il est nécessaire de superposer les séries en utilisant des repères anatomiques pour assurer des rapports exacts. Cette superposition est la difficulté la plus fréquente dans les cas étudiés, la superposition dite rigide (translation et rotation uniquement demande moins de puissance de calcul mais est moins précise que les techniques de superposition non rigides (dites élastiques), qui déplacent et déforment les points composant le volume de manière non linéaire pour compenser l'élasticité et mouvements des tissus.³⁴

❖ **Variantes anatomiques ou pathologiques**

Certaines variantes anatomiques peuvent affecter la segmentation : par exemple les variantes artérielles parfois difficiles à repérer et dont la recherche s'impose, une patiente présentait une bifurcation extra hépatique (Fig. 23) de la veine porte et donc empêche d'utiliser le segment du foie comme contenant pour les opérations booléennes lors du nettoyage de la veine porte.

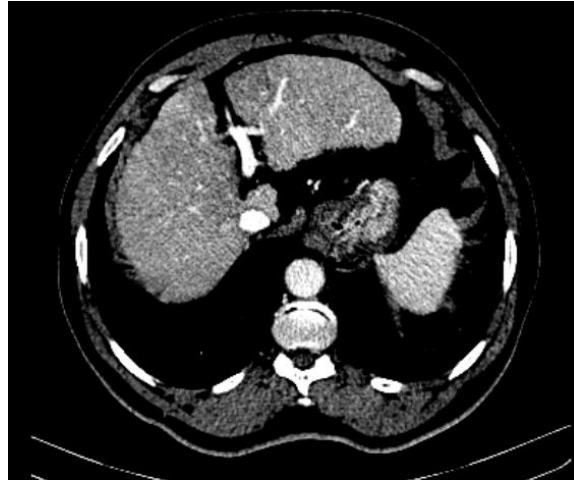


Figure 23. Image TDM de veine porte à division extra hépatique

Les variantes liées à la pathologie peuvent être liés aux rehaussements péri-tumoraux qui prêtent à confusion avec les vaisseaux et qui nécessitent plus de temps de séparation, ainsi que les œdèmes périportaux (Fig. 24), qui modifient les zones de transition de contraste et entravent quelques algorithmes (un double liseré au lieu d'un seul).

La cirrhose est un facteur pathologique qui empêche la bonne diffusion du produit de contraste et empêche parfois l'opacification des veines Hépatiques.

❖ **Structures larges :**

Nécessitent plus de puissance de calcul et donc un temps de traitement allongé, posent surtout problème lorsqu'il s'agit de faire une multitude de modifications nécessitant un rafraichissement répété du modèle avec des temps de calcul qui vont jusqu'à 5 minutes pour une seule mise à jour (quelques cas extrêmes ont occasionné une dysfonction du programme).

❖ Structures complexes

Les structures complexes et riches (veine porte ou sus hépatique) avec plusieurs bifurcations présente plus de détails à extraire, ce qui peut prendre plus de temps même avec une imagerie de bonne qualité (exemple : veine porte du cas 13).

Des algorithmes utilisant de l'intelligence artificielle existent et permettent actuellement une segmentation vasculaire plus simple ³⁵ Leur disponibilité fait défaut dans les programmes open source au moment de l'étude. Un module permettant l'extraction du parenchyme et des tumeurs par IA a récemment été publié.

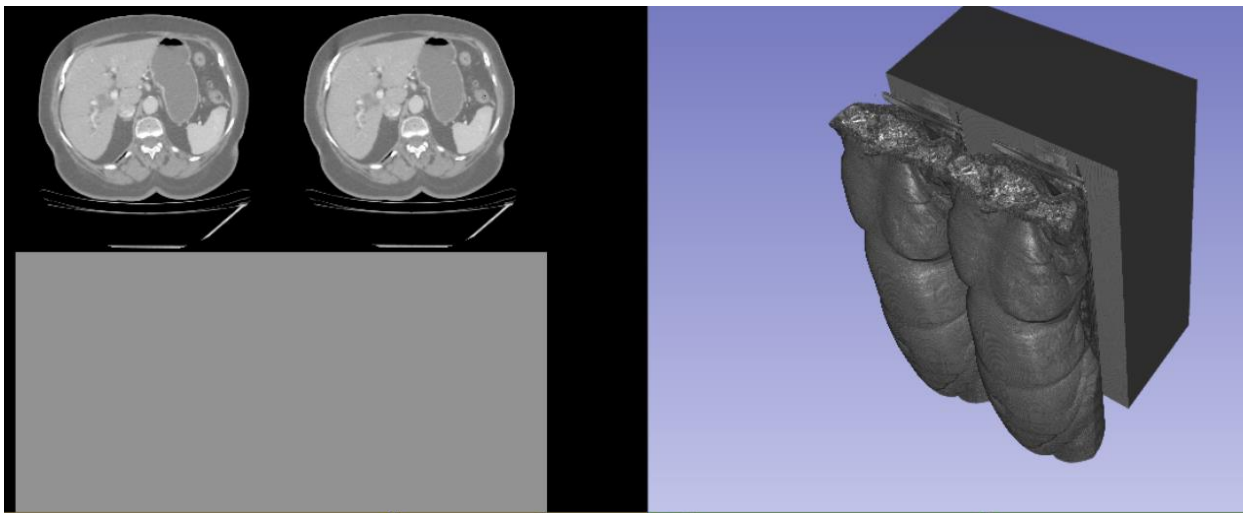


Figure 24. Exemple de données corrompues

❖ Problèmes techniques :

Par exemple : incompatibilité des fichiers transmis, corruption des données aboutissant à des distorsions d'image (cas 13 et 14), ou perte de la succession des coupes, nécessitant une réparation manuelle (réparation parfois impossible si les données sont corrompues, CD endommagé par exemple), dans l'exemple en Fig. 25 l'image est dédoublée, 4 fois plus petite que la résolution d'origine avec présence d'artefact rectangulaire.

Lors du post processing, quelques éléments ont nécessité des étapes supplémentaires (exemple : modification de l'orientation des facettes du maillage 3D, irrégularités liées à l'exportation des fichiers depuis 3D slicer ou à leur importation dans le programme de post processing, inversion des axes XYZ).

6. Valeur ajoutée pour la planification chirurgicale

Plusieurs études ont évalué l'intérêt des reconstructions 3D dans la planification chirurgicale des hépatectomies, une étude a constaté un taux de 33% de cas (56 patients sur 168) où l'analyse 3D a changé la conduite chirurgicale partiellement ou radicalement. L'analyse 3D est un complément important de la lecture 2D classique notamment pour des plans de résection non conventionnels, ou des tumeurs centro hépatiques.³⁶

En effet, la planification à partir d'un ensemble d'image 2D impose un effort mental important au clinicien qui doit interpréter l'imagerie, garder une mémoire des coupes, et reconstruire un modèle mental³⁷ de l'organe tout en utilisant son expérience et son savoir anatomique et chirurgical pour définir un planning opératoire. Cette multitude de sources d'information à gérer diminue l'aptitude du clinicien à se concentrer en conséquence de la fragmentation de son attention³⁸ cela conduit à une augmentation de la charge cognitive, qui correspond à la quantité d'informations en cours de traitement par la mémoire de travail à un temps donné. Limiter la quantité d'informations à traiter réduit alors cette charge cognitive et permet une meilleure interprétation et rétention de l'information.

Avantages techniques :

- Dresser une feuille de route chirurgicale sous forme de balises de navigation (repères anatomiques, distances, trajectoires).
- Elaborer des scénarios multiples : il est possible de modéliser plusieurs scénarios et de calculer leurs volumétries respectives de manière rapide et précise à partir du modèle 3D.

- L'utilisation d'un modèle 3D facilement partageable et exploitable permet la planification collaborative du geste : la manipulation par l'ensemble de l'équipe, et l'usage comme support de présentation pendant les rencontres multidisciplinaires, pour but de maximiser le niveau de confiance et la sécurité du geste.

Il existe des situations particulières où la 3D offre un avantage par rapport à la 2D, l'étude de A. Radtke *et al* qui a été réalisée sur 8 ans autour de 202 cas démontre que la planification assistée par la 3D est nettement supérieure à celle basée sur la 2D dans les cas de résection complexe, aucun intérêt particulier n'est démontré pour les résections standards qui suivent un plan anatomique. Il existe un bénéfice franc et sans compétition actuelle pour les hépatectomies à haut risque utilisant des plans de résection trans-segmentaires, surtout pour les résections de l'hémi-foie droit, et segments 4a, 7 et 8, pour les tumeurs centrales envahissant la confluence hépato-cave, pour les résections majeures de parenchyme, et pour les reconstructions vasculaires intrahépatiques difficiles. Il y a aussi un intérêt spécifique lors des résections de l'hémi foie gauche étendues, des tri-segmentectomies gauches, et des méso-hépatectomies ¹.

La prédiction volumétrique de la masse réséquée a été jugée précise dans certaines situations, notamment les reconstructions hépatiques pour hépatectomies majeures (plus de 3 segments de Couinaud) où le volume réséqué peut être prévu avec précision ($r = 0.96$, $p < 0.0001$), contrastant avec une précision légèrement moindre pour les bi-segmentectomies ($r = 0.82$, $p < 0.01$). ³⁹

L'évaluation volumétrique 3D est plus précise que la 2D, d'après d'une étude réalisée sur 25 patients, qui rapporte une différence de volume estimé >20% chez 28% des patients, >30% chez 16% des patients, et >40% chez 8% des patients, à noter que dans 12% des cas il y a eu modification de l'étendue de

la résection et dans 16% des cas il y a été montré la nécessité de pratiquer une reconstruction vasculaire.⁴⁰

7. Valeur ajoutée pour l'enseignement

Chez les étudiants en médecine, l'utilisation des modèles 3D a offert de meilleurs résultats que l'étude des coupes de TDM en 2D (plus haut score sur un post-test et moins de temps de réponse).⁴¹ Comparés aux supports d'enseignement classiques de l'anatomie hépatique, les modèles 3D n'ont pas fourni de résultat statistiquement significatif sur l'apprentissage mais ont obtenu un taux de satisfaction plus élevé.⁴²

Chez les résidents en chirurgie digestive, L'utilisation de modèles 3d pour planifier des chirurgies hépatiques a démontré un taux de bonnes réponses accru, un de temps de planification réduit, ainsi qu'une plus grande confiance dans la stratégie choisie. Les modèles 3D ont aussi été jugés plus simples à utiliser que les contrôles 2D. Il est à noter que les différences ont été plus marquées chez les résidents débutants que chez les seniors.³¹

Manipuler des modèles de vascularisation issus de patients réels permet à l'apprenant de confronter les représentations anatomiques rencontrées en pratique aux modèles schématiques théoriques (modèle de Couinaud), vu que seulement 29% des patients présentent une anatomie hépatique standard¹.

Un outil en ligne est mis à disposition pour aider les apprenants à développer leurs aptitudes à construire mentalement un modèle 3D à partir des coupes 2D : VIRTUAL Liver (<http://pie.med.utoronto.ca/VLiver>).⁴³

Les modèles de foie en 3D numériques et imprimés ont tous deux montré un intérêt pédagogique supérieur à celui des atlas d'images anatomiques standard⁴⁴, mais l'intérêt des modèles 3D imprimés comparé aux modèles virtuels est controversé, certaines études ont conclu à une efficacité

équivalente,⁴⁴ alors que d'autres suggèrent que les modèles imprimés auraient un intérêt légèrement supérieur.⁴⁵ Cette différence pourrait être expliquée par les difficultés techniques d'utilisation des modèles numériques, puisqu'en théorie les modèles virtuels apportent de plus grandes possibilités d'exploitation : isolation de structures, réglage de la transparence, agrandissement, clarté de l'image (la surface ou matériau du parenchyme des modèles imprimés peut créer une distorsion des structures internes et affecter leur visibilité). Les modèles imprimés offrent une meilleure ergonomie et intuitivité d'utilisation.

8. Avantages en tant que programme open-source

Un programme est dit open source lorsque son code source (tous les fichiers nécessaires à son développement) sont mis à la disposition du public avec des licences comprenant la reproduction et la modification ou même l'utilisation à des fins commerciales. Ce code source peut éventuellement être à l'origine d'une version du programme pour diverses plateformes (Windows, Mac, Linux...)

Les utilisateurs peuvent utiliser le programme gratuitement, et les développeurs informatiques peuvent se baser sur le code source pour créer des variantes du programme qui seraient plus adaptées à des besoins particuliers. Par exemple ajouter ou retirer des fonctions, changer l'interface graphique, ou même développer de nouvelles sections du programme, appelés modules, qui peuvent être partagés avec d'autres utilisateurs et installés directement sur leurs ordinateurs sans besoin de compétences en développement informatique, et permettre à plusieurs utilisateurs de travailler avec les modules développés.

Ce type de programmes à développement ouvert présente plusieurs avantages : outre le fait d'être gratuit, le nombre d'utilisateurs est relativement grand, et donc la recherche et réparation de "bugs" et autres failles peut être collaborative et se faire à grande échelle, offrant une certaine stabilité et adaptation du programme au fil du temps. Tous les développeurs en informatique intéressés peuvent participer à l'ajout de fonctions et à l'amélioration du programme.

Bien que gratuits, ces programmes sont parfois très coûteux à développer, et sont alimentés par des bourses étatiques ou par des acteurs privés qui prennent

en charge des projets de recherche visant le développement de modules du programme. Le développement de 3D Slicer par exemple a coûté jusqu'à ce jour plus de 50 Millions de dollars (Source : un modérateur du forum 3D Slicer), principalement sous forme de donations (liste complète de donateurs disponible sur <https://www.slicer.org/wiki/Documentation/4.x/Acknowledgments>).

Dans le cadre de la planification chirurgicale, ce type de programmes se traduit par un usage plus répandu dans le monde, du fait de sa gratuité et du matériel relativement peu coûteux qui est nécessaire à l'utiliser, cela permet une accessibilité pour les chirurgiens et institutions dans les régions à ressources limitées.

Bien que les programmes gratuits permettent actuellement un vaste éventail de possibilités, l'utilisation reste limitée par la complexité d'usage et le temps de production. Cela est dû au manque actuel d'applications spécifiques (modules) à chaque type de besoin, ainsi qu'à l'absence actuelle de ressources simples d'usage basées sur l'intelligence artificielle (mais dont le développement est en cours au moment de l'étude). Des perspectives de simplification et d'amélioration dans le futur proche sont donc à prévoir.

L'exécution des fonctions de base est relativement simple et nécessite une courbe d'apprentissage rapide, la réalisation de tâches plus complexes peut nécessiter le recours à des profils spécialisés (techniciens, ingénieurs en informatique, mathématiciens...) pour développer des modules spécifiques au besoins des cliniciens si les opérations (workflow) réalisées sont répétables et éventuellement automatisables.

9. Autres indications de la reconstruction 3D du foie

Hormis les hépatectomies pour cancer, la reconstruction 3D du foie présente quelques autres indications, notamment ¹⁶ :

❖ **Planification de la transplantation hépatique :**

En plus du repérage spatial comme pour toute hépatectomie, la planification d'une transplantation hépatique peut amener à la problématique d'inclusion ou d'exclusion de la VSH médiane (son inclusion permet un meilleur drainage veineux chez le receveur mais peut donner une congestion du segment 4 chez le donneur), afin de trouver un juste milieu, la VSH médiane est donc généralement coupée au ras d'une branche majeure du segment 4b, permettant alors d'obtenir une plus grande volumétrie préopératoire, et un meilleur pronostic. L'identification de ces branches repose essentiellement sur une visualisation spatiale précise.

La volumétrie dans la planification des transplantations relève d'un intérêt particulier pour le pronostic du donneur et receveur : un ratio (foie restant/foie total idéal) de 30 à 40% est recommandé pour optimiser la survie du greffon, et le ratio volume du greffon/poids du receveur devrait être supérieur à 0.8-1%. ¹⁶ Le calcul de volumétrie hépatique à partir d'une reconstruction 3D a montré une plus grande précision par rapport au calcul basé sur 2D. ⁴⁰

❖ **Embolisation sélective de la veine porte :**

C'est un acte de radiologie interventionnelle qui a pour but de maximiser le volume du futur foie restant en embolisant les branches de la veine porte qui alimentent le segment à réséquer, et en provoquant une redistribution du flux sanguin vers les segments sains. La volumétrie hépatique est généralement refaite 3 à 4 semaines après l'embolisation pour apprécier l'ampleur de l'hypertrophie et actualiser le calcul du futur foie restant, ainsi que calculer le taux d'hypertrophie qui est un facteur pronostique. ⁴⁶

❖ Association de la partition du foie et de la ligature portale pour l'hépatectomie en plusieurs temps :

Connue sous l'acronyme ALPPS (Associating liver partition and portal vein ligation for staged hepatectomy), c'est une nouvelle technique qui consiste en une hépatectomie en deux temps rapprochés : premièrement une parenchymotomie hépatique séparant le foie à réséquer du futur foie restant, avec une ligature portale, et dans un deuxième temps la résection. Cette technique permettrait une hypertrophie accrue permettant la résection chez plus de patients, et présente moins de mortalité post opératoire, par contre le risque péri opératoire reste présent et impose une sélection minutieuse des patients pour ne pas encourir de risques. ⁴⁷

10. Modes de production des reconstructions 3D utilisés actuellement

Les principales approches disponibles consistent en :

❖ La production locale par programmes open-source :

Ce mode de production permet une flexibilité des méthodes utilisées, et une adaptation à un large éventail de situations, mais est limité par la difficulté technique, la courbe d'apprentissage relativement difficile, et le temps de production. Des moyens utilisant l'intelligence artificielle open source sont en développement. Ce mode de production est actuellement manuel ou semi-automatique, mais peut être automatisé à travers la programmation selon la nature des tâches à réaliser.

❖ La production locale par programmes propriétaires :

Les méthodes de production offertes sont plus performantes que celles disponibles sur les programmes open source et permettraient une courbe d'apprentissage plus aisée et un temps de production réduit, ainsi que moins de qualifications techniques. A noter que les algorithmes semi-automatiques répondent généralement à des besoins précis, diminuant l'éventail des situations où ils peuvent être utilisés, mais sont significativement plus efficaces pour effectuer leurs tâches spécifiques.

❖ La production externe par prestation de services :

Les connaissances techniques requises se limitent à l'usage du programme d'exploitation du modèle 3D fini. Les données d'imagerie sont transmises en ligne et un modèle est renvoyé dans le format du programme choisi par le fournisseur. Le modèle peut être compatible avec un programme spécifique du

fournisseur, dans un format 3D commun, dans le format PDF 3D, ou être un modèle consultable en ligne (tel qu'utilisé dans ce travail), ces dernières possibilités requièrent peu d'aptitude technique de la part du clinicien et un partage facilité du résultat.

Après une phase d'entraînement, la production locale par programmes propriétaires exécutée par des résidents en chirurgie sans expérience préalable fournit un résultat proche des reconstructions par prestation de service.³⁰

11. Perspectives open source et possibilité d'extrapolation à d'autres organes

Le procédé de reconstruction employé pour cette étude est majoritairement semi-automatique. Et nécessite un contrôle manuel lors de toutes les étapes. Bien que cela signifie que d'autres organes pourraient être reconstruits par des méthodes similaires, cela veut aussi dire que les limitations et difficultés restent présentes voire augmentent selon les organes (exemple du côlon ou de l'intestin grêle qui sont beaucoup moins homogènes ou rehaussés que le foie et nécessitent une modélisation manuelle).

L'approche par intelligence artificielle est la plus prometteuse actuellement puisqu'elle permet en théorie de segmenter avec grande facilité et rapidité n'importe quel organe dont l'aspect est prévisible et consistant du moment qu'une base de données suffisamment riche soit mise à disposition pour créer un modèle d'IA robuste. Cette base de données inclut pour chaque imagerie 2D, des modèles 3D reconstruits pour servir de référence. Un algorithme analyse les images de référence et crée un lien avec le modèle 3D fourni, puis est soumis à des tests sur des modèles de validation. ^{48 49}

Cette approche est en plein essor au vu des progrès techniques récents, et des projets d'application de l'intelligence artificielle à l'imagerie médicale sont déjà en cours de développement pour des programmes open source dont 3D Slicer. On peut alors s'attendre à ce que des solutions plus simples d'usage et semi-automatisées soient mises à disposition des cliniciens dans le futur proche.

Conclusion

Les reconstructions 3D du foie permettent d'assister les chirurgiens dans la planification des hépatectomies, et améliorent les conditions du geste opératoire ainsi que suites opératoires et la survie.

Les résultats de cette étude montrent que les reconstructions 3D du foie sont possibles en utilisant un programme open source, et procurent des modèles 3D cliniquement utilisables.

L'inconvénient principal est le temps de travail plus allongé que les alternatives payantes qui s'explique par le manque actuel d'algorithmes spécialisés dans la reconstruction hépatique au sein des programmes open source, ou utilisant l'intelligence artificielle. La présence de cet inconvénient gêne l'usage en routine des programmes open-source pour réaliser des reconstructions hépatiques, leur usage est intéressant en cas de présence d'indication pertinente à une reconstruction ou d'absence d'alternative plus performante.

L'utilisation d'imagerie de qualité contrôlée et l'expertise dans l'utilisation du programme choisi pourraient procurer de meilleurs résultats que ceux obtenus dans cette étude concernant le temps de production.

Des modules basés sur l'intelligence artificielle pour les programmes open source sont en cours de développement, et pourraient améliorer la faisabilité des reconstructions hépatiques en routine.

Résumés

RÉSUMÉ

Titre : Faisabilité de la reconstruction 3D avant hépatectomie pour cancer utilisant un programme Open-Source : Etude exploratoire à propos de 15 cas

Auteur : EL AZAMI EL HASSANI Mohammed Amine

Mots clés : Hépatectomie, Planification chirurgicale, Imagerie médicale, Reconstruction 3D, Cancer hépatique.

OBJECTIF : La reconstruction 3D numérique du foie améliore la fiabilité de la planification chirurgicale mais elle utilise des programmes coûteux. Le but de cette étude est d'évaluer la faisabilité des reconstructions 3D du foie en utilisant un programme Open Source dans la planification des hépatectomies pour cancer hépatobiliaire.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Une étude exploratoire prospective qualitative a été menée incluant un échantillon de 15 patients programmés pour hépatectomie indiquée pour cancer hépatobiliaire. Les patients ont eu une planification classique 2D puis une nouvelle planification utilisant le modèle 3D produit en utilisant un programme Open-Source (3D Slicer). L'étude a évalué le taux de modèles produits avec succès (faisabilité) ainsi que le temps et les difficultés de production du modèle. La qualité d'imagerie source, la qualité du modèle, et l'impact sur la planification ont été évalués.

RÉSULTATS : Tous les modèles ont été reconstruits avec succès. Le temps moyen de production était de 6h 40min \pm 57 min. Les difficultés les plus courantes ont été la présence de structures dans des séries d'images différentes et le mauvais contraste. La qualité moyenne d'image source était de 2.81 \pm 1.14 (1 = médiocre, 4 = optimal). La qualité moyenne du modèle était 7.4 \pm 1.54 et l'impact moyen sur la planification était 8.06 \pm 1.53 (sur un maximum de 10).

CONCLUSION : La reconstruction 3D du foie utilisant un programme Open Source est possible et fournit un résultat cliniquement pertinent, mais nécessite un temps de production long. Des modules utilisant l'intelligence artificielle sont en cours de développement pour les programmes open-source et pourraient améliorer leur utilisation en routine pour la planification des hépatectomies pour cancer.

ABSTRACT

Title: Feasibility of 3D Liver Reconstructions before Hepatectomy for cancer using an Open-Source Program: Exploratory study about 15 cases

Author: EL AZAMI EL HASSANI Mohammed Amine

Keywords: Hepatectomy, Surgical planning, Medical imaging, 3D reconstruction, Liver cancer

OBJECTIVE: 3D digital liver reconstruction improves the reliability of surgical planning but uses expensive programs. The aim of this study is to evaluate the feasibility of 3D liver reconstruction using an Open Source program in the planning of hepatectomies for hepatobiliary cancer.

MATERIALS AND METHODS: A qualitative prospective exploratory study was conducted including a sample of 15 patients scheduled for hepatectomy indicated for hepatobiliary cancer. Patients had a classical 2D planning and then a new planning using the 3D model produced using an Open-Source program (3D Slicer). The study evaluated the rate of successfully produced models (feasibility) as well as the time and difficulties in producing the model. The quality of source imagery, the quality of the model, and the impact on planning were evaluated.

RESULTS: All models were successfully reconstructed. The average production time was $6\text{h } 40\text{min} \pm 57\text{ min}$. The most common difficulties were the presence of structures in different image series and poor contrast. The average source image quality was 2.81 ± 1.14 (1 = poor, 4 = optimal). The average model quality was 7.4 ± 1.54 and the average impact on planning was 8.06 ± 1.53 (out of a maximum of 10).

CONCLUSION: 3D liver reconstruction using an Open Source program is possible and provides a clinically relevant result, but requires a long production time. Modules using artificial intelligence are under development for open-source programs and could improve their routine use for cancer hepatectomy planning.

ملخص

عنوان: جدوى إعادة البناء ثلاثي الأبعاد قبل استئصال الكبد للسرطان باستخدام برنامج مفتوح المصدر: دراسة استكشافية حول 15 حالة

المؤلف: الأزمي الحسني محمد أمين

الكلمات الأساسية: استئصال الكبد، التخطيط الجراحي، التصميم ثلاثي الأبعاد، التصوير الطبي، سرطان الكبد

الهدف: تعمل إعادة بناء الكبد الرقمية ثلاثية الأبعاد على تحسين موثوقية التخطيط الجراحي ولكنها تستخدم برامج باهظة الثمن. الهدف من هذه الدراسة هو تقييم جدوى إعادة بناء الكبد ثلاثية الأبعاد باستخدام برنامج مفتوح المصدر في التخطيط لعمليات استئصال الكبد لسرطان الكبد.

المواد والطرق: تم إجراء دراسة استكشافية نوعية مستقبلية بما في ذلك عينة من 15 مريضاً من المقرر استئصال الكبد المشار إليها لسرطان الكبد. كان لدى المرضى تخطيط ثنائي الأبعاد كلاسيكي ثم تخطيط جديد باستخدام نموذج ثلاثي الأبعاد تم إنتاجه باستخدام برنامج مفتوح المصدر (3D Slicer). قيمت الدراسة معدل النماذج المنتجة بنجاح (جدوى) وكذلك الوقت والصعوبات في إنتاج النموذج. تم تقييم جودة صور المصدر وجودة النموذج والتأثير على التخطيط.

النتائج: تم إعادة بناء جميع النماذج بنجاح. كان متوسط وقت الإنتاج 6 ساعات و 40 ± 57 دقيقة. كانت الصعوبات الأكثر شيوعاً هي وجود الهياكل في سلاسل الصور المختلفة والتباين الضعيف. كان متوسط جودة صورة المصدر 1.14 ± 2.81 (1 = ضعيف، 4 = مثالي). كان متوسط جودة النموذج 1.54 ± 7.4 وكان متوسط التأثير على التخطيط 1.53 ± 8.06 (من الحد الأقصى 10).

الخلاصة: إعادة بناء الكبد ثلاثية الأبعاد باستخدام برنامج مفتوح المصدر ممكنة وتوفر نتيجة ذات صلة سريريًا، ولكنها تتطلب وقتًا طويلاً في الإنتاج. الوحدات التي تستخدم الذكاء الاصطناعي قيد التطوير للبرامج مفتوحة المصدر ويمكن أن تحسن استخدامها الروتيني لتخطيط استئصال الكبد.

Annexes

Annexe 1 : Fiche de planification des hépatectomies

		P?*	Description
Anatomie	Volume foie total		
	Veine porte VP		
	Artères hépatiques AH		
	Voie biliaire VB		
	Veines sus hépatiques VSH		
	Autre		
Tumeur N=1	Localisation		
	Volume tumoral		
	Rapports vasculaires		
	Autre		
Stratégie	Marge minimale		
	Volume territoire réséqué		
	Volume futur foie restant		
	Autre		

*P=Pertinent; O=Oui; N=Non

**Annexe 1 Fiche de planification des hépatectomies (2/5) :
 Demande de reconstruction 3D**

		Description
Volumes	Foie total	
	Tumeur	
	Territoire réséqué	
	Futur foie restant	
Production du modèle	Temps de travail	
	Qualité Imagerie source*	
	Difficultés spécifiques	

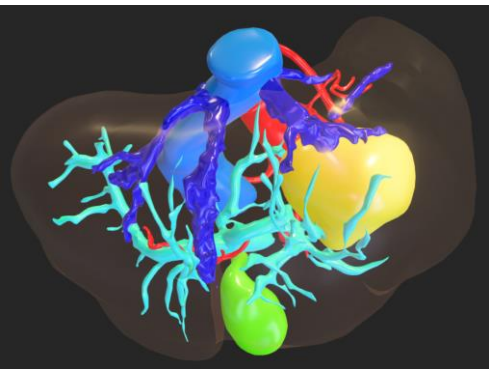
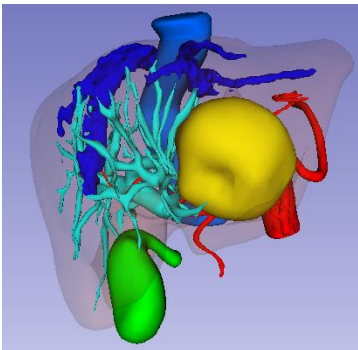
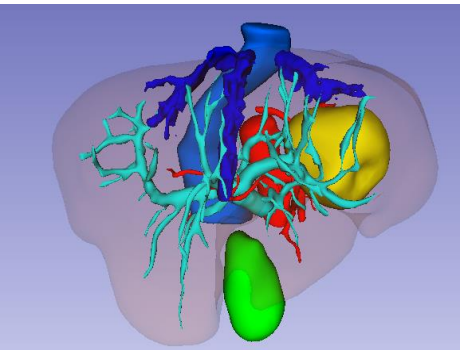
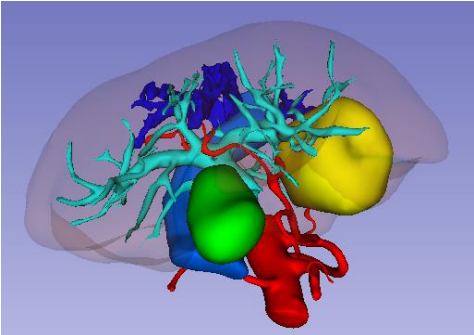
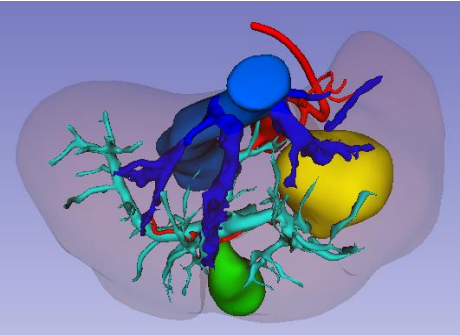
*1 Médiocre; 2 Limite; 3 Acceptable; 4 Bonne

**Annexe 1 Fiche de planification des hépatectomies (3/5) :
Résultats de reconstruction 3D**

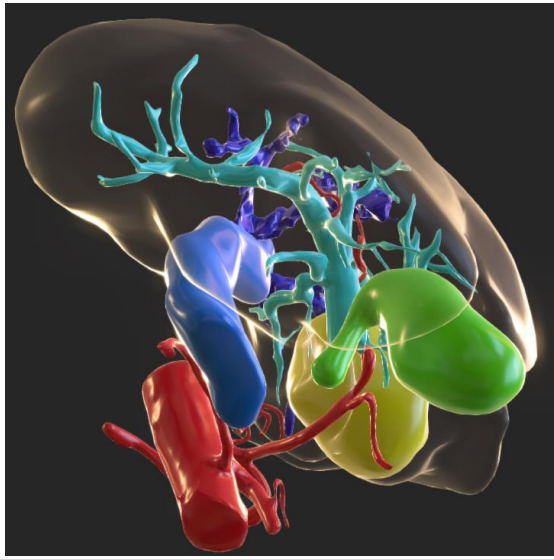
Annexe 1 Fiche de planification des Hépatectomies (5/5) :
Galerie d'Images

Annexe 2 : Galerie d'images

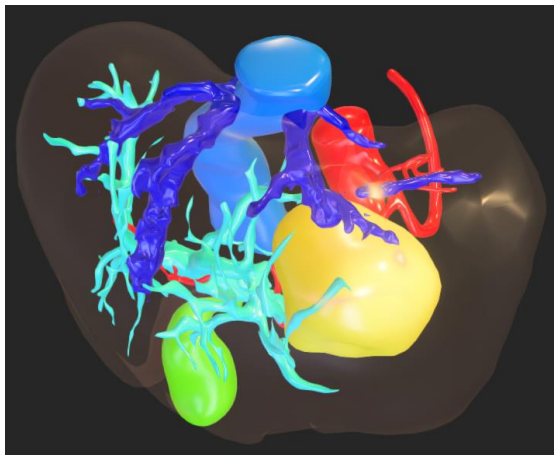
NB : Les modèles 3D interactifs sont consultables sur les liens indiqués



Discussion de lobectomie gauche vs hépatectomie gauche.



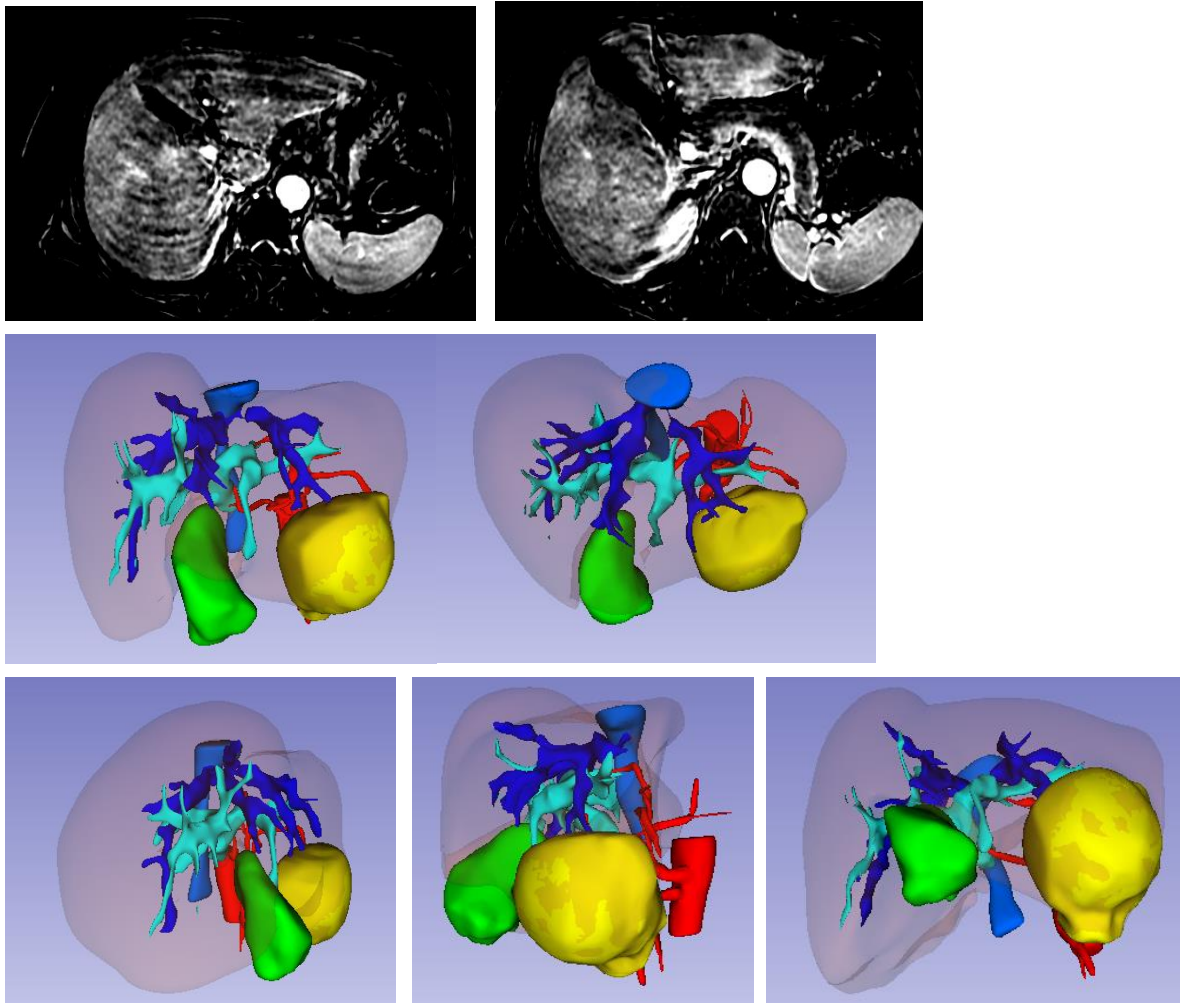
Hypertrophie du S1 dû à la cirrhose.



VHG accessoire, faux tronc commun
VHD VHM.

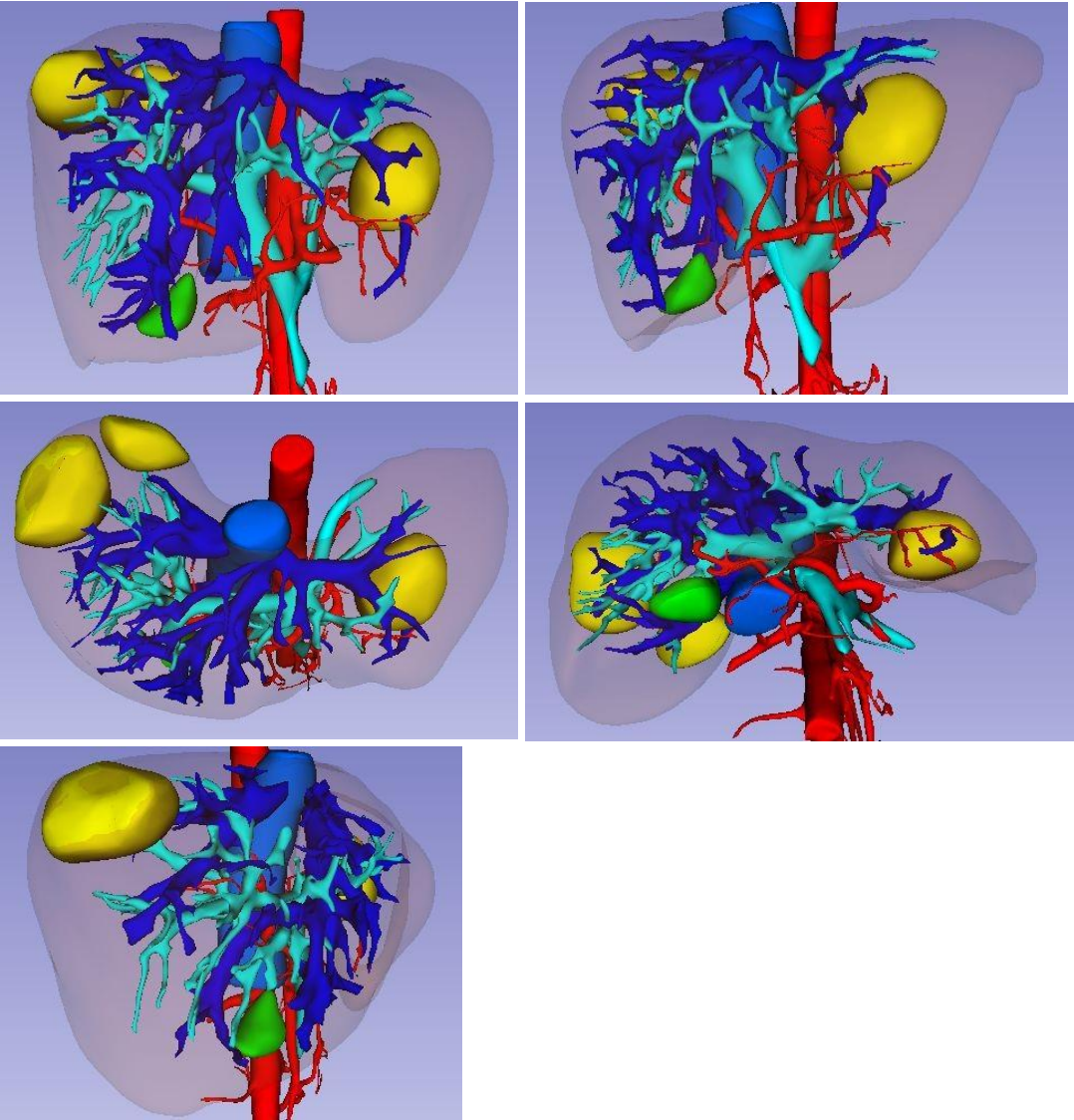
Remarques :

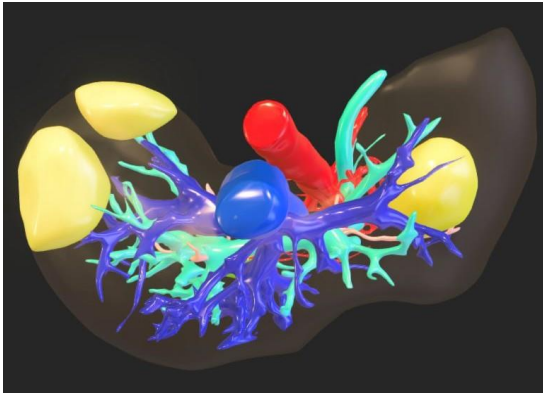
- Les veines sus-hépatiques présentent un faible contraste sur l'imagerie, la reconstruction à été réalisée à titre indicatif et ne représente pas avec précision l'anatomie réelle.



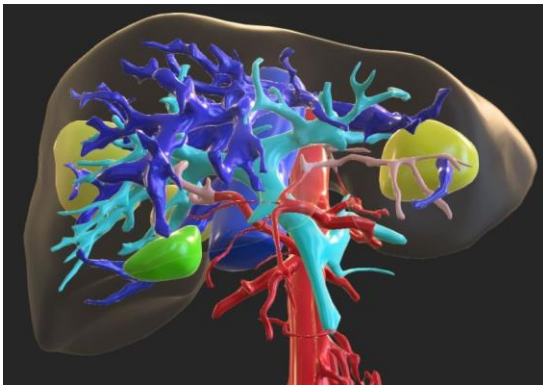
Remarques :

- L'ensemble des structures présentent une faible résolution sur l'imagerie, la reconstruction à été réalisée à titre indicatif et ne représente pas avec précision l'anatomie réelle.

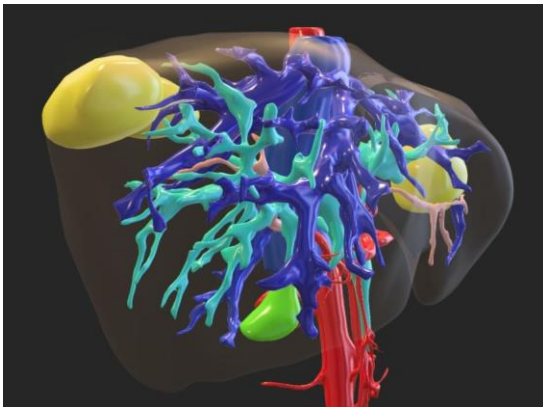




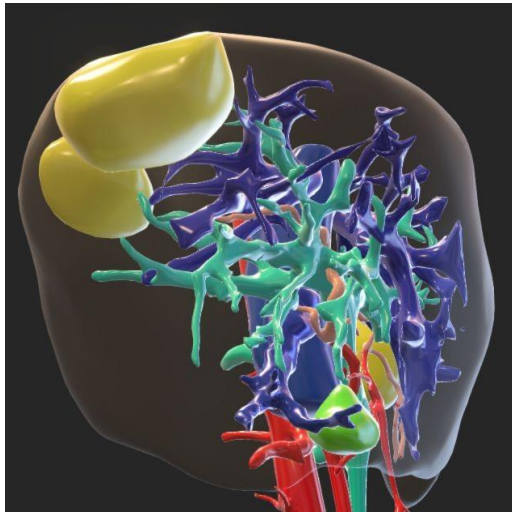
Discussion de lobectomie gauche ou épargne parenchymateuse.



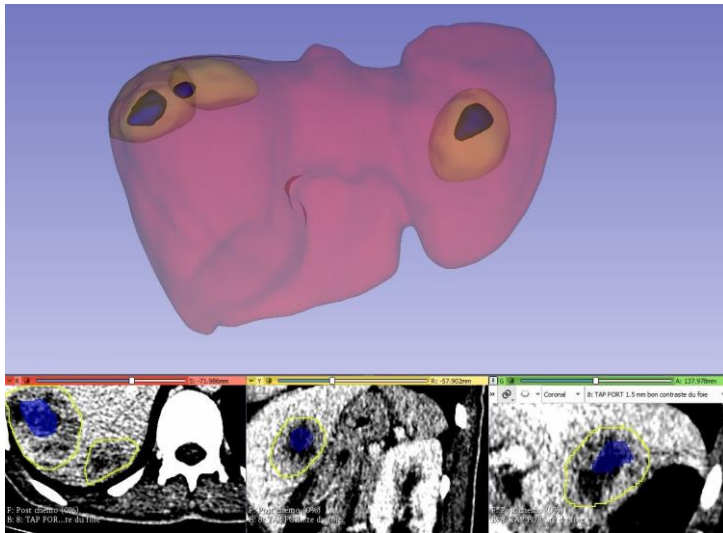
Conduite de la segmentectomie : anticipation de ligatures et des risques vasculaires S7.



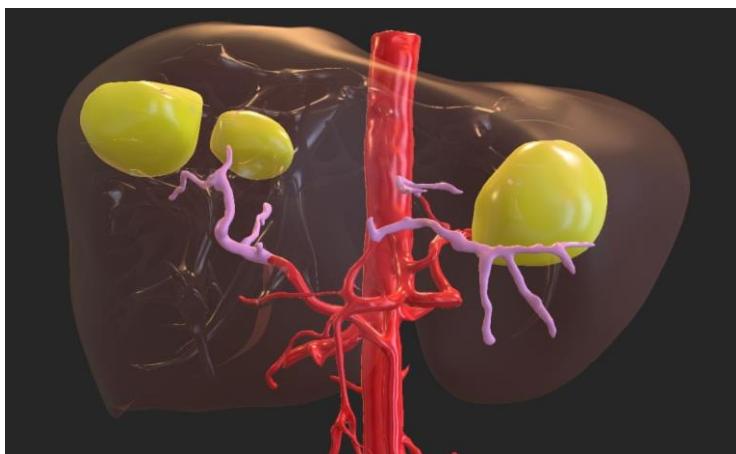
AHM, AHD, AHG.



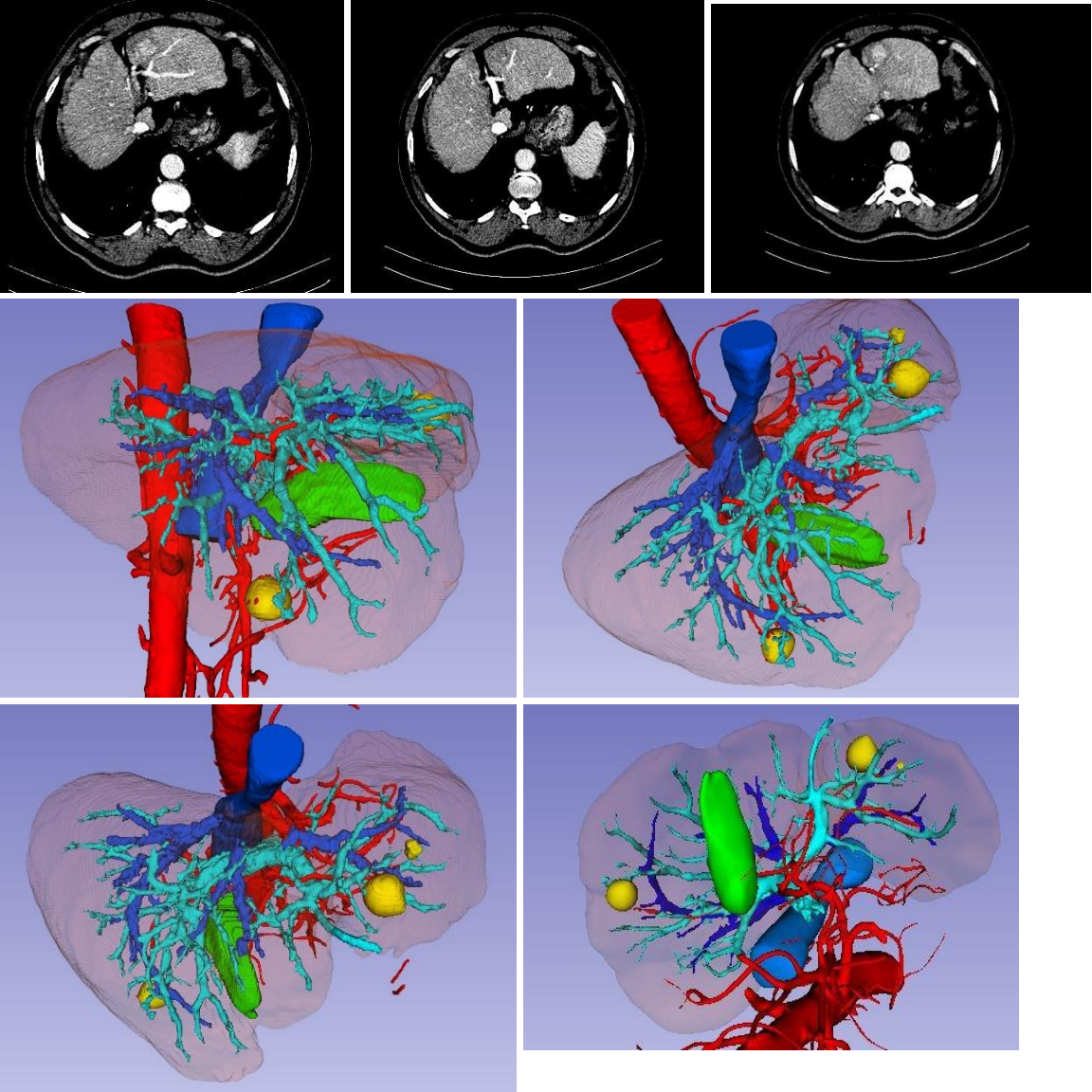
VHD inférieure.

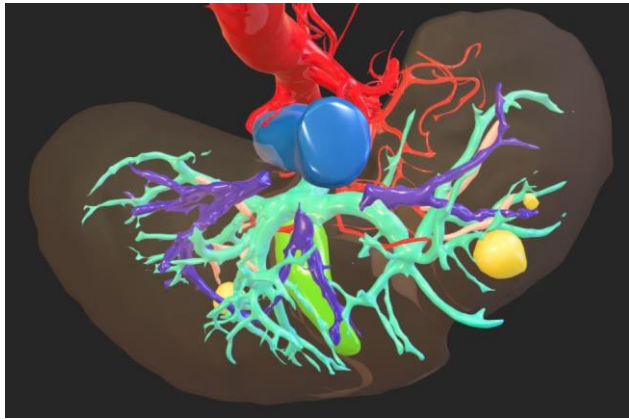


Taille des lésions pré et post chimiothérapie.

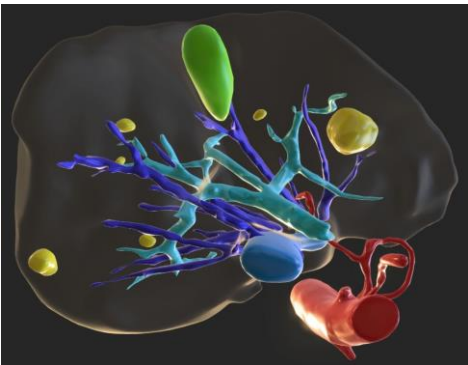
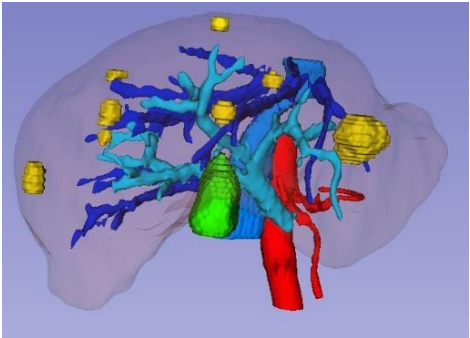
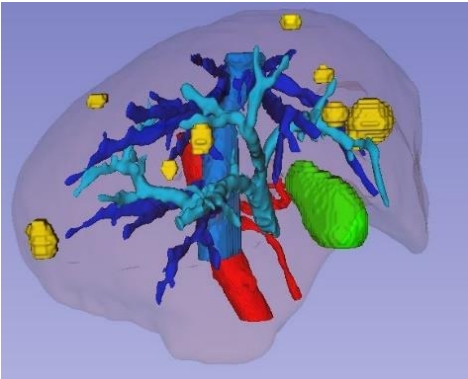
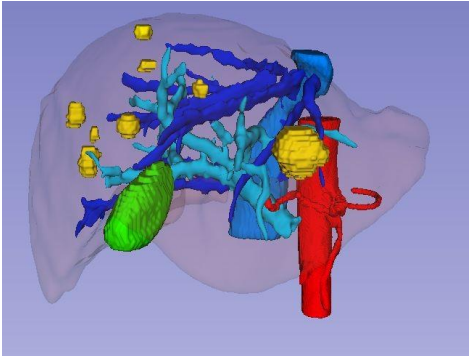
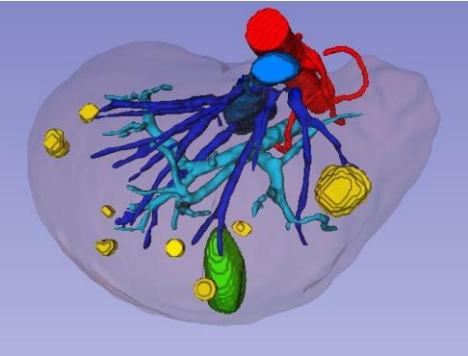
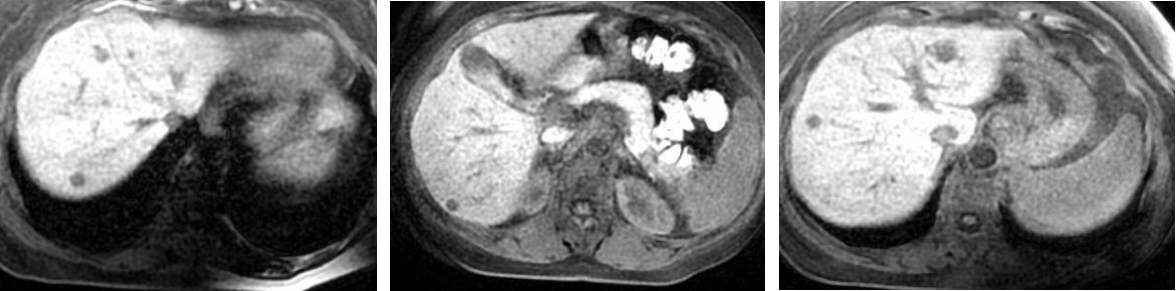


Trajet intra-hépatique des AH en surbrillance.

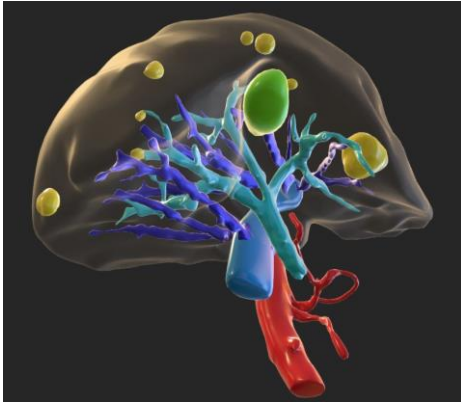




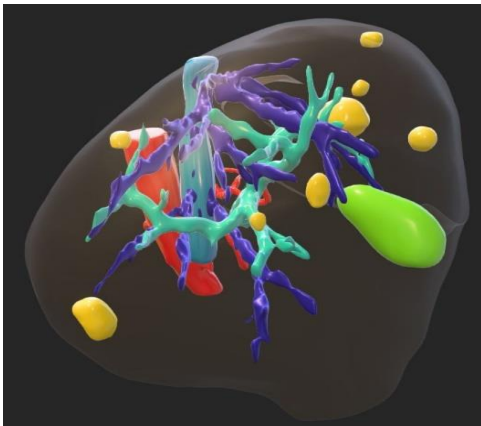
Ligament Rond et récessus de rex.



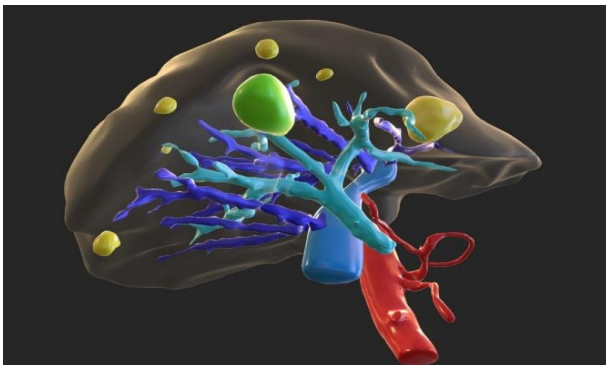
Espace de Couinaud hanging.



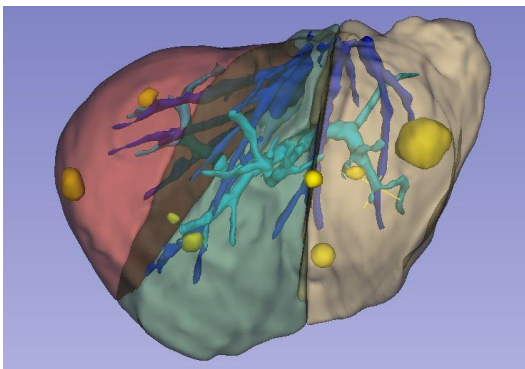
Glissement du segment antérieur droit sur le canal biliaire gauche.



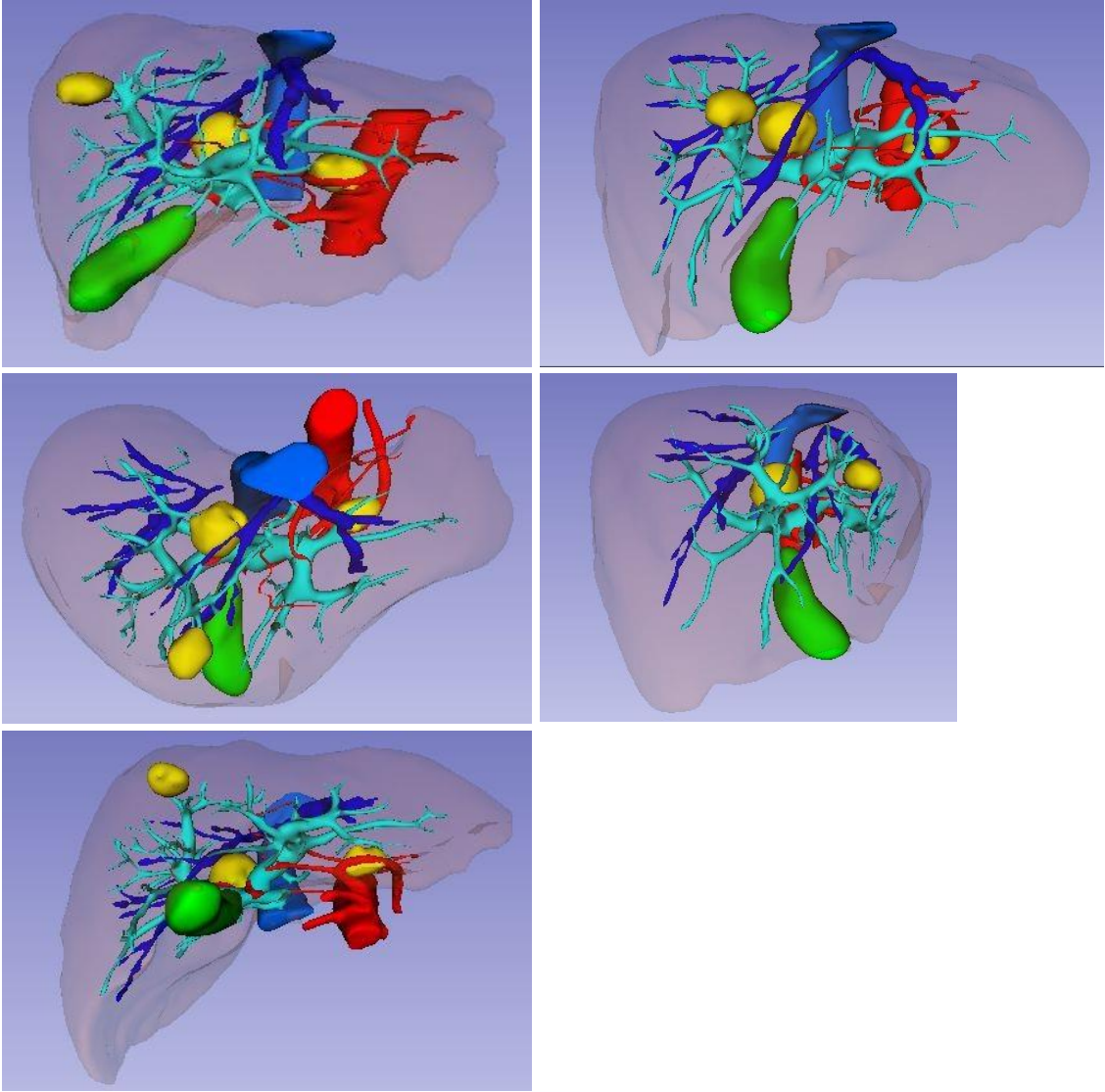
VHD inférieure double.

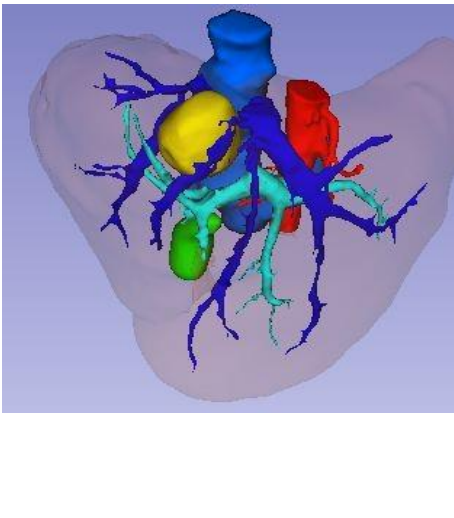
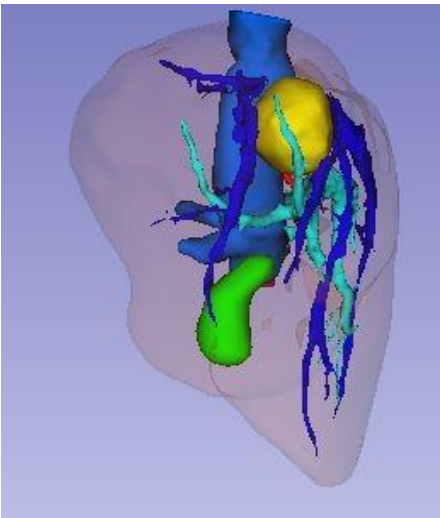
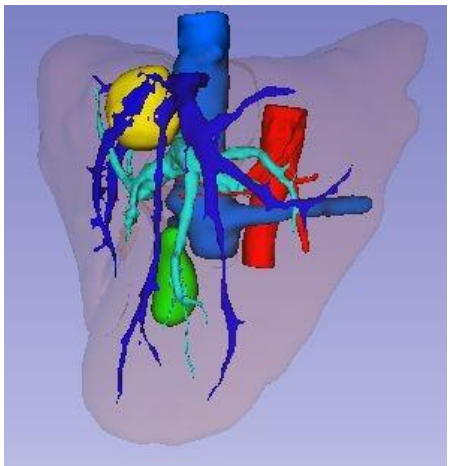
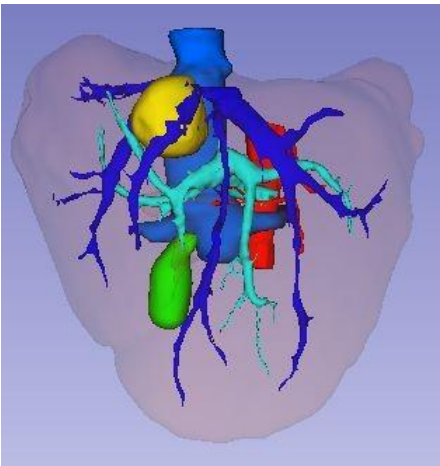
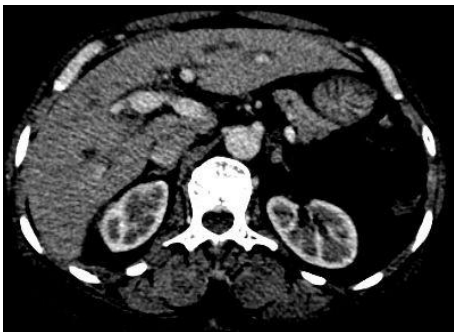
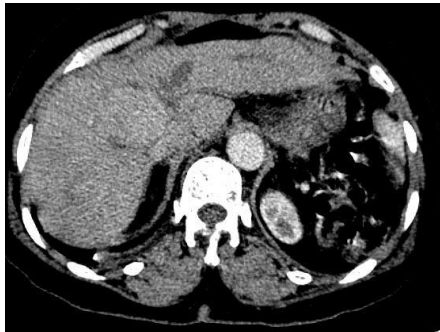


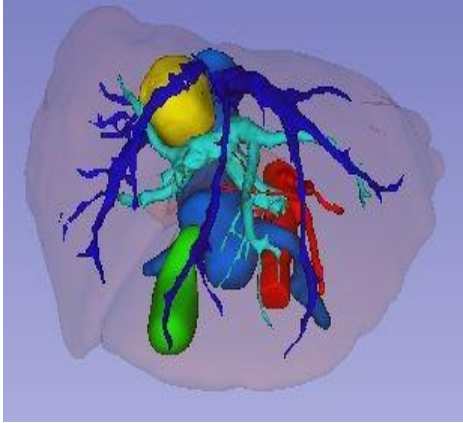
VHD inférieure.



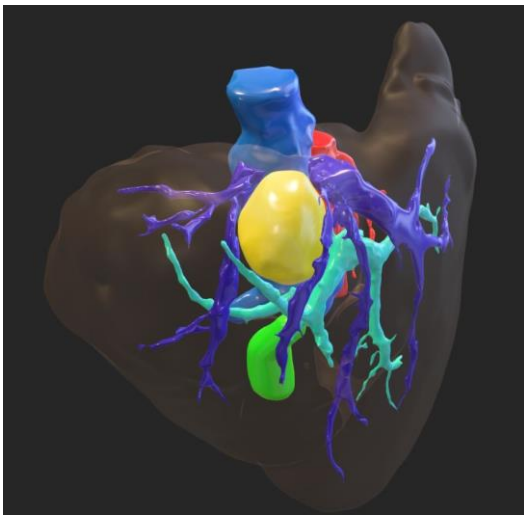
Simulation de résection.





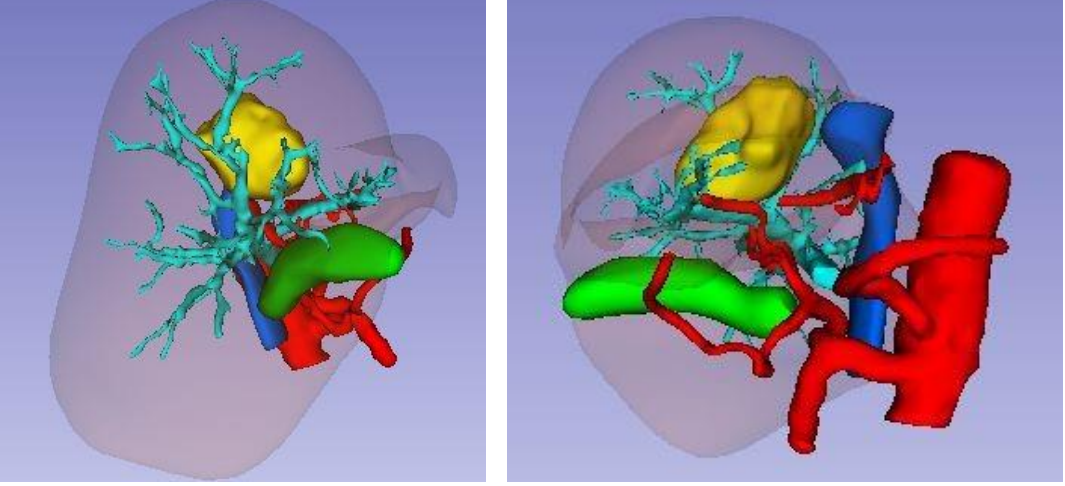
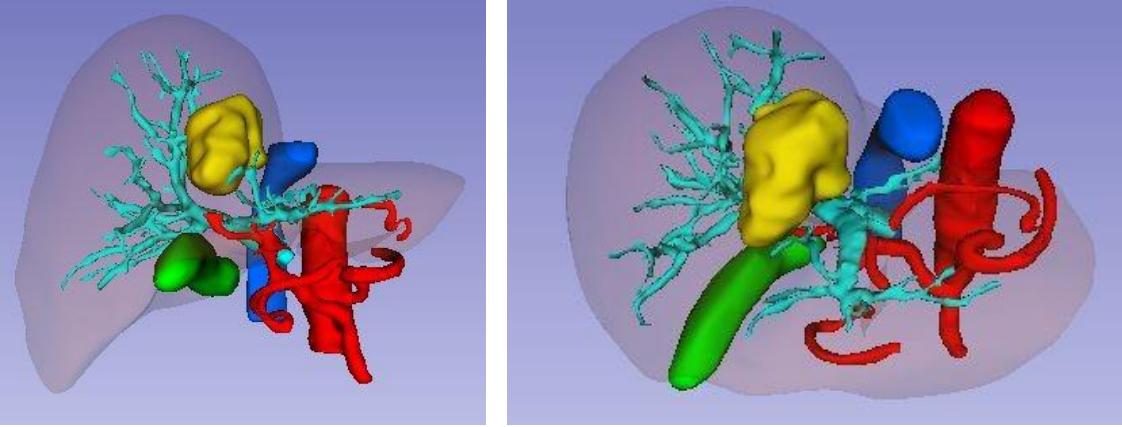


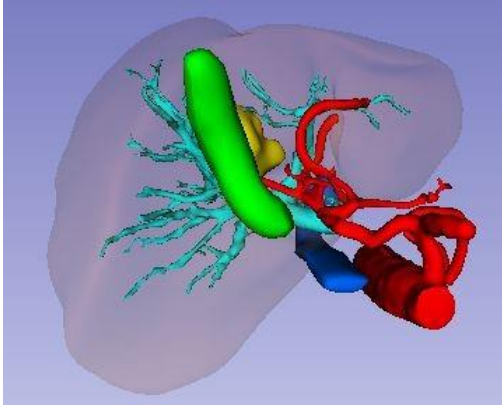
S8 contact avec VHM VHD VCI.



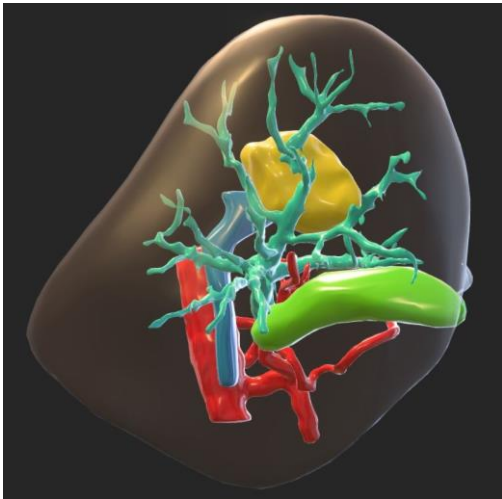
S8 marge hilare.



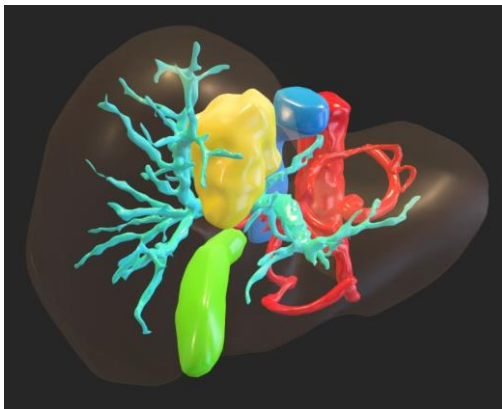




Glissement P6 P7 sur le segment antérieur droit.

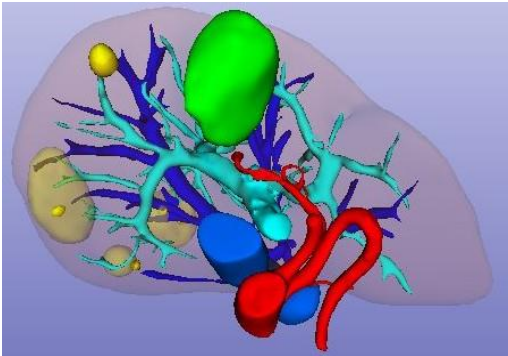
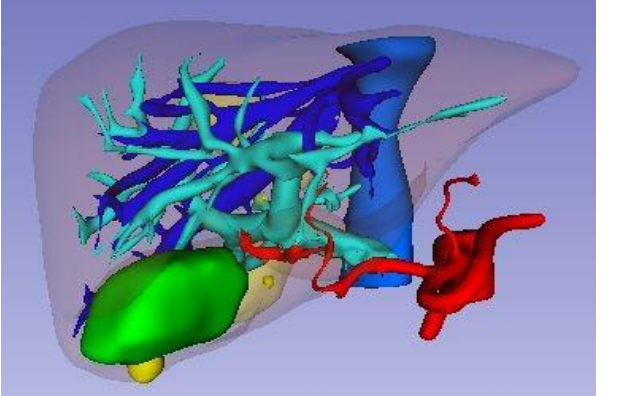
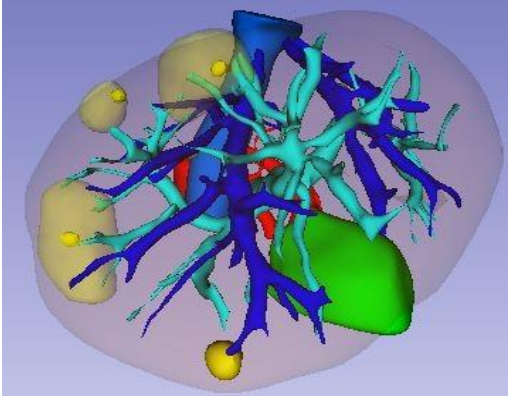
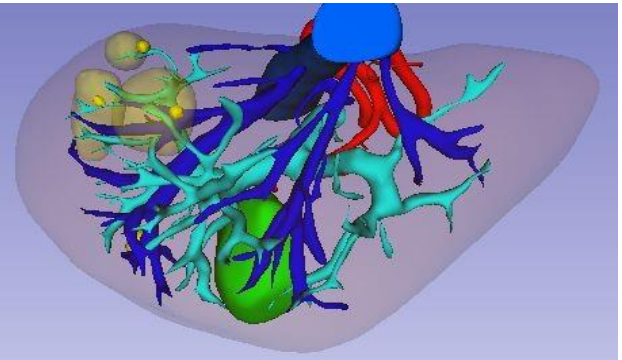
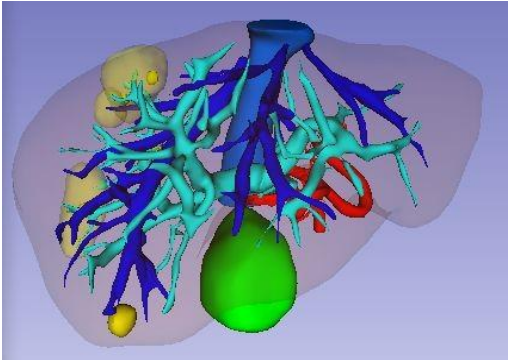
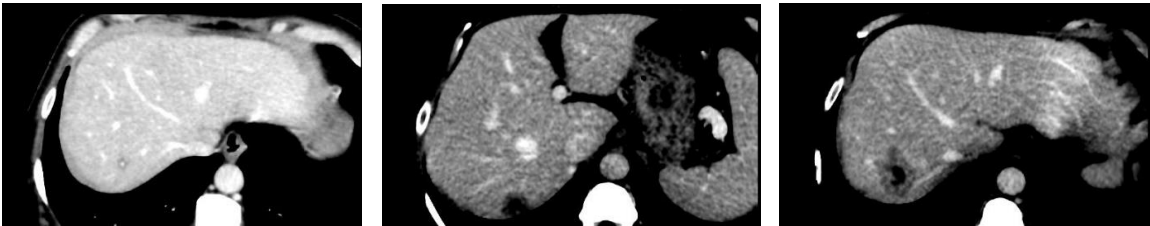


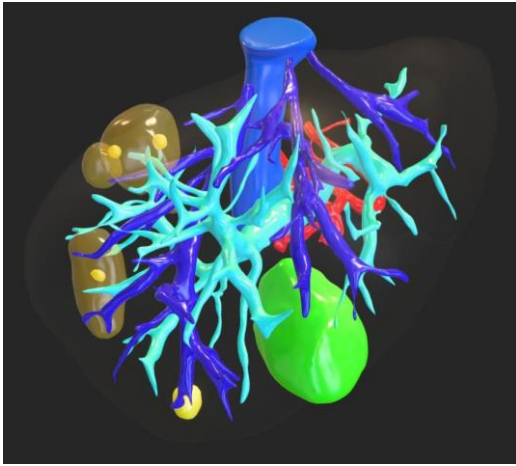
Localisation centrale à la jonction S8 S4a.



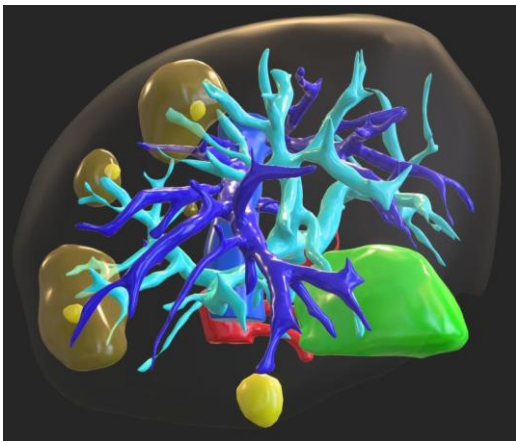
Remarques :

- Absence complète de rehaussement des veines sus-Hépatiques.

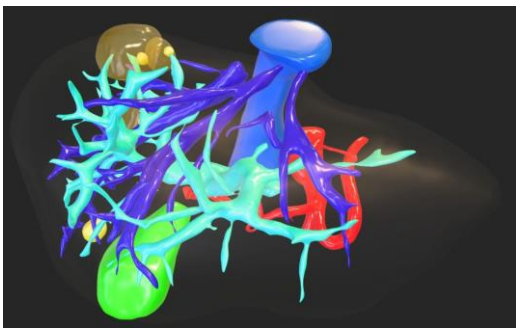




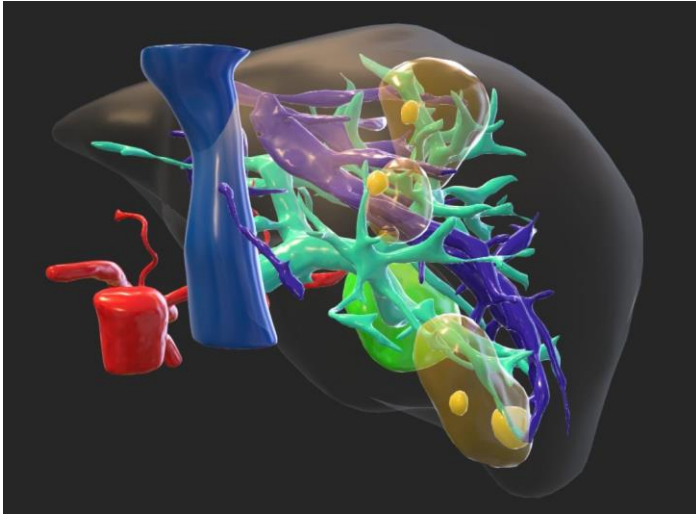
Réponse risque R1 site initial.



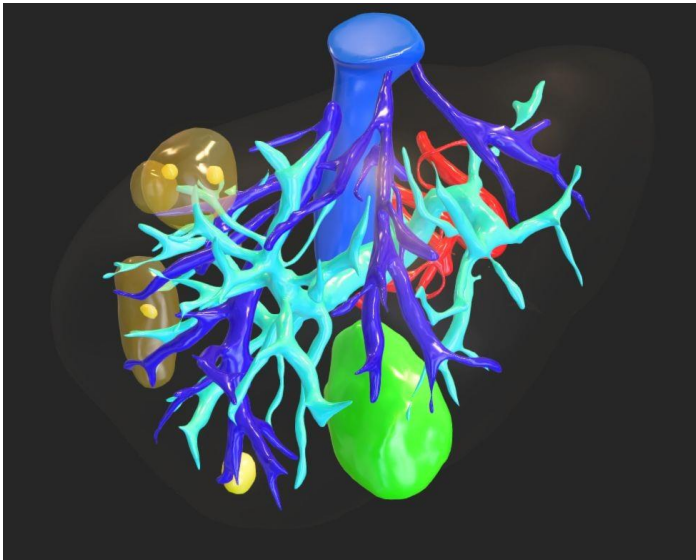
Réponse risque R2 site initial.



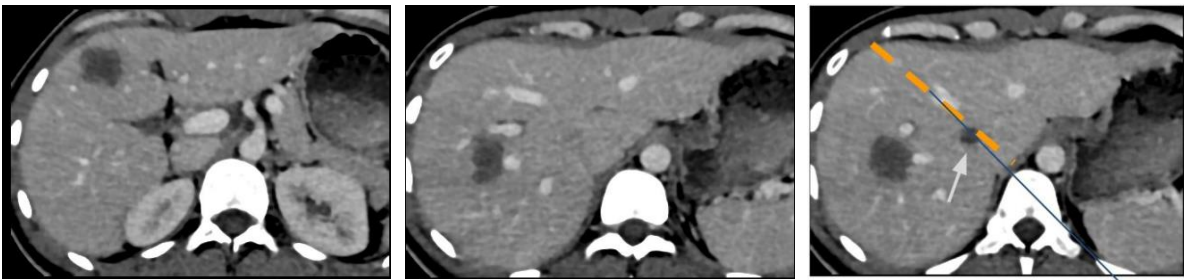
Veine hépatique et porte S1.



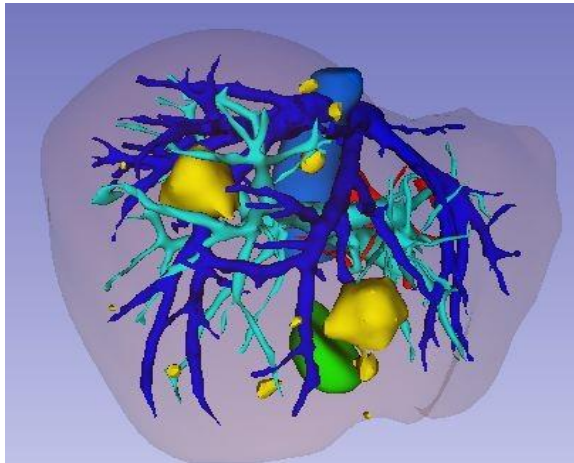
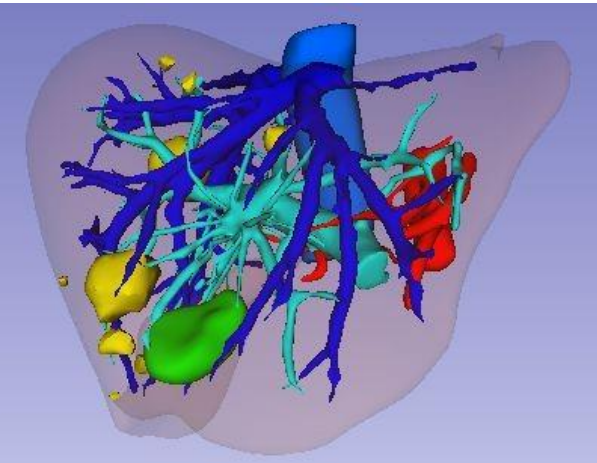
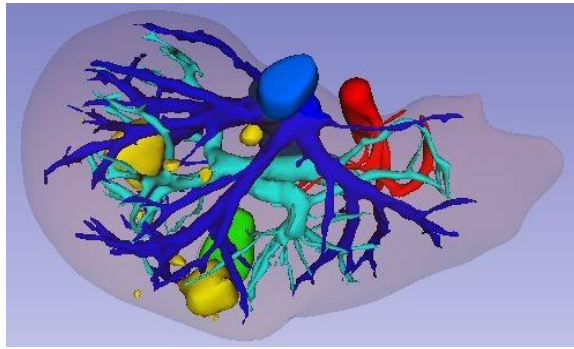
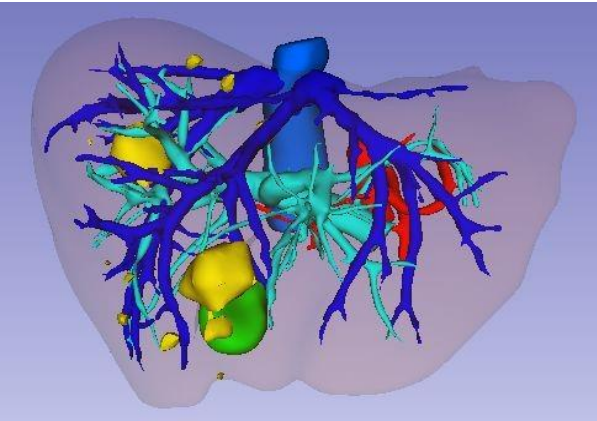
Veine hépatique inférieure.

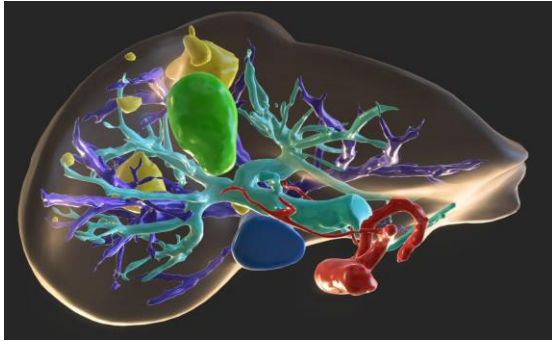


Veine hépatique S8.

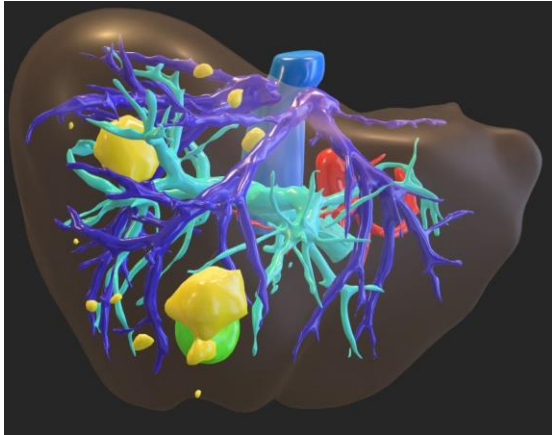


Lésion à risque de R1 parenchymateux

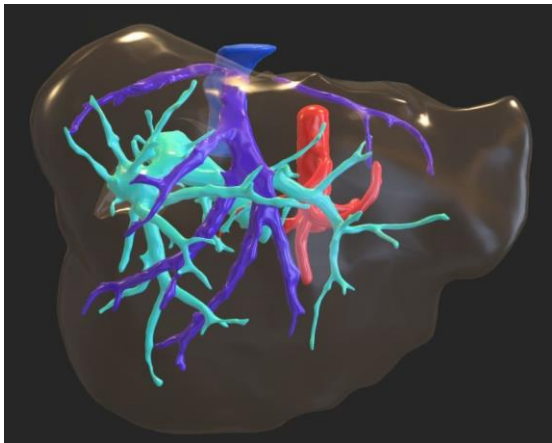




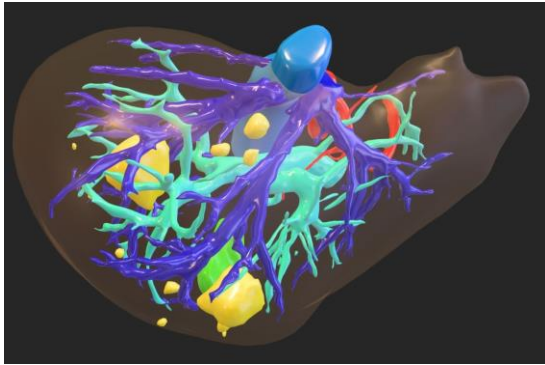
Artère hépatique droite risque R1 par rapport à la veine cave.



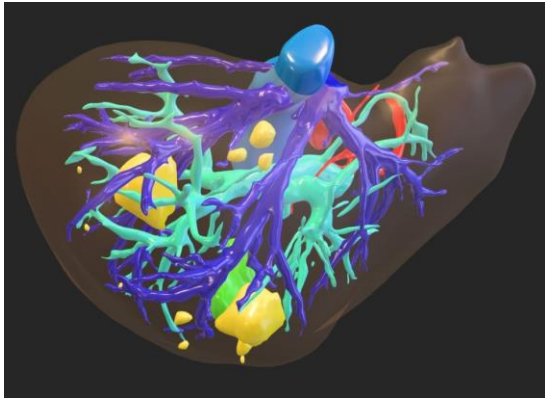
Discussion de l'élargissement d'une hépatectomie droite.



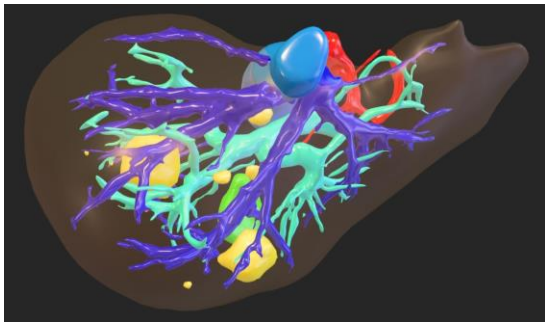
Reconstruction post-opératoire : hypertrophie du foie restant.



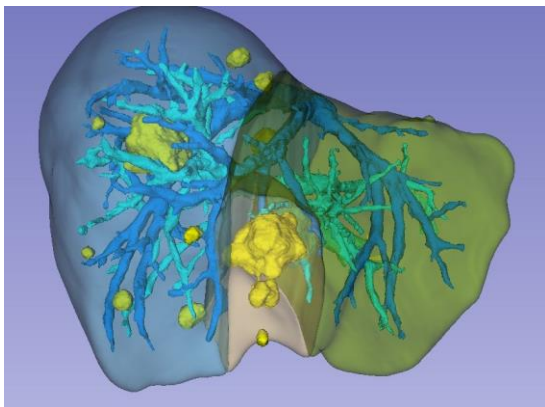
Limite S1 S8.



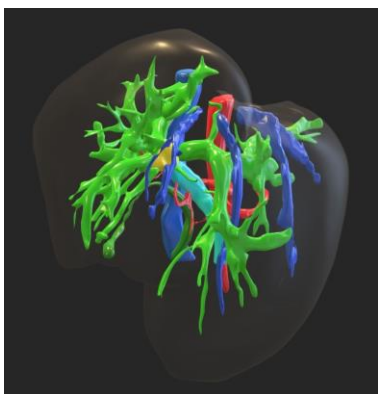
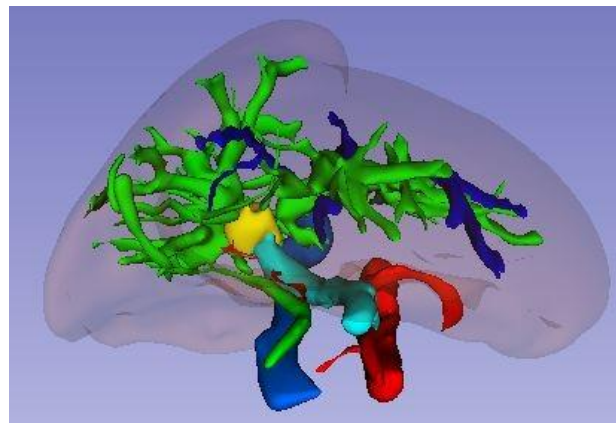
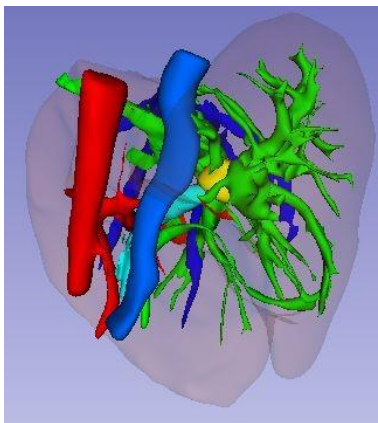
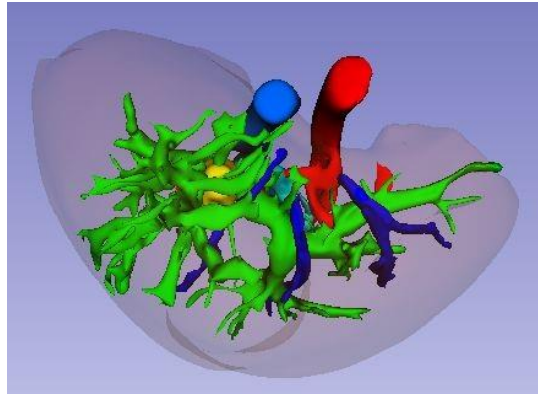
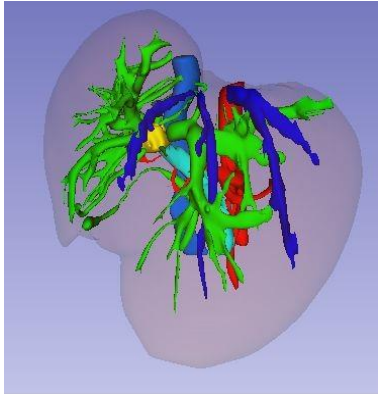
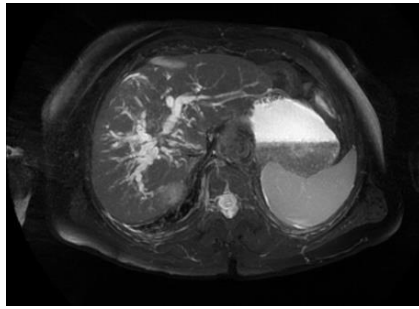
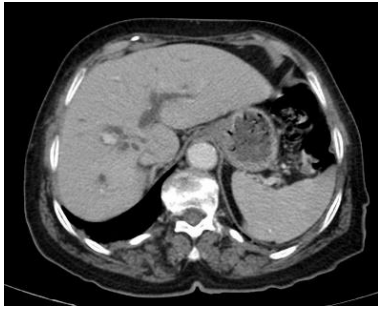
Risque R2 S8.



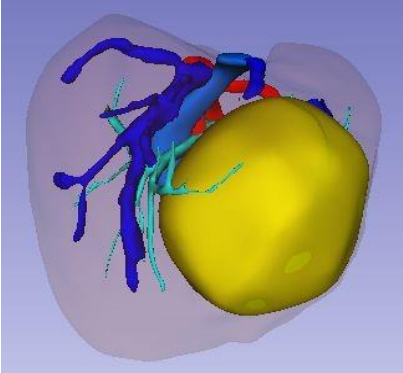
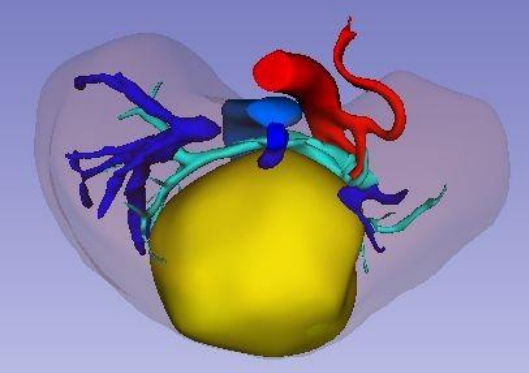
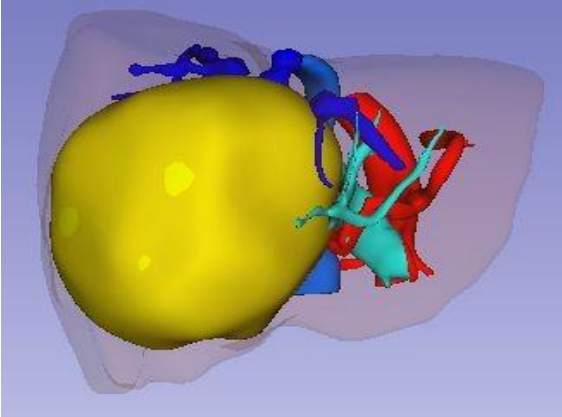
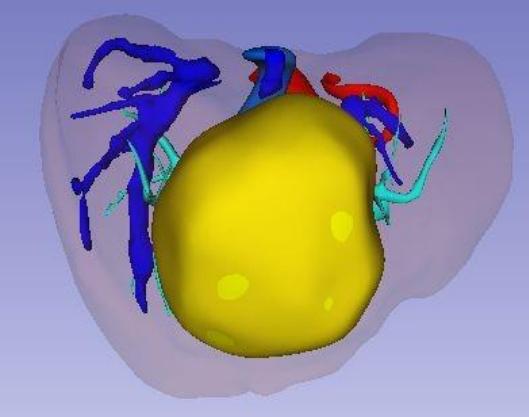
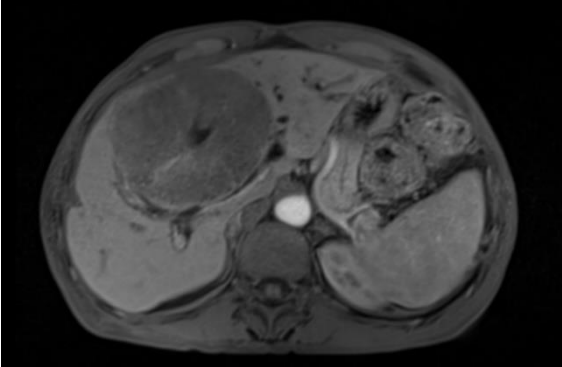
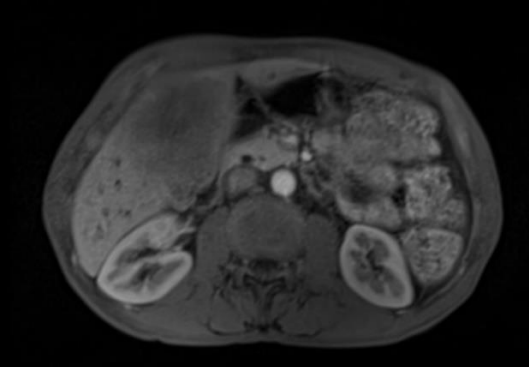
Veine hépatique segment 7.

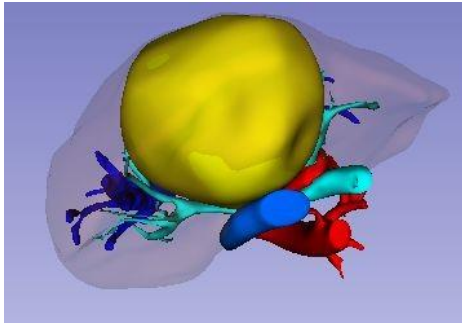


Simulation de résection.

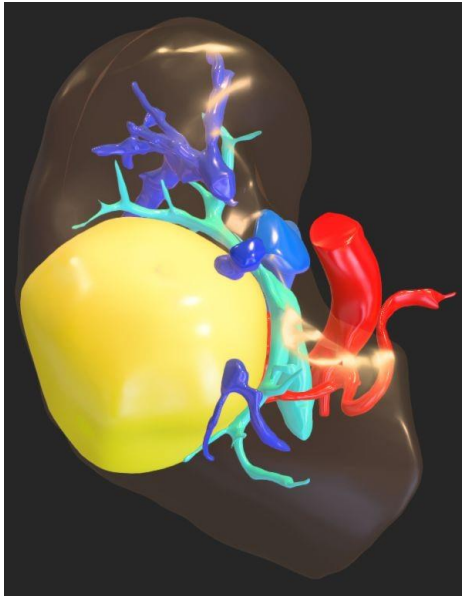


B3 droit marge canal biliaire
gauche.

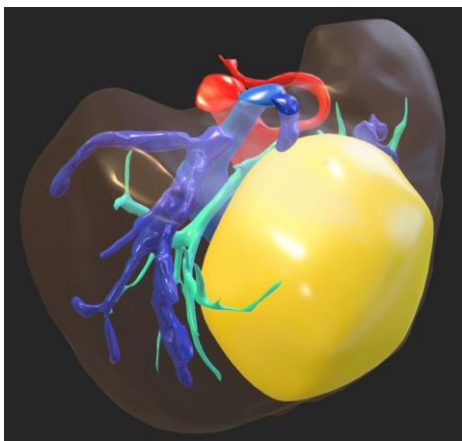


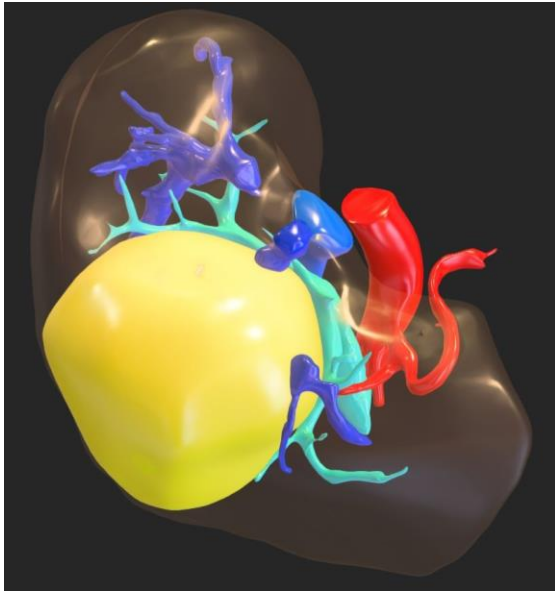


Hépatectomie centrale vs
hépatectomie gauche élargie au
S1 segment antérieur droit.

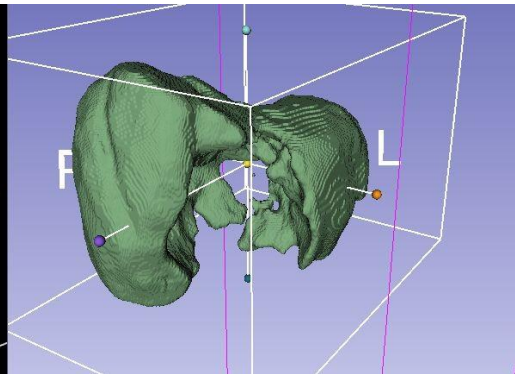
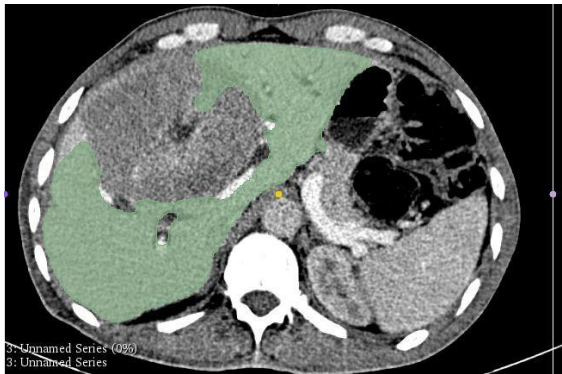


Lésion centrale marge droite
contact segment antérieur droit ou
veine hépatique droite.





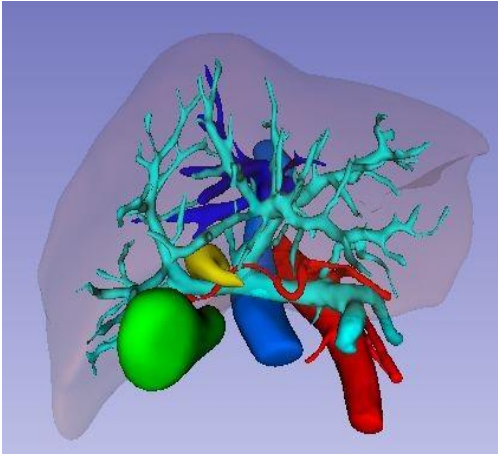
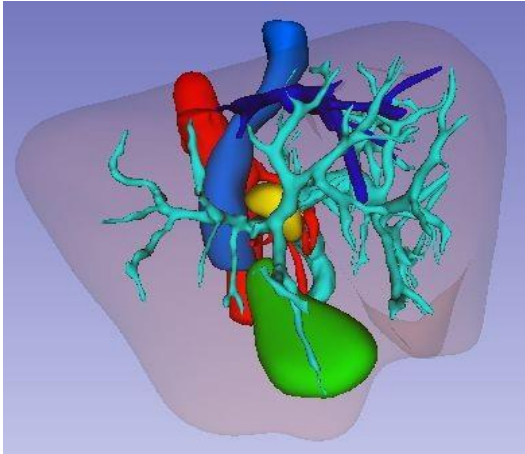
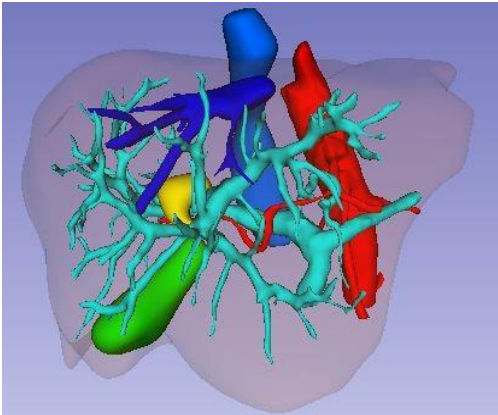
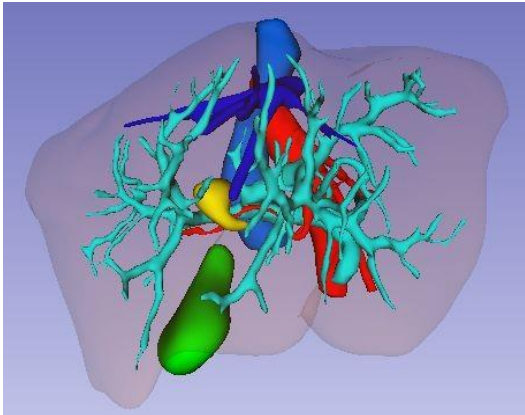
Lésion centrale marge gauche
contact canal biliaire gauche ou
HG.

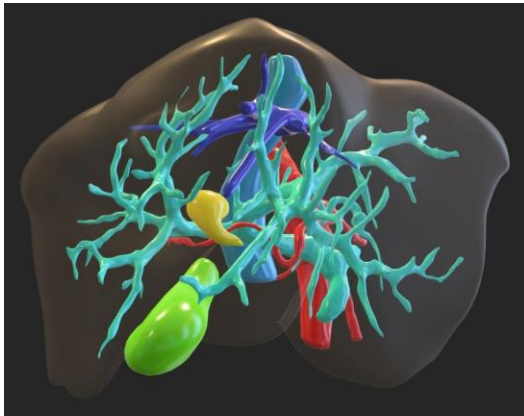
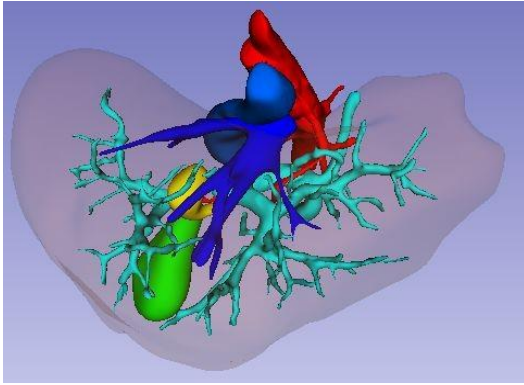


Difficulté de segmentation : Tumeur volumineuse, non incluse dans le parenchyme.

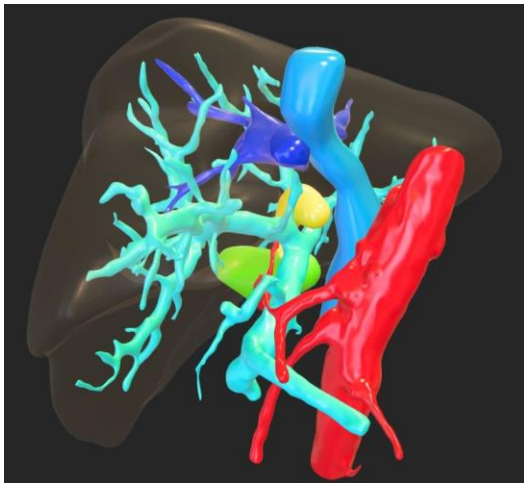
Remarques :

- L'ensemble des structures présentent un faible contraste sur l'imagerie, la reconstruction à été réalisée à titre indicatif et ne représente pas avec exactitude l'anatomie réelle.

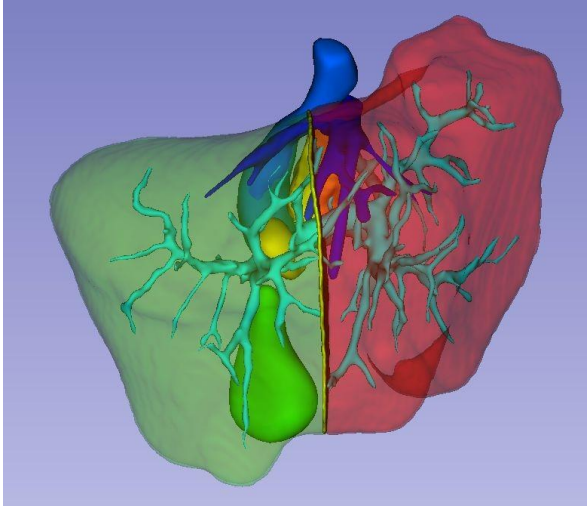




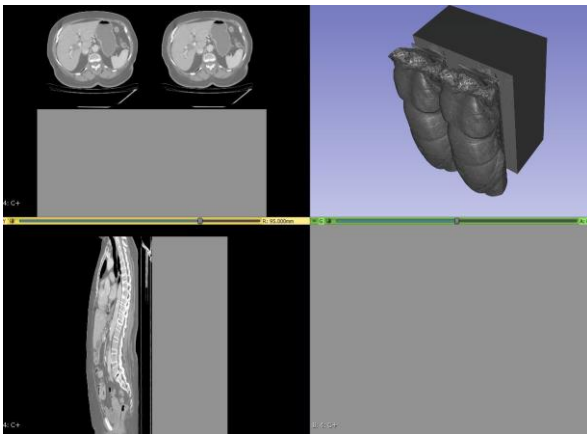
Branche portale droite et branche droite de l'artère hépatique pour hépatectomie droite.



VCS.



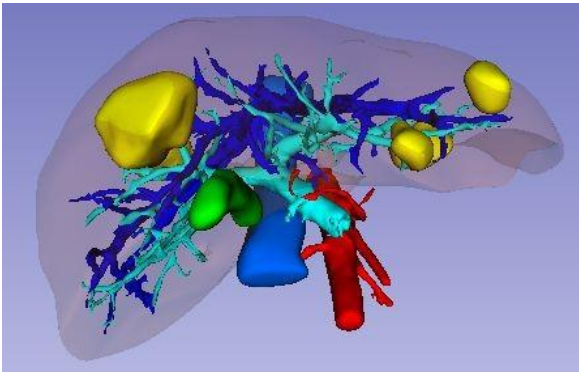
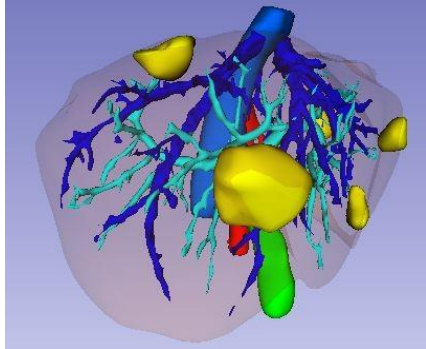
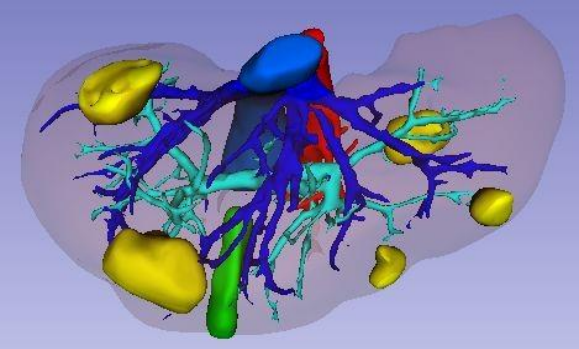
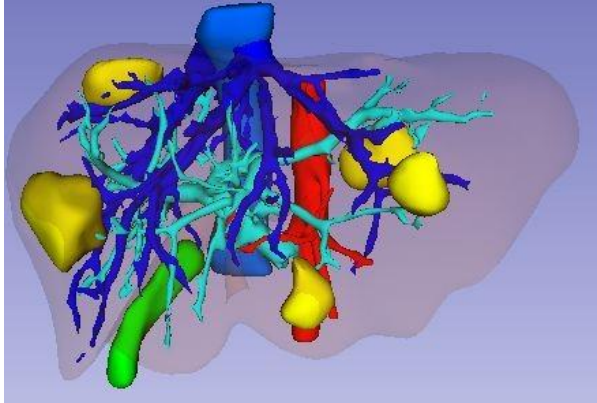
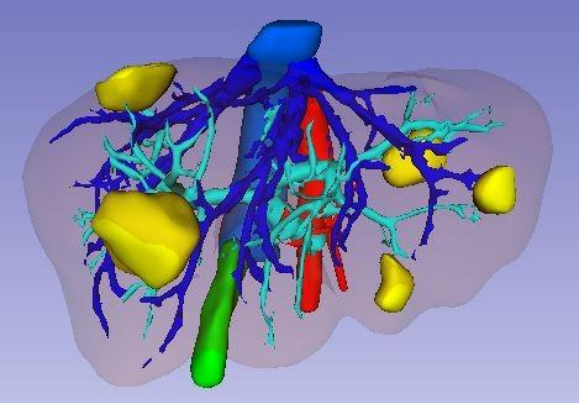
Simulation de résection.

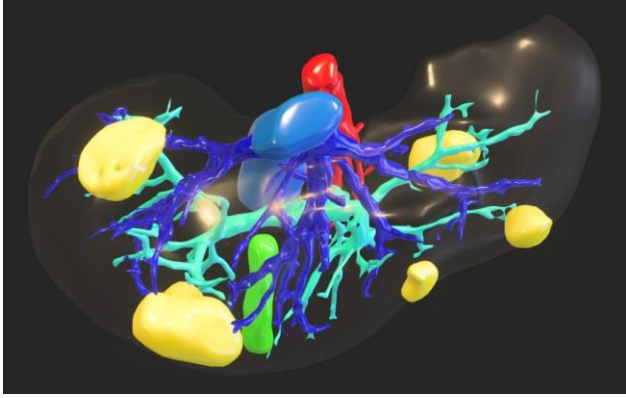


Problème lors de l'importation des données (corrompues).

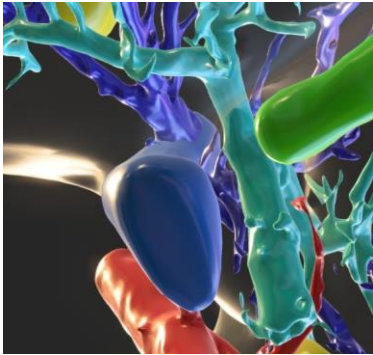
Remarques :

- La veine sus-hépatique présente un faible contraste sur l'imagerie, la reconstruction à été réalisée à titre indicatif et ne représente pas avec exactitude l'anatomie réelle.





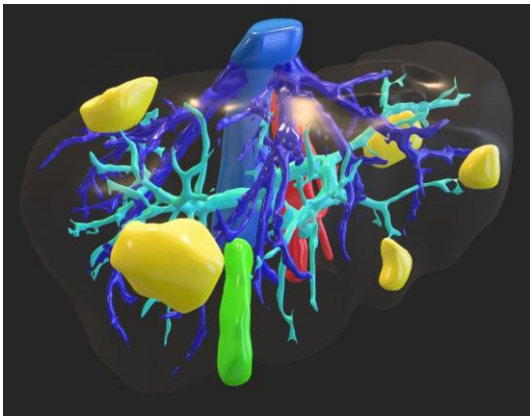
VH circonflexe.



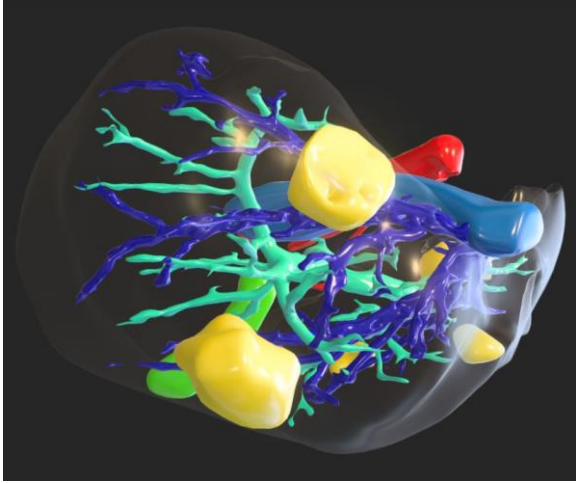
Hanging risque VH1.



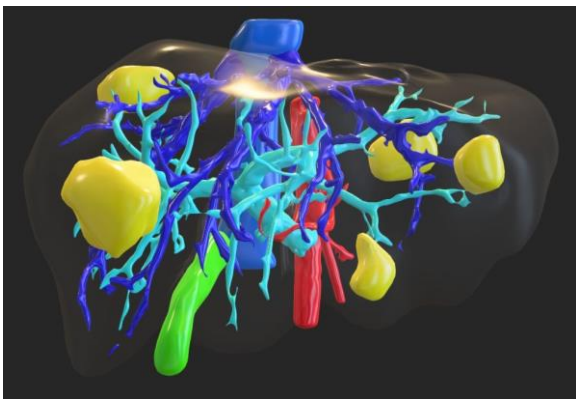
Hanging.



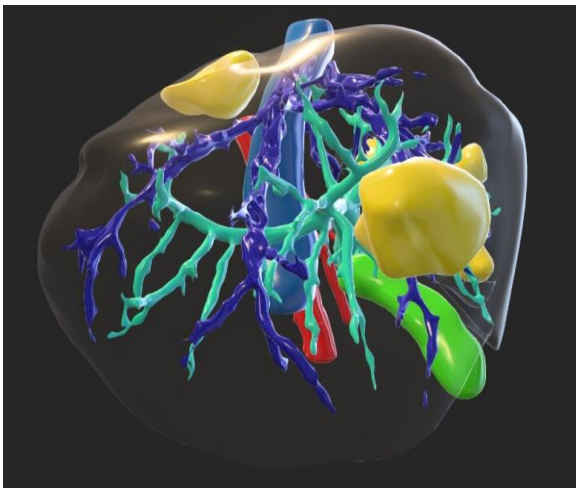
V4 V5 V8.



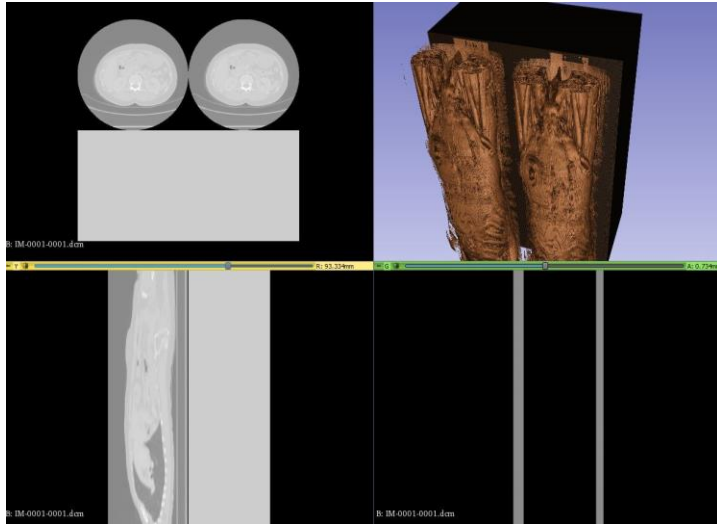
Jonction S5 S8.



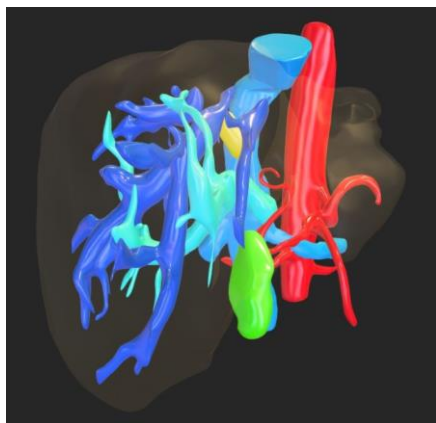
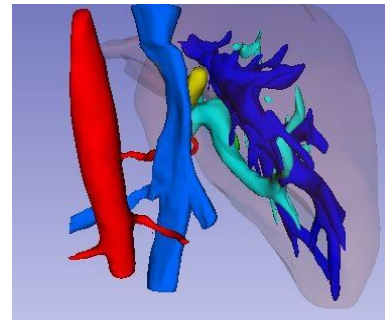
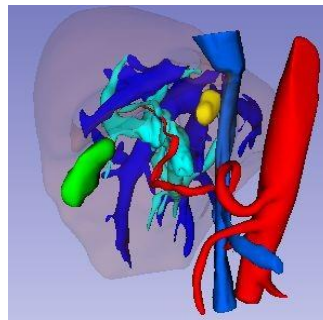
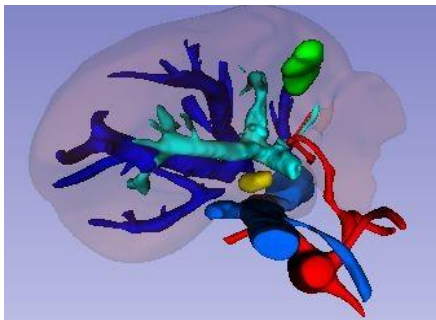
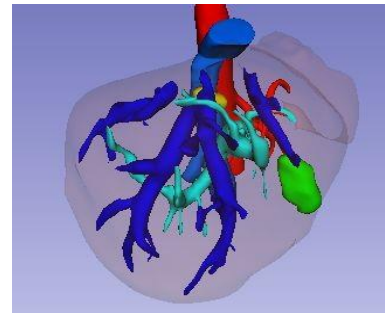
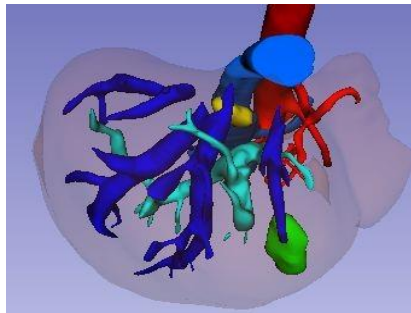
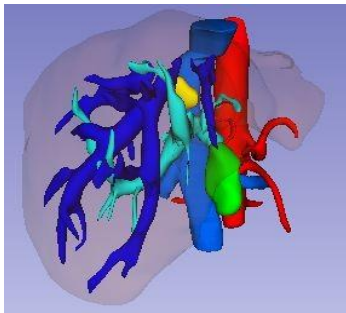
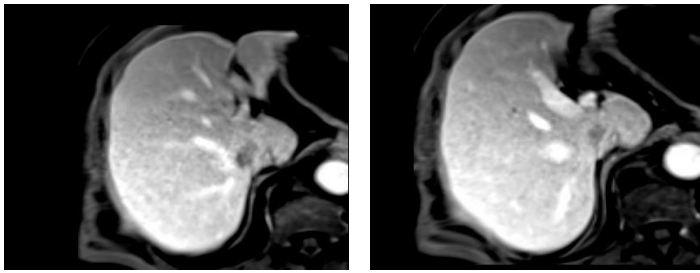
Lobectomie gauche vs
hépatectomie partielle avec lobe
gauche épargné.



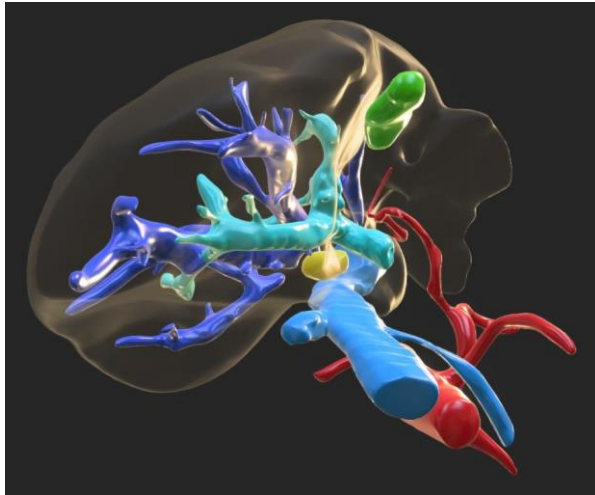
Sous S7.



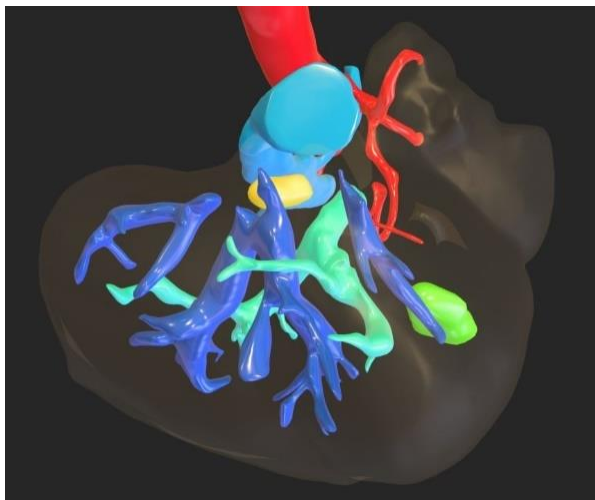
Problème technique lors de l'importation (idem cas 13).



Atrophie du foie gauche.



S1 contact VHD VC.



S1 HG tactique discussion
résection VHM.

Remarques :

- L'ensemble des structures présentent une faible résolution sur l'imagerie, la reconstruction à été réalisée à titre indicatif et ne représente pas avec exactitude l'anatomie réelle.

Annexe 3 : Analyse des reconstructions 3D

Cas	Tumeurs	Localisation tumeurs			AH			VHVC					VP				Particularités
		FD	FG	S1	AHM	AHG	AHD	Autre	VHD	VHM	VHG	Autre	BG	SAD	SPG	Autre	
1	CHC	Non	S2-S3		oui	non	non		TC	VHD-VHM	1 access				P1 (pic)		
2	1 CHC	Non	S2-S3		oui	oui?	non		TC	VHD-VHM							
3	3 MHCCR	S7	S2-S3		oui	oui	oui	1 access	VH8							Visualisation réponse à la chimio	
4	3 CHC	S5	S2-S3		oui	non	non										
5	8 MHCCR	S5-S6-S6	S4b-S2		oui	non	non	2 access					Glissement/CG			Volumétrie	
6	3 MHCCR	S8	S2	oui	oui	oui	oui	?	?								
7	1 CHC	S8		oui	oui	non	non		VH8						Fusion des plans		
8	1 MHCCR	S8		non	oui	oui	non							Glissement P6-P7/VP			
9	5 MHCCR	S6-S7		non	oui	non	non	1 access	VH8			VH1			P1		
10	12 MHCCR	S6-S7-S8	S4b	oui?	oui	non	oui	VH7			VH1					Volumétrie	
11	1 CCPH	S5-S6-S6-S8	S4	oui	oui	non	non	?								Cholangiogramme 3D	
12	1 MHSarcome	S5-S8	S4	non	oui	non	non										
13	Caroli-1 K1ucineux	S5-S6-S6-S8		non	oui	non	non	?	?				P8 multiples		P1 VGG	Volumétrie	
14	5 MHCCR	S5-S7-S8		non	oui	non	non			V circonfexe	VH1				P1		
15	1 CHC			oui	oui	non	non		VH8								

Cas	Hépatectomie	Potentiel pédagogique		
		LG vs HG (pic)		
1	NA			
2	Hépatectomie partielle à la jonction S2-S3	LG vs HP dans le LG		
3	Lobectomie gauche et hépatectomie partielle à la jonction S7-S8	S2-S3 options anatomiques	S7 stratégie	Possibilité S7-S8+VHD
4	Lobectomie gauche et hépatectomie partielle à la jonction S5-S6	Sous S5 stratégie	RF vs résection	Critères de Milan Récessus de Rex
5	Hépatectomie droite et hépatectomie partielle à la jonction S2-S3	2 temps vs 1 temps optimisé	RF vs résection	Rôle Hanging Espace de Couinaud
6	Segmentectomie 8 rentrant dans le S7 + hépatectomie partielle dans le 2	S8 profond stratégie	Résection tactique	Rôle Hanging
7	Segmentectomie 8	S8 profond stratégie	R1 vasculaire	Limite S8-S4a-S1 Secteur dorsal
8	Segmentectomie 8	S8 profond stratégie		
9	Bisegmentectomie 6-7 rentrant dans S8	SPD vs HD	Marge/Réponse	Site résiduel
10	Hépatectomie droite élargie au S4b	SAD+S4b vs HD+S4b	Marge profonde	Rôle Hanging Modifications foie restant
11	NA	HD+S1 vs LD+S1		
12	NA	S4+S5+S8 vs HG+SAD		
13	Hépatectomie droite	HD	Marge biliaire	
14	Lobectomie gauche et 2 hépatectomies partielles S7 et S5-S8	LG vs HP dans le LG	Sous S7 stratégie	Risque VH1 Hanging Branches VHM
15	Hépatectomie gauche élargie au S1 emportant la veine hépatique médiane "tactique" avec énucléation d'un nodule au contact du confluent cave-sus hépatique droit	S1 vs S1+HG tactique	R1 vasculaire	

Bibliographie

- [1] **Radtke A, Nadalin S, Sotiropoulos GC, et al.** Computer-Assisted Operative Planning in Adult Living Donor Liver Transplantation: A New Way to Resolve the Dilemma of the Middle Hepatic Vein. *World J Surg.* 2007;31(1):175-185. doi:10.1007/s00268-005-0718-1
- [2] **Balzan S, Belghiti J, Farges O, et al.** The “50-50 criteria” on postoperative day 5: an accurate predictor of liver failure and death after hepatectomy. *Ann Surg.* 2005;242(6):824-828, discussion 828-829. doi:10.1097/01.sla.0000189131.90876.9e
- [3] **Singal AK, Kamath PS.** Model for End-stage Liver Disease. *J Clin Exp Hepatol.* 2013;3(1):50-60. doi:10.1016/j.jceh.2012.11.002
- [4] **Gammill SL, Takahashi M, Kawanami M, Font R, Sparks R.** Hepatic angiography in the selection of patients with hepatomas for hepatic lobectomy. *Radiology.* 1971;101(3):549-554. doi:10.1148/101.3.549
- [5] **Adson MA.** Resection of Primary Hepatic Malignant Lesions. *Arch Surg.* 1974;108(4):599. doi:10.1001/archsurg.1974.01350280199033
- [6] **Igawa S, Sakai K, Kinoshita H, Hirohashi K.** Intraoperative sonography: clinical usefulness in liver surgery. *Radiology.* 1985;156(2):473-478. doi:10.1148/radiology.156.2.2989974
- [7] **Ney DR, Fishman EK, Niederhuber JE.** Three-dimensional display of hepatic venous anatomy generated from spiral computed tomography data: Preliminary results. *J Digit Imaging.* 1992;5(4):242-245. doi:10.1007/BF03167805
- [8] **van Leeuwen MS, Noordzij J, Hennipman A, Feldberg MAM.** Planning of liver surgery using three dimensional imaging techniques. *European Journal of Cancer.* 1995;31(7-8):1212-1215. doi:10.1016/0959-8049(95)00159-G
- [9] **Lamadé W, Glombitza G, Fischer L, et al.** The impact of 3-dimensional reconstructions on operation planning in liver surgery. *Arch Surg.* 2000;135(11):1256-1261. doi:10.1001/archsurg.135.11.1256

- [10] **Numminen K, Sipilä O, Mäkisalo H.** Preoperative hepatic 3D models: virtual liver resection using three-dimensional imaging technique. *Eur J Radiol.* 2005;56(2):179-184. doi:10.1016/j.ejrad.2005.03.021
- [11] **Mayer P, Grözinger M, Mokry T, et al.** Semi-automated computed tomography Volumetry can predict hemihepatectomy specimens' volumes in patients with hepatic malignancy. *BMC Med Imaging.* 2019;19(1):20. doi:10.1186/s12880-019-0309-5
- [12] **Fukutomi S, Nomura Y, Nakashima O, et al.** Evaluation of hepatocellular carcinoma spread via the portal system by 3-dimensional mapping. *HPB (Oxford).* 2017;19(12):1119-1125. doi:10.1016/j.hpb.2017.08.011
- [13] **Mise Y, Tani K, Aoki T, et al.** Virtual liver resection: computer-assisted operation planning using a three-dimensional liver representation. *J Hepatobiliary Pancreat Sci.* 2013;20(2):157-164. doi:10.1007/s00534-012-0574-y
- [14] **Soler L, Delingette H, Malandain G, et al.** An automatic virtual patient reconstruction from CT-scans for hepatic surgical planning. *Stud Health Technol Inform.* 2000;70:316-322.
- [15] **Petrowsky H, Breitenstein S, Slankamenac K, et al.** Effects of pentoxifylline on liver regeneration: a double-blinded, randomized, controlled trial in 101 patients undergoing major liver resection. *Ann Surg.* 2010;252(5):813-822. doi:10.1097/SLA.0b013e3181fcbc5e
- [16] **Gotra A, Sivakumaran L, Chartrand G, et al.** Liver segmentation: indications, techniques and future directions. *Insights Imaging.* 2017;8(4):377-392. doi:10.1007/s13244-017-0558-1
- [17] **Sauer IM, Queisner M, Tang P, et al.** Mixed Reality in Visceral Surgery: Development of a Suitable Workflow and Evaluation of Intraoperative Use-cases. *Ann Surg.* 2017;266(5):706-712. doi:10.1097/SLA.0000000000002448

- [18] **Witowski JS, Pędziwiatr M, Major P, Budzyński A.** Cost-effective, personalized, 3D-printed liver model for preoperative planning before laparoscopic liver hemihepatectomy for colorectal cancer metastases. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2017;12(12):2047-2054. doi:10.1007/s11548-017-1527-3
- [19] **Development** of a Patient-Specific 3D-Printed Liver Model for Preoperative Planning - Marta J. Madurska, Matthieu Poyade, David Eason, Paul Rea, Angus J. M. Watson, 2017. Accessed July 21, 2019. <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1553350616689414>
- [20] **Zhang G, Zhou X-J, Zhu C-Z, Dong Q, Su L.** Usefulness of three-dimensional(3D) simulation software in hepatectomy for pediatric hepatoblastoma. *Surg Oncol.* 2016;25(3):236-243. doi:10.1016/j.suronc.2016.05.023
- [21] Three-dimensional morphometric analysis for hepatectomy of centrally located hepatocellular carcinoma: A pilot study. Accessed July 21, 2019. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4402308/>
- [22] **Pianka F, Baumhauer M, Stein D, et al.** Liver tissue sparing resection using a novel planning tool. *Langenbecks Arch Surg.* 2011;396(2):201-208. doi:10.1007/s00423-010-0734-y
- [23] **DuBray BJ, Levy RV, Balachandran P, et al.** Novel three-dimensional imaging technique improves the accuracy of hepatic volumetric assessment. *HPB (Oxford).* 2011;13(9):670-674. doi:10.1111/j.1477-2574.2011.00350.x
- [24] Utility of augmented reality system in hepatobiliary surgery - Okamoto - 2013 - Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences - Wiley Online Library. Accessed July 21, 2019. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1007/s00534-012-0504-z#support-information-section>
- [25] **Zhu X-Y, Fang C-H, Bao S-S, Quan X-Y, Jiao P-F, Zhong S-Z.** [Study on the three dimensional hepatic virtual operation based on the data of 64-slice helical CT scanning]. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi.* 2008;46(1):27-29.

- [26] **Cai W, Fan Y, Hu H, Xiang N, Fang C, Jia F.** Postoperative liver volume was accurately predicted by a medical image three dimensional visualization system in hepatectomy for liver cancer. *Surg Oncol.* 2017;26(2):188-194. doi:10.1016/j.suronc.2017.03.006
- [27] Open source software in a practical approach for post processing of radiologic images. - PubMed - NCBI. Accessed July 21, 2019. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25024063>
- [28] **Fang C, Tao H, Yang J, et al.** Impact of Three-Dimensional Reconstruction Technique in the Operation Planning of Centrally Located Hepatocellular Carcinoma. *Journal of the American College of Surgeons.* 2015;220(1):28-37. doi:10.1016/j.jamcollsurg.2014.09.023
- [29] **Li P, Wang M, Yang Y, et al.** Preoperative three-dimensional versus two-dimensional evaluation in assessment of patients undergoing major liver resection for hepatocellular carcinoma: a propensity score matching study. *Ann Transl Med.* 2020;8(5):182-182. doi:10.21037/atm.2020.01.106
- [30] **Paschold M, Huettl F, Kneist W, et al.** Local, semi-automatic, three-dimensional liver reconstruction or external provider? An analysis of performance and time expense. *Langenbecks Arch Surg.* Published online March 25, 2020. doi:10.1007/s00423-020-01862-7
- [31] **Yeo CT, MacDonald A, Ungi T, et al.** Utility of 3D Reconstruction of 2D Liver Computed Tomography/Magnetic Resonance Images as a Surgical Planning Tool for Residents in Liver Resection Surgery. *Journal of Surgical Education.* 2018;75(3):792-797. doi:10.1016/j.jsurg.2017.07.031
- [32] **McCulloch P, Cook JA, Altman DG, Heneghan C, Diener MK,** On behalf of the IDEAL group. IDEAL framework for surgical innovation 1: the idea and development stages. *BMJ.* 2013;346(jun18 3):f3012-f3012. doi:10.1136/bmj.f3012

- [33] **Wald C, Russo MW, Heimbach JK, Hussain HK, Pomfret EA, Bruix J.** New OPTN/UNOS Policy for Liver Transplant Allocation: Standardization of Liver Imaging, Diagnosis, Classification, and Reporting of Hepatocellular Carcinoma. *Radiology*. 2013;266(2):376-382. doi:10.1148/radiol.12121698
- [34] **Fukumitsu N, Nitta K, Terunuma T, et al.** Registration error of the liver CT using deformable image registration of MIM Maestro and Velocity AI. *BMC Med Imaging*. 2017;17(1):30. doi:10.1186/s12880-017-0202-z
- [35] **Ahn SJ, Kim JH, Lee SM, Park SJ, Han JK.** CT reconstruction algorithms affect histogram and texture analysis: evidence for liver parenchyma, focal solid liver lesions, and renal cysts. *Eur Radiol*. 2019;29(8):4008-4015. doi:10.1007/s00330-018-5829-9
- [36] **Radtke A, Sotiropoulos GC, Molmenti EP, et al.** Computer-assisted surgery planning for complex liver resections: when is it helpful? A single-center experience over an 8-year period. *Ann Surg*. 2010;252(5):876-883. doi:10.1097/SLA.0b013e3181fdd012
- [37] **Schwartz DL, Heiser J.** Spatial Representations and Imagery in Learning. In: Sawyer RK, ed. *The Cambridge Handbook of the Learning Sciences*. 1st ed. Cambridge University Press; 2005:283-298. doi:10.1017/CBO9780511816833.018
- [38] **Grunwald T, Corsbie-Massay C.** Guidelines for cognitively efficient multimedia learning tools: educational strategies, cognitive load, and interface design. *Acad Med*. 2006;81(3):213-223. doi:10.1097/00001888-200603000-00003
- [39] **Yamanaka J, Saito S, Fujimoto J.** Impact of Preoperative Planning Using Virtual Segmental Volumetry on Liver Resection for Hepatocellular Carcinoma. *World J Surg*. 2007;31(6):1251-1257. doi:10.1007/s00268-007-9020-8
- [40] **Lang H, Radtke A, Hindennach M, et al.** Impact of virtual tumor resection and computer-assisted risk analysis on operation planning and intraoperative strategy in major hepatic resection. *Arch Surg*. 2005;140(7):629-638; discussion 638. doi:10.1001/archsurg.140.7.629

- [41] **Nickel F, Hendrie JD, Bruckner T, et al.** Successful learning of surgical liver anatomy in a computer-based teaching module. *Int J CARS*. 2016;11(12):2295-2301. doi:10.1007/s11548-016-1354-y
- [42] **Keedy AW, Durack JC, Sandhu P, Chen EM, O’Sullivan PS, Breiman RS.** Comparison of traditional methods with 3D computer models in the instruction of hepatobiliary anatomy. *Anat Sci Ed*. 2011;4(2):84-91. doi:10.1002/ase.212
- [43] **Crossingham JL, Jenkinson J, Woolridge N, Gallinger S, Tait GA, Moulton C-AE.** Interpreting three-dimensional structures from two-dimensional images: a web-based interactive 3D teaching model of surgical liver anatomy. *HPB*. 2009;11(6):523-528. doi:10.1111/j.1477-2574.2009.00097.x
- [44] **Kong X, Nie L, Zhang H, et al.** Do Three-dimensional Visualization and Three-dimensional Printing Improve Hepatic Segment Anatomy Teaching? A Randomized Controlled Study. *Journal of Surgical Education*. 2016;73(2):264-269. doi:10.1016/j.jsurg.2015.10.002
- [45] **Yang T, Lin S, Xie Q, et al.** Impact of 3D printing technology on the comprehension of surgical liver anatomy. *Surg Endosc*. 2019;33(2):411-417. doi:10.1007/s00464-018-6308-8
- [46] **Leung U, Simpson AL, Araujo RLC, et al.** Remnant growth rate after portal vein embolization is a good early predictor of post-hepatectomy liver failure. *J Am Coll Surg*. 2014;219(4):620-630. doi:10.1016/j.jamcollsurg.2014.04.022
- [47] **Hernandez-Alejandro R, Bertens KA, Pineda-Solis K, Croome KP.** Can we improve the morbidity and mortality associated with the associating liver partition with portal vein ligation for staged hepatectomy (ALPPS) procedure in the management of colorectal liver metastases? *Surgery*. 2015;157(2):194-201. doi:10.1016/j.surg.2014.08.041
- [48] **Huang Q, Sun J, Ding H, Wang X, Wang G.** Robust liver vessel extraction using 3D U-Net with variant dice loss function. *Computers in Biology and Medicine*. 2018;101:153-162. doi:10.1016/j.combiomed.2018.08.018

- [49] **Guo X, Schwartz LH, Zhao B.** Automatic liver segmentation by integrating fully convolutional networks into active contour models. *Med Phys.* 2019;46(10):4455-
doi:10.1002/mp.13735 .4469

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 الرحمان الرحيم
أقسم بالله العظيم

في هذه اللحظة التي يتم فيها قبولي عضو في المهنة الطبية أتعهد علانية.
بأن أكرس حياتي لخدمة الإنسانية.

وأن أحترم أساتذتي وأعترف لهم بالجميل الذي يستحقونه.
وأن أمارس مهنتي بوازع من ضميري وشرفي جاعل صحة مريضى هدفى
الأول.

وأن لا أفشى الأسرار المعهودة إلى.
وأن أحافظ بكل ما لدي من وسائل على الشرف والتقاليد النبيلة لمهنة الطب.
وأن أعتبر سائر الأطباء إخوة لى.
وأن أقوم بواجبى نحو مرضاى بدون أى اعتبار دينى أو وطنى أو عرقى أو
سياسى أو اجتماعى.

وأن أحافظ بكل حزم على احترام الحياة الإنسانية منذ نشأتها.
وأن لا أستعمل معلوماى الطبية بطرىق يضر بحقوق الإنسان مهما لاقىت من
تهديد.

بكل هذا أتعهد عن كامل اختيار ومقسم بشرفى.

والله على ما أقول شهيد.



المملكة المغربية

جامعة محمد الخامس بالرباط

كلية الطب والصيدلة



جامعة محمد الخامس بالرباط
Université Mohammed V de Rabat

أطروحة رقم: 326

سنة: 2020

**جدوى إعادة البناء ثلاثي الأبعاد قبل استئصال الكبد لسرطان
باستخدام برنامج مفتوح المصدر: دراسة استكشافية
حول 15 حالة**

أطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم: / / 2020

من طرف

السيد محمد أمين الأزمي الحسني

المزاد في 03 يونيو 1995 بالرباط

لنيل شهادة

دكتور في الطب

الكلمات الأساسية: استئصال الكبد، التخطيط الجراحي، التصميم ثلاثي الأبعاد، التصوير الطبي، سرطان الكبد

أعضاء لجنة التحكيم:

رئيس	السيد رؤوف محسن
مشرف	أستاذ في الجراحة العامة السيد أمين بنقبو
عضو	أستاذ في الجراحة العامة السيدة رشيدة لاتيبي
عضو	استاذة في طب الأشعة السيد محمد أنس مجبار
عضو	أستاذ في الجراحة العامة السيد محمد علي الشريف الكتاني
	أستاذ في الانعاش والتخدير