Évaluation quantitative d'un logiciel de réalité augmentée en chirurgie hépatique cœlioscopique monoculaire sur modèle animal

Mourad Abdallah

▶ **To cite this version:**

Mourad Abdallah. Évaluation quantitative d'un logiciel de réalité augmentée en chirurgie hépatique cœlioscopique monoculaire sur modèle animal. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03424375

HAL Id: dumas-03424375

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03424375

Submitted on 10 Nov 2021

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

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

UFR DE MÉDECINE
ET DES PROFESSIONS PARAMÉDICALES
Université Clermont Auvergne

N°

UNIVERSITÉ CLERMONT AUVERGNE

UFR DE MÉDECINE ET DES PROFESSIONS PARAMÉDICALES

THÈSE D'EXERCICE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

par

ABDALLAH, Mourad

Présentée et soutenue publiquement le 18/10/2021

Évaluation quantitative d'un logiciel de réalité augmentée en chirurgie hépatique coelioscopique monoculaire sur modèle animal

Directeur de thèse : Monsieur BUC Emmanuel, PU-PH, CHU Clermont-Ferrand, Chirurgie digestive

Président du jury : Monsieur PEZET Denis, PU-PH, CHU Clermont-Ferrand, Chef de service de chirurgie digestive

Membres du jury : Monsieur BARTOLI Adrien, Monsieur LE ROY Bertrand

UFR DE MÉDECINE
ET DES PROFESSIONS PARAMÉDICALES
Université Clermont Auvergne

N°

UNIVERSITÉ CLERMONT AUVERGNE

UFR DE MÉDECINE ET DES PROFESSIONS PARAMÉDICALES

THÈSE D'EXERCICE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

par

ABDALLAH, Mourad

Présentée et soutenue publiquement le 18/10/2021

Évaluation quantitative d'un logiciel de réalité augmentée en chirurgie hépatique coelioscopique monoculaire sur modèle animal

Directeur de thèse : Monsieur BUC Emmanuel, PU-PH, CHU Clermont-Ferrand, Chirurgie digestive

Président du jury : Monsieur PEZET Denis, PU-PH, CHU Clermont-Ferrand, Chef de service de chirurgie digestive

Membres du jury : Monsieur BARTOLI Adrien, Monsieur LE ROY Bertrand

UFR DE MÉDECINE
ET DES PROFESSIONS PARAMÉDICALES
Université Clermont Auvergne

UNIVERSITE CLERMONT AUVERGNE

PRESIDENTS HONORAIRES UNIVERSITE D'AUVERGNE	: **JOYON** Louis : **DOLY** Michel : **TURPIN** Dominique : **VEYRE** Annie : **DULBECCO** Philippe : **ESCHALIER** Alain
PRESIDENTS HONORAIRES UNIVERSITE BLAISE PASCAL	: **CABANES** Pierre : **FONTAINE** Jacques : **BOUTIN** Christian : **MONTEIL** Jean-Marc : **ODOUARD** Albert : **LAVIGNOTTE** Nadine
PRESIDENT DE L'UNIVERSITE et PRESIDENT DU CONSEIL ACADEMIQUE PLENIER	: **BERNARD** Mathias
PRESIDENT DU CONSEIL ACADEMIQUE RESTREINT	: **DEQUIEDT** Vianney
VICE-PRESIDENT DU CONSEIL D'ADMINISTRATION	: **WILLIAMS** Benjamin
VICE-PRESIDENT DE LA COMMISSION DE LA RECHERCHE	: **HENRARD** Pierre
VICE PRESIDENTE DE LA COMMISSION DE LA FORMATION ET DE LA VIE UNIVERSITAIRE	: **PEYRARD** Françoise
DIRECTEUR GENERAL DES SERVICES	: **PAQUIS** François

✧✧✧✧✧

UFR DE MEDECINE
ET DES PROFESSIONS PARAMEDICALES

DOYENS HONORAIRES	: **DETEIX** Patrice : **CHAZAL** Jean
DOYEN	: **CLAVELOU** Pierre
RESPONSABLE ADMINISTRATIVE	: **ROBERT** Gaëlle

LISTE DU PERSONNEL ENSEIGNANT

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. BACIN Franck - BEGUE René-Jean - BOUCHER Daniel - BOURGES Michel - BUSSIERE Jean-Louis - CANO Noël - CASSAGNES Jean - CATILINA Pierre - CHABANNES Jacques – CHAZAL Jean - CHIPPONI Jacques - CHOLLET Philippe - COUDERT Jean - DASTUGUE Bernard - DEMEOCQ François - DE RIBEROLLES Charles - ESCANDE Georges - Mme FONCK Yvette - MM. GENTOU Claude - GLANDDIER Gérard - Mmes GLANDDIER Phyllis - LAVARENNE Jeanine - MM. LAVERAN Henri - LEVAI Jean-Paul - MAGE Gérard - MALPUECH Georges - MARCHEIX Jean-Claude - MICHEL Jean-Luc - Mme MOINADE Simone - MM. MOLINA Claude - MONDIE Jean-Michel - PERI Georges - PETIT Georges - PHILIPPE Pierre - PLAGNE Robert - PLANCHE Roger - PONSONNAILLE Jean - RAYNAUD Elie - REY Michel - Mme RIGAL Danièle - MM. RISTORI Jean-Michel - ROZAN Raymond - SCHOEFFLER Pierre - SIROT Jacques - SOUTEYRAND Pierre - TANGUY Alain - TERVER Sylvain - THIEBLOT Philippe - TOURNILHAC Michel - VANNEUVILLE Guy - VIALLET Jean-François - Mle VEYRE Annie

PROFESSEURS EMERITES :

MM. - BEYTOUT Jean - BOITEUX Jean-Paul - BOMMELAER Gilles - CHAMOUX Alain - DAUPLAT Jacques - DETEIX Patrice - ESCHALIER Alain - IRTHUM Bernard - JACQUETIN Bernard - KEMENY Jean-Louis – Mme LAFEUILLE Hélène – MM. LEMERY Didier - LESOURD Bruno - LUSSON Jean-René - RIBAL Jean-Pierre

PROFESSEURS DES UNIVERSITES-PRATICIENS HOSPITALIERS

PROFESSEURS DE CLASSE EXCEPTIONNELLE

M.	VAGO Philippe	Histologie-Embryologie Cytogénétique
M.	AUMAITRE Olivier	Médecine Interne
M.	LABBE André	Pédiatrie
M.	AVAN Paul	Biophysique et Traitement de l'Image
M.	DURIF Franck	Neurologie
M.	BOIRE Jean-Yves	Biostatistiques, Informatique Médicale et Technologies de Communication
M.	BOYER Louis	Radiologie et Imagerie Médicale option Clinique
M.	POULY Jean-Luc	Gynécologie et Obstétrique
M.	CANIS Michel	Gynécologie-Obstétrique
Mme	PENAULT-LLORCA Frédérique	Anatomie et Cytologie Pathologiques
M.	BAZIN Jean-Etienne	Anesthésiologie et Réanimation Chirurgicale
M.	BIGNON Yves Jean	Cancérologie option Biologique
M.	BOIRIE Yves	Nutrition Humaine
M.	CLAVELOU Pierre	Neurologie
M.	DUBRAY Claude	Pharmacologie Clinique
M.	GILAIN Laurent	O.R.L.
M.	LEMAIRE Jean-Jacques	Neurochirurgie
M.	CAMILLERI Lionel	Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire

M.	DAPOIGNY Michel	Gastro-Entérologie
M.	LLORCA Pierre-Michel	Psychiatrie d'Adultes
M.	PEZET Denis	Chirurgie Digestive
M.	SOUWEINE Bertrand	Réanimation Médicale
M.	BOISGARD Stéphane	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie
M.	CONSTANTIN Jean-Michel	Anesthésiologie et Réanimation Chirurgicale
Mme	DUCLOS Martine	Physiologie
M.	SCHMIDT Jeannot	Thérapeutique

PROFESSEURS DE 1ère CLASSE

M.	DECHELOTTE Pierre	Anatomie et Cytologie Pathologique
M.	CAILLAUD Denis	Pneumo-phtisiologie
M.	VERRELLE Pierre	Radiothérapie option Clinique
M.	CITRON Bernard	Cardiologie et Maladies Vasculaires
M.	D'INCAN Michel	Dermatologie -Vénéréologie
Mme	JALENQUES Isabelle	Psychiatrie d'Adultes
Mle	BARTHELEMY Isabelle	Chirurgie Maxillo-Faciale
M.	GARCIER Jean-Marc	Anatomie-Radiologie et Imagerie Médicale
M.	GERBAUD Laurent	Epidémiologie, Economie de la Santé et Prévention
M.	SOUBRIER Martin	Rhumatologie
M.	TAUVERON Igor	Endocrinologie et Maladies Métaboliques
M.	MOM Thierry	Oto-Rhino-Laryngologie
M.	RICHARD Ruddy	Physiologie
M.	RUIVARD Marc	Médecine Interne
M.	SAPIN Vincent	Biochimie et Biologie Moléculaire
M.	BAY Jacques-Olivier	Cancérologie
M.	BERGER Marc	Hématologie
M.	COUDEYRE Emmanuel	Médecine Physique et de Réadaptation
Mme	GODFRAIND Catherine	Anatomie et Cytologie Pathologiques
M.	ROSSET Eugénio	Chirurgie Vasculaire
M.	ABERGEL Armando	Hépatologie
M.	LAURICHESSE Henri	Maladies Infectieuses et Tropicales
M.	TOURNILHAC Olivier	Hématologie
M.	CHIAMBARETTA Frédéric	Ophtalmologie
M.	FILAIRE Marc	Anatomie – Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire
M.	GALLOT Denis	Gynécologie-Obstétrique
M.	GUY Laurent	Urologie
M.	TRAORE Ousmane	Hygiène Hospitalière
M.	ANDRE Marc	Médecine Interne
M.	BONNET Richard	Bactériologie, Virologie
M.	CACHIN Florent	Biophysique et Médecine Nucléaire
M.	COSTES Frédéric	Physiologie
M.	FUTIER Emmanuel	Anesthésiologie-Réanimation
Mme	HENG Anne-Elisabeth	Néphrologie
M.	MOTREFF Pascal	Cardiologie
Mme	PICKERING Gisèle	Pharmacologie Clinique

PROFESSEURS DE 2ème CLASSE

Mme	CREVEAUX Isabelle	Biochimie et Biologie Moléculaire

M.	FAICT Thierry	Médecine Légale et Droit de la Santé
Mme	KANOLD LASTAWIECKA Justyna	Pédiatrie
M.	TCHIRKOV Andréï	Cytologie et Histologie
M.	CORNELIS François	Génétique
M.	DESCAMPS Stéphane	Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
M.	POMEL Christophe	Cancérologie – Chirurgie Générale
M.	CANAVESE Fédérico	Chirurgie Infantile
M.	LESENS Olivier	Maladies Infectieuses et Tropicales
M.	RABISCHONG Benoît	Gynécologie Obstétrique
M.	AUTHIER Nicolas	Pharmacologie Médicale
M.	BROUSSE Georges	Psychiatrie Adultes/Addictologie
M.	BUC Emmanuel	Chirurgie Digestive
M.	CHABROT Pascal	Radiologie et Imagerie Médicale
M.	LAUTRETTE Alexandre	Néphrologie Réanimation Médicale
M.	AZARNOUSH Kasra	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire
Mme	BRUGNON Florence	Biologie et Médecine du Développement et de la Reproduction
Mme	HENQUELL Cécile	Bactériologie Virologie
M.	ESCHALIER Romain	Cardiologie
M.	MERLIN Etienne	Pédiatrie
Mme	TOURNADRE Anne	Rhumatologie
M.	DURANDO Xavier	Cancérologie
M.	DUTHEIL Frédéric	Médecine et Santé au Travail
Mme	FANTINI Maria Livia	Neurologie
M.	SAKKA Laurent	Anatomie – Neurochirurgie
M.	BOURDEL Nicolas	Gynécologie-Obstétrique
M.	GUIEZE Romain	Hématologie
M.	POINCLOUX Laurent	Gastroentérologie
M.	SOUTEYRAND Géraud	Cardiologie

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

M.	CLEMENT Gilles	Médecine Générale
Mme	MALPUECH-BRUGERE Corinne	Nutrition Humaine
M.	VORILHON Philippe	Médecine Générale

PROFESSEURS ASSOCIES DES UNIVERSITES

Mme	BOTTET-MAULOUBIER Anne	Médecine Générale
M.	CAMBON Benoît	Médecine Générale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

Mme	CHAMBON Martine	Bactériologie Virologie
Mme	BOUTELOUP Corinne	Nutrition

MAITRES DE CONFERENCES DE 1ère CLASSE

M.	MORVAN Daniel	Biophysique et Traitement de l'Image
Mle	GOUMY Carole	Cytologie et Histologie, Cytogénétique
Mme	FOGLI Anne	Biochimie Biologie Moléculaire
Mle	GOUAS Laetitia	Cytologie et Histologie, Cytogénétique
M.	MARCEAU Geoffroy	Biochimie Biologie Moléculaire
Mme	MINET-QUINARD Régine	Biochimie Biologie Moléculaire
M.	ROBIN Frédéric	Bactériologie
Mle	VERONESE Lauren	Cytologie et Histologie, Cytogénétique
M.	DELMAS Julien	Bactériologie
Mle	MIRAND Andrey	Bactériologie Virologie
M.	OUCHCHANE Lemlih	Biostatistiques, Informatique Médicale et Technologies de Communication
M.	LIBERT Frédéric	Pharmacologie Médicale
Mle	COSTE Karen	Pédiatrie
M.	EVRARD Bertrand	Immunologie
Mle	AUMERAN Claire	Hygiène Hospitalière
M.	POIRIER Philippe	Parasitologie et Mycologie
Mme	CASSAGNES Lucie	Radiologie et Imagerie Médicale
M.	LEBRETON Aurélien	Hématologie

MAITRES DE CONFERENCES DE 2ème CLASSE

Mme	PONS Hanaë	Biologie et Médecine du Développement et de la Reproduction
M.	JABAUDON-GANDET Matthieu	Anesthésiologie – Réanimation Chirurgicale
M.	BOUVIER Damien	Biochimie et Biologie Moléculaire
M.	BUISSON Anthony	Gastroentérologie
M.	COLL Guillaume	Neurochirurgie
Mme	SARRET Catherine	Pédiatrie
M.	MASDASY Salwan	Endocrinologie, Diabète et Maladies Métaboliques
Mme	NOURRISSON Céline	Parasitologie - Mycologie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	BONHOMME Brigitte	Biophysique et Traitement de l'Image
Mme	VAURS-BARRIERE Catherine	Biochimie Biologie Moléculaire
M.	BAILLY Jean-Luc	Bactériologie Virologie
Mle	AUBEL Corinne	Oncologie Moléculaire

M.	BLANCHON Loïc	Biochimie Biologie Moléculaire
Mle	GUILLET Christelle	Nutrition Humaine
M.	BIDET Yannick	Oncogénétique
M.	MARCHAND Fabien	Pharmacologie Médicale
M.	DALMASSO Guillaume	Bactériologie
M.	SOLER Cédric	Biochimie Biologie Moléculaire
M.	GIRAUDET Fabrice	Biophysique et Traitement de l'Image
Mme	VAILLANT-ROUSSEL Hélène	Médecine Générale
Mme	LAPORTE Catherine	Médecine Générale
M.	LOLIGNIER Stéphane	Neurosciences – Neuropharmacologie
Mme	MARTEIL Gaëlle	Biologie de la Reproduction
M.	PINEL Alexandre	Nutrition Humaine

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES DES UNIVERSITES

M.	TANGUY Gilles	Médecine Générale
M.	BERNARD Pierre	Médecine Générale
Mme	ESCHALIER Bénédicte	Médecine Générale
Mme	RICHARD Amélie	Médecine Générale

REMERCIEMENT ET DEDICACES

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Denis PEZET

Chef du service de Chirurgie Digestive et Hépato-biliaire du CHU de Clermont-Ferrand

Monsieur, merci pour tout ce que vous nous avez enseigné ces dernières années, sur le plan professionnel, intellectuel ainsi que sur le plan personnel. Merci pour votre disponibilité constante et votre accessibilité. Merci de ne jamais nous faire sentir qu'on vous dérange, et nous offrir cette sensation de sécurité et de confiance qui nous ait indispensable.

Je tiens à vous remercier, pour votre patience avec moi, d'avoir cru en mes compétences malgré mes début difficiles, et de m'avoir appris à aimer ce magnifique métier. Un grand merci pour m'avoir soutenu pour mes plans de carrière malgré tous les bouleversements de dernière minute que j'ai pu causer.

Merci pour votre humilité, et l'exemple que vous nous montrez tous les jours. Je suis fière et chanceux de vous avoir comme maître.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Professeur Emmanuel BUC

Manu, tu m'as transmis ta passion pour la chirurgie hépatique et les innovations qui en découlent. Les interminables défis de cette chirurgie et nos discussions sur la stratégie opératoire m'ont davantage ouvert les yeux sur ce beau métier qu'on pratique.

Merci d'avoir gardé la transmission des connaissances et l'apprentissage une priorité. Merci de m'avoir poussé constamment vers mon potentiel, d'avoir eu confiance en moi dès mon arrivée malgré mes débuts chaotique. Tu m'as laissé la main sur des temps difficiles, tu m'as appris très tôt à gérer mes émotions dans la prise en charge des patients à l'intérieure et l'extérieur du bloc opératoire. Merci de m'avoir donné l'amour d'opérer avec la dextérité et la tranquillité d'esprit que tu nous transmets.

Merci pour ton humanité envers nous, et de nous parler en tant qu'égaux. J'ai hâte qu'on se retrouve au bloc opératoire.

Monsieur le Professeur Bertrand LE ROY

Bertrand, merci de m'avoir donné l'opportunité pour être le premier interne à travailler sur le sujet de réalité augmentée. Malgré la distance, une année de M2 un peu chaotique, et mes habitudes de travaux de dernières minutes, tu as toujours eu confiance en moi pour poursuivre ce travail passionnant.

Je t'ai vu évoluer depuis la première année de ton clinicat, toujours submergé de travaux, de papiers et de conférences. Merci de nous avoir transmis cette motivation et la passion pour la science.

Je suis honoré par ta présence dans mon jury de thèse.

Monsieur le Professeur Adrien BARTOLI

Adrien, merci de m'avoir donné la chance de travailler au sein de votre équipe. Merci de vos conseils et votre regard de scientifique sur le sujet qui ne fait qu'enrichir nos travaux. Merci pour votre patience et votre professionnalisme à notre égard, dans ce monde de chirurgiens qui ont rarement le temps de prioriser l'innovation technologique.
Votre passion pour le progrès scientifique ne fait qu'amplifier ma motivation.

Je vous suis reconnaissant d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse

REMERCIEMENTS PERSONNELS

A mon papa qui serait fier de moi aujourd'hui, pour qui ma réussite et mon bien être était toujours sa priorité principale malgré tout, à qui je dois ma passion pour ce métier et surtout sa compassion et son altruisme envers les autres. Je sais que t'aurais été en larme aujourd'hui tout comme le jour où je t'ai annoncé ma réussite en P1 ; ce souvenir que je chérirai à vie et qui représente tous les sacrifices que t'as pu faire pour notre bonheur durant ta vie. On me fait souvent remarquer que je ne cesse de te ressembler ; par ton sourire, ta gentillesse, ton amour pour les autres, ta générosité et par-dessus tout, la calvitie. J'espère un jour devenir la moitié de l'homme que tu étais. Je te dois tout ce que je suis. Je t'aime.

A ma maman, my dear dinosaur. I just wonder how you could be so selfless towards us all these years. You have sacrificed more than I thought humanly possible, for the well-being of your children. You will simply always be there, no matter how hard it gets for you; you've made that clear. I can never doubt your unconditional love. From the day I was born, and despite the distance, you always managed to make me feel special. I might not show it but I deeply cherish this feeling. No matter how old I get, setting aside my insecurities, just hearing "you are the smartest" fills me with confidence and motivation. You are the reason I passed my first year. I know that you now consider yourself as my best friend, especially after all the laughs and freakiness we shared in the recent years, but you'll always remain my beautiful, strong, smart, caring Mom; and I want to make you proud. I love you.

A ma grand-mère, tita Layla. Rarely do people understand how close you are to your grandchildren. You practically raised us all. "Hada byehmol debab" still resonates in my head every time we talk, and it simply defines you. You always considered us your babies and protecting us was your priority. You showed your love to me in a million ways: from screaming your lungs out during my swimming competitions even though I couldn't hear you, to you running the streets to our place with high heels as soon as you heard I passed my exam even though I was still in France. Thank you for showing me what unconditional love means.

A Ziad, Ziakch**,** thank you for being that little man on my shoulder screaming at me and shaking me up when I let go during my hardships. Even though I've never shown it but you really are a source of motivation to me. As I always said "ketleh we7de".

A Reina, Shrenno**,** je n'arrive pas à aller outre le fait que c'est toi maintenant la voix de la sagesse et le pilier de notre famille. Tu m'as sincèrement été indispensable cette année. Merci pour ces beaux moments à Paris et « ses conneries ». ça m'apaise de savoir que tu es là pour moi. Je suis tellement fier de ce que tu es devenue. You'll always remain a baby to me.

A Roula et Michel, Duya and Mchel, having you in our lives brings me a huge feeling of security. You're basically just another mother and father to me. I can never forget or even believe how supportive you were during the hospital days. I'll always cherish those nights before going back to France where time just stops (except when the Arak was poured down the sink). Duya thank you for being the main source of fun, Mchel thank you for teaching me how to properly use a soap.

A Jebran et Dany, Geby w Deny, I know that the moment we see each other again it'll feel like we never left the chalet. I am so lucky to have been part of the Family team. And I just can't wait for team X's rise from the dead.

A Walid, Wello, Salim, Aata, thank you for all the fun and joy your brought me during my childhood. When I think about how happy I was during those days you're the first person that pops into my mind. Despite the distance, you were always extremely supportive. Thank you for always lending me an ear. You're always the first person I reach out to when I'm faced with problems. I promise I'll get you that Grand Cherokee (after I ask Layla)

A Marie Rose et Elias, Marie and Lallous, Time is getting by so quickly, I really have to see you as soon as possible, somewhere filled with happiness, definitely not in Tripoli.

A Ranny, Ronny, thank you for all those freakishly fun memories starting from the starvation, to the phantom, passing by mr. Slurpy, and a little moelleux, into the darkness of the pit, and hopefully way more ahead of us. Thank you for accepting me as a brother.

A Nader, Neder, you're the only good thing I inherited from Ziad. I still can't remember how we became close, but it just seems that it came naturally. Thank you for the many nights you sheltered me in Paris and those weekends filled with pure happiness.

A **Aurélie, Alizée, Chloé, Vic, Farah, Julien, PA, Michael** pour ces weekends de bonheur durant cette année difficile.

A Hermance Merci pour votre générosité, pour cette magnifique maison toujours pleine de belles personnes, où on a soudainement besoin de rien à part que le temps s'arrête

A Sammy, Semmy, thank you for showing me what a healthy lifestyle of gaufre and coca can do to a human being

A Randa, despite the distance you'll remain one of the human beings I love most

A Edward, Adwar, for those happy weekends of foul while listening to une maman that helped me get through the early years. I can't not consider you family.

Au 103 Rue Jacquemars Giélée, pour la déconnexion totale avec la vie réelle

A Serge, même si tu ne voudras jamais le croire mais je pense sincèrement que je n'aurai pas pu passer ma P1 sans ton soutien. Merci pour ces weekends à Valencienne et d'avoir toujours insister à dormir par terre

A Zeina, Najwe, felt like I've known you forever the day I met you. Thank you for all those happy memories from mardi fou to kabassou to desperate housewives. I really hope we'll create some more

A Mohamad, Kheiro, the only pilar we have on our land. Thank you for the moments we shared during those summers. Will always remember the potatoes the day I got sick

A Rami, le plus algérien des libanais, pour ces fous rires à l'entrée de l'immeuble

A Jad Dib, for sacrificing your nose for my safety

A Karim, pour tout le soutien que tu m'as apporté pendant ma P1, pour le meuble que t'es venu monté, pour m'avoir écouté râler pendant des heures, j'espère pouvoir raviver cette amitié

A Jad et Faida, Naja and Fifatch, thank you for those filthy summer vacations I needed to survive life abroad. You've been a real source of happiness

A César, Merci pour ton soutien pendant ma P1 malgré le fait qu'on se connaissait à peine. Merci de m'avoir poussé à venir dans région dans laquelle j'ai construit ma vie. Vers ou le prochain déménagement ?

A Nicole et Jean Pierre, merci pour ces merveilleux dimanches passé ensemble. Merci de m'avoir donné tant d'amour depuis que je vous ai connu. Merci pour tout le support que vous m'apporter tous les jours. Je suis trop chanceux de vous avoir à mes côtés. J'ai hâte de pouvoir vous revoir aussi souvent qu'avant. Vous êtes la famille que je n'ai jamais eu en France.

Et par dessus tout, merci à toi **Marine**, l'amour de ma vie. Merci d'avoir pris tant soins de moi depuis les premières semaines qu'on s'est connu. Merci de m'avoir supporté et soutenu pendant les moments difficiles. Merci de me secouer et de me transmettre ton énergie et ta motivation. Merci pour ta patience, pour avoir endurer la distance cette dernière année. Merci pour tous ces moments de bonheur, de me faire le théâtre depuis le premier weekend à Aurillac jusqu'à notre dernier weekend Lyonnais. Ta seule présence à mes côtés m'apaise. Merci de me rendre tout simplement heureux. Je n'y serais jamais arrivé sans toi. J'ai hâte qu'on se retrouve et qu'on moisisse à deux (ou plutôt qu'on réalise nos projets à deux).

A mes chefs du CHGE

Pr Johan Gagnière : Professeur, Merci pour ta disponibilité constante. Merci pour ta pédagogie. Hâte qu'on se retrouve au bloc opératoire pour de nouvelles aventures et surtout pour ces beaux moments au café du matin. Ce fut un grand plaisir de bosser avec toi ma dernière année d'internat.

Dr Adnan Aboukassem : Merci d'avoir l'humilité de parler aux habitants d'un port de pêche. Merci d'avoir toujours cru en moi. Merci pour tes innombrables conseils dans tous les domaines. Je suis fier d'être ton élève.

Dr Olivier Antomarchi : Merci pour ta bonne humeur et ta gentillesse. Merci pour cette dextérité chirurgicale qui peut nous donner l'illusion que la chirurgie est facile.

Dr Sophie Perret : Merci pour toutes les nuits ou j'ai dû t'appeler en détresse pendant mes remplacements. Merci de me faire sentir que je né dérange jamais. C'est tellement agréable de bosser à tes côtés.

Dr Anne Dubois : Merci pour ton énergie et ton dynamisme sans égal. Hâte de se retrouver à tes côtés en colo rectal. J'ai beaucoup de lacune et je compte te suivre un peu trop souvent !

Pr Karem Slim : Merci pour tout ce que vous avez pu m'enseigner pendant mon internat.

Dr Anissa Deneuvy : Mba Anissa, toujours tellement agréable de bosser avec toi. Merci de m'avoir sauvé pendant cette garde à Issoire. Merci pour ce grain de folie.

Dr Nour Bousaleh : Merci pour ces gardes passées à refaire le monde, de Sir el deniye a Sh7im. Toujours un plaisir de parler libanais à une compatriote. Et par-dessus tout merci de m'avoir appris la prononciation de diurèse.

Dr Serban Puia : Tu es notre cadeau venu de la Roumanie. Ce sera un grand plaisir de bosser avec un chauve aussi compétent. Tu mérites un poupi.

Dr Amir Guelil : Merci de me laisser toujours opérer même pendant nos pires nuits blanches à GM.

Dr Catherine Mattevi, Dr Marie Selvy: C'est dommage qu'on ait pas eu l'occasion de bosser en tant que collègue. Ça a toujours était un plaisir de bosser avec vous.

Dr Julie Veziant : Merci pour ton soutien, merci de m'avoir laisser tant opérer. Je me rappellerai toujours ce message d'encouragement à l'époque où on était co interne.

Dr Florent Genty : Peut-être que je suis bon publique mais j'ai du mal à m'empêcher de rigoler en ta présence. Merci pour la bonne ambiance.

Dr Abdullah el Rawahi : ça m'aurait fait trop plaisir de bosser avec toi. J'ai beaucoup de respect pour toi pour le peu de temps qu'on a pu passer ensemble. A bientôt j'espère.

Dr Maeder : pour avoir pris soins de nous constamment, pour ces jours chargées en Tramadol LP et en SNA

A toutes les équipes chirurgicales :

Merci au Dr Lausanne, Dr W. Abdallah de m'avoir fait progresser pendant ce semestre à Aurillac. Sandra merci pour les matinées si agréables et ce bonnet que je garde précieusement. Au Dr Abjean aussi agréable que compétente

Merci au Dr Scheye, de m'avoir pris sous son aile pendant mes premiers semestres.

Merci à l'équipe de chirurgie vasculaire : Le professeur Rosset de m'avoir fait autant confiance, Marie, Stéphanie, Guillaume, Anthony de m'avoir beaucoup appris avec le sourire

Merci à l'équipe de chirurgie thoracique : Le Professeur Filaire, Dr Naame, Géraud, Jean-Baptiste, Marie de m'avoir appris à aimer cette spécialité passionnante.

Un grand merci à l'équipe du CHGE, Merci Laetitica, Berenice, Didier, Maryse, Eliane, Louise, Aurélie, Vanessa, Alice, Mihane, Julie, Marion, Sisi, Axelle, Camille, Madalina, Mallaury, Catherine, Martine, Sophie, Sandra, Patricia, Alice, Merci d'être là. A l'équipe du bloc opératoire Merci Maud, Dalinda, Laurence, France, Joris, Sophie.

Merci à l'équipe de chirurgie digestive de l'Hôpital Edouard Herriot, de m'avoir accueilli pendant un si chaleureusement, A Patricia, Laurianne, Alisée, Andréa, Apolline, Aurore, Camille, Clara, Clémentine, Elisa, Elodie, Justine, Pauline, et Sarah, pour la belle ambiance que vous mettez et pour ces montages que j'espère ne verront pas la lumière du jour. Au Pr Adham, Pr Poncet, merci pour ces beaux moments au bloc opératoire et pour tout ce que vous m'avez appris cette année. Au Pr Robert, pour m'avoir accueilli et pris sous son aile, pour m'avoir appris à aimer la chirurgie d'obésité. Au Dr Pelascini pour ta gentillesse qui n'a d'égale que ta compétence. Au Dr Pasquer, toujours submergé de travaux, de papiers et qui reste excellent chirurgien. Taiaut ! Au Dr Lasseur pour les traumatismes infligés à vie, pour ne pas m'avoir battu après t'avoir volé le dissecteur. Au Dr De-Schlichting, pour m'avoir fait confiance et m'avoir transmis l'expérience des splénectomies d'hémostase. A Clara et Jonathan, les meilleurs externes du Rhône.

A mes co internes

Karine, Ma poirote, j'ai eu l'honneur et la chance de faire la quasi-totalité de mon internat a tes côtés et de t'avoir en temps qu'ami. Depuis qu'on s'est rencontré, j'ai l'impression de t'avoir toujours connu.Hâte pour le futur qui nous attend en tant que chef

Ahmed, Daouadj, j'avais une dernière question à te poser. Est-ce que tu veux que je t'éclate ? J'aurai bien aimé qu'on soit co chef. Bravo à toute l'équipe.

Laurence, Gau, merci de faire ressortir le pire en moi, et ton vocabulaire aussi soutenu, en espérant pouvoir t'en parler autour d'un plat de huître un de ces quatres.

Mathieu, le Pereirasis, c'est la catastrophe, il faut que tu reviennes vite ! pour ce pauvre poisson que t'as assommé. Pour ce merveilleux gâteau d'anniversaire. J'espère t'avoir préparé le terrain pour les prochaines étapes de ce projet.

Faris, Wehesh w tehesh, toujours agréable de voir un interne progresser autant

Ophélie, j'espère que tu vas maintenant réfléchir deux fois avant de me parler maintenant que je suis devenu ton aîné.

Florian, ce fut tellement agréable de bosser avec toi ma dernière année d'internat. Je suis sûr que tu ne gâcheras pas cette belle mémoire dans les années à venir

Thomas, mon gouteur, je compte sur toi pour ne pas tomber malade pendant ma chefferie.

Flora, Badon, en espérant absorber le choc de l'énergie que tu émanes pendant les 2 ans à venir.

A Mathieu, heureusement que j'ai trouvé un 2ème et seul Chti perdu en auvergne.

A Alexandre et **Mathilde**, Alex, Duchon, mes gynécologues préférés, soyez en sûr que personne ne pourra vous reprendre ce titre.

A **Mathilde**, Burgaud, pour ces 3 beaux semestres passés ensembles. J'attends ton appel pour une fistule aorto digestive je suis prêt

A **Pierre** et **Edwin**, j'ai juste le regret de ne pas vous avoir connu en tant que chef

A **Quentin** et **Anne Sophie** pour ces bon moments passés dans ce bureau de chirurgie pédiatrique. A Hicham et Hubert, pour m'avoir facilité ma transition à l'internat de chirurgie

A **Marie**, Galea, pour m'avoir appris à rabaisser les ainés brillamment, et avoir été irréprochable en tant que secrétaire. A **Paul**, Pal, Charles Léon, pour ces nombreux moments d'agitations, pour m'avoir soutenu quand ça mousse et ça pique, pour le chef de bataillon Segretain et le Roi Louis, Aux armes Poitevins ! A **Natasha**, Aboulla te remercie profondément, je n'hésiterai pas de te solliciter le jour où je trouverai monsieur Smof dans ma liste de patient.

A **Maximilien,** merci de m'avoir montré un Mullot qui dort. Je ne pense pas avoir l'opportunité d'en être témoin une 2ème fois. A **Quentin**, pour cette si bonne bière au lard addictive, et le festin que t'as créé après lequelle tu as fait faillite. A **Valentin**, pour ta gentillesse, et ton aide constante ces derniers mois.

TABLE DES MATIERES

1.INTRODUCTION……18

1.1 L'ÉCHOGRAPHIE CŒLIOSCOPIQUE 21
1.2 LA REALITE AUGMENTEE 22
1.3 HEPATAUG 23
1.3.1 PRESENTATION 23
1.3.3 CONTRIBUTION DU LOGICIEL 25
1.3.4 FONCTIONNEMENT D'HEPATAUG 30

2. MATERIELS ET METHODES 35

2.1 CHOIX DU MODÈLE ANIMAL 35
2.2 CRÉATION DU MODÈLE PSEUDO-TUMORAL 36
2.2.1 DEVELOPPEMENT DU MODELE 36
2.2.2 CREATION DES PSEUDO-TUMEURS 37
2.3 IMAGERIE DES PSEUDO-TUMEURS 40
2.4 RECONSTRUCTION 3D DU MODÈLE PRÉ-OPÉRATOIRE 41
2.5 INSTALLATION CHIRURGICALE 42
2.6 RECALAGE DÉFORMABLE SUR HEPATAUG 43
2.7 LA RÉSECTION CHIRURGICALE 45
2.7.1 DANS LE GROUPE AR 46
2.7.2 DANS LE GROUPE ECHOGRAPHIE (US) 49
2.7.3 DANS LE GROUPE AR/US 50
2.8 ANALYSE ANATOMOPATHOLOGIQUE 51
2.9 CRITERES DE JUGEMENT 52
2.10 ANALYSE STASTIQUE 53

3. RÉSULTATS 54

4. DISCUSSION 59

4.1 INTERPRETATON DES RESULTATS 59
4.2 AVANTAGES ET COMPARAISON A L'ETAT D'ART 61
4.3 LIMITES 62
4.4 PERSPECTIVES 64

5. CONCLUSION 65

6. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES 66

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Données morphologiques des pseudo-tumeurs. 56

Tableau II : Comparaison des marges de résection entre les groupes US, AR et ARUS 57

Tableau III : Comparaison des marges de résection après association des groupe AR et ARUS. 58

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1 INTERFACE D'HEPATAUG EN PER-OPERATOIRE VUE DEPUIS L'ECRAN D'UN PC ...26
FIGURE 2 ÉVALUATION QUANTITATIVE D'IMAGES IN SILICO 27
FIGURE 3 EVALUATION QUANTITATIVE POUR UN CHAMP DE VISION DE PLUS EN PLUS RESTREINT 28
FIGURE 4 ÉVALUATION QUANTITATIVE SUR FANTOME EN SILICONE 29
FIGURE 5 EVALUATION QUALITATIVE DU RECALAGE D'IMAGE IN VIVO.....29
FIGURE 6 INSTALLATION AU BLOC OPERATOIRE 31
FIGURE 7 SEGMENTATION DU FOIE (EN ROUGE) ET DES TUMEURS (BLEU ET VERT).....32
FIGURE 8 MARQUAGE DES REPERES ANATOMIQUES SUR L'IMAGE COELIOSCOPIQUE ET LE MODELE 3D.....33
FIGURE 9 RECALAGE D'UN MODELE VIRTUEL SEMI TRANSPARENT SUR UNE IMAGE REELLE .34
FIGURE 10 FOIE DE BREBIS ET SON LIGAMENT FALCIFORME VISIBLE A LA SURFACE 36
FIGURE 11 FOIE DE BREBIS POSE SUR SA FACE ANTERIEURE.....38
FIGURE 12 DIFFUSION D'UNE PSEUDO-TUMEUR EN INTRA PARENCHYMATEUX 39
FIGURE 13 MANŒUVRE D'ALLER-RETOUR ASSURANT LA DISSOLUTION DU MELANGE.....39
FIGURE 14 PSEUDO-TUMEUR D'ASPECT COMPACT MALGRE LA PROXIMITE DES VAISSEAUX..39
FIGURE 15 POSITION DES ECHANTILLONS DE FOIE PENDANT LA REALISATION DU TDM.....40
FIGURE 16 DIFFERENCE D'ASPECT AVANT ET APRES SIMPLIFICATION DU MODELE 3D.....41
FIGURE 17 INSTALLATION CHIRURGICALE 43
FIGURE 18 RECALAGE DEFORMABLE DU FOIE DE BREBIS. 45
FIGURE 19 EXEMPLE DE PROJECTION AU NIVEAU DE LA SURFACE VISIBLE LA PLUS PROCHE .47
FIGURE 20 EXEMPLE DE PROJECTION MARQUE AU CHOIX PAR L'OPERATEUR.....48
FIGURE 21 EXEMPLES DE PROJECTION DANS LA DIRECTION DE LA CAMERA CŒLIOSCOPIQU .49
FIGURE 22 ZONES DE DIFFICULTE.....51
FIGURE 23 ANALYSE MICROSCOPIQUE DES MARGES DE RESECTIONS MINIMALE.....52

LISTES DES ABREVIATIONS

CCR: Cancer colo-rectal

CHC : Carcinome hépatocellulaire

EIO : Echographie intra-opératoire

FEM: Finit element method

Groupe US : Groupe échographie

Groupe AR : Groupe réalité augmentée

Groupe ARUS : Groupe réalité augmentée combinée à l'échographie

ICP: Iterative closest point

IRM : Imagerie par résonnance magnétique

LMP: Low melting point

RA : Réalité augmentée

TDM : Tomodensitométrie

1. INTRODUCTION

La chirurgie cœlioscopique a connu un développement rapide depuis la première cholécystectomie, datant de plus de 25 ans **(1).** Malgré les nombreuses publications scientifiques montrant le bénéfice significatif de la chirurgie hépatique cœlioscopique en termes de pertes sanguines, durée d'hospitalisation, et morbidité post opératoire, son expansion reste limitée principalement du fait de difficultés techniques (2)(3)(4). Trois principaux obstacles peuvent expliquer cette tendance : premièrement, les difficultés de contrôle du saignement per opératoire qui requiert une expertise poussée en cœlioscopie dans un espace restreint (4)(5). Deuxièmement, les difficultés de localisation des tumeurs et donc identifier les bonnes marges de résections du fait de l'impossibilité de la palpation du foie et du manque de retour de force sur les instruments de cœlioscopie, créant ainsi un risque de résection incomplète sur le plan carcinologique. Et enfin, la courbe d'apprentissage concernant l'utilisation de l'échographie cœlioscopique reste plus longue comparé à la chirurgie ouverte, notamment concernant les segments postérieurs (4)(5).

La résection chirurgicale, avec la transplantation hépatique pour le carcinome hépatocellulaire, est le seul traitement curatif des tumeurs malignes hépatiques. C'est une chirurgie lourde grevée d'une morbidité importante, évaluée à environ 40% (6). Ainsi, le développement de techniques mini-invasives, telle que la cœlioscopie, représente une évolution capitale afin de diminuer sa morbidité. En revanche, celle-ci requiert une expertise poussée en chirurgie hépatique, en cœlioscopie et en échographie per-opératoire. Pour cette raison, elle n'est réalisée que dans un petit nombre de centres en France et dans le monde. En effet, le foie est un organe complexe, divisé en plusieurs segments dans lesquels cheminent de nombreux vaisseaux et voies biliaires. Ces structures, ainsi que la plupart des tumeurs hépatiques, ne sont pas visibles à la surface du foie. A l'heure actuelle, la planification d'une hépatectomie repose sur l'analyse rigoureuse des examens d'imagerie préopératoire, tels que le scanner et l'IRM. Ces examens permettent au chirurgien d'élaborer

une représentation virtuelle de l'organe, de ses vaisseaux et de la tumeur. Ainsi, le chirurgien adapte constamment sa représentation virtuelle du foie à sa vision réelle en per-opératoire, afin de réaliser la résection tumorale pré définie.

L'imprécision dans la mémorisation et la représentation de l'organe virtuel par le chirurgien pourrait être aisément éliminée si ce dernier avait la possibilité de discerner en temps réel les structures vasculaires du foie, les limites des différents segments qui composent le foie, ainsi que la localisation de la cible tumorale par le biais d'une « vision au travers du foie ». Divers procédés simples ont été décrits dans la littérature, permettant une accentuation per-opératoire du contraste de certaines structures du foie (telle la caméra au vert d'indocyanine dans le carcinome hépatocellulaire), mais les performances de ces procédés sont encore insuffisantes pour une application clinique de routine. Le seul procédé validé actuellement pour aider le chirurgien dans sa résection est l'échographie opératoire.

1.1 L'ÉCHOGRAPHIE CŒLIOSCOPIQUE

L'échographie intraopératoire (EIO) cœlioscopique est considérée comme le gold standard des outils disponibles en tant qu'aide au guidage per-opératoire. L'acquisition d'une expérience en échographie cœlioscopique est cruciale, afin de bien localiser les lésions cibles, vérifier les marges de résection avant transsection, identifier les structures vasculaires importantes et détecter la présence d'autres lésions. Les images de l'EIO sont souvent complexes à interpréter, surtout au niveau du plan de transsection, du fait de la présence de nombreux artefacts liés à la présence du gaz d'insufflation, aux saignements parenchymateux, à la surface irrégulière du plan de transsection, ainsi qu'à la difficulté de maintenir l'axe de la sonde d'EIO dans une direction fixe tout au long de la procédure. Par ailleurs, l'image échographique n'est que bi-dimensionnelle, et n'est pas combinée au geste chirurgical : l'opérateur doit interrompre son geste chirurgical pour utiliser la sonde d'échographie, et ne peut le reprendre qu'après la fin de l'examen. En outre, comme mentionné précédemment**,** l'acquisition d'une expérience en EIO coelioscopique requiert une courbe d'apprentissage

plus longue qu'en chirurgie ouverte. L'analyse des images échographique reste ainsi chirurgien dépendant.

La conduite d'un geste chirurgical hépatique varie donc en fonction des capacités de l'opérateur à interpréter les examens d'imagerie pré-opératoires, à les retranscrire sur le vivant, et à utiliser l'EIO. Ces désavantages laissent donc une marge d'erreur non négligeable pour la bonne conduite d'une résection chirurgicale. Il est aussi important de mentionner que seuls les centres experts ont accès à une telle technologie. Dans la majorité des hôpitaux, la laparotomie est souvent indispensable à la réalisation d'une hépatectomie.

Ainsi, l'apport de cet examen est relativement limité, et encore davantage en cœlioscopie ce qui explique probablement la difficulté de cette chirurgie et la morbidité qui lui est associée.

1.2 LA REALITE AUGMENTEE

Afin de pallier aux nombreuses difficultés évoquées, notre équipe a développé récemment un logiciel d'assistance per-opératoire en chirurgie hépatique laparoscopique par superposition d'une reconstruction 3D du foie du patient – obtenue grâce aux images du scanner préopératoire – sur l'écran vidéo de cœlioscopie, en temps réel. Cette technique, appelée le recalage d'image, entre dans le cadre de la réalité augmentée (RA). Elle permet d'afficher l'image virtuelle 3D du foie du patient en superposition avec l'image per-opératoire réelle de la cœlioscopie, augmentant ainsi la vue réelle par des informations virtuelles. Bien que la littérature en chirurgie guidée par image reste pauvre, la RA en chirurgie hépatique a déjà été testée par plusieurs équipes. La majorité des logiciels efficaces restent onéreux, et ne fonctionnent pas dans les conditions usuelles de cœlioscopie monoculaire. L'utilisation de la camera stéréoscopique alimente une grande partie de la littérature en ce qui concerne la RA en chirurgie hépatique, mais nous considérons que cette technologie est peu accessible en routine ce qui freine son développement et sa diffusion.

De façon générale, comparée à l'EIO, la RA possède deux avantages majeurs. Le premier est la qualité supérieure de la visualisation des structures intra-hépatiques. La RA fournit une

représentation large en 3D sur l'écran de cœlioscopie alors que l'EIO fourni une image en 2D du foie sur un écran séparé. La RA fourni ainsi une représentation des éléments intra hépatiques sur l'écran principal sans distraction du chirurgien. Planifier un plan de transsection parenchymateuse devient ainsi plus facile à réaliser. La qualité moindre des informations fournies par l'EIO peut être aussi expliquée par le fait que l'insufflation de gaz, le saignement et l'irrégularité de la surface du foie après transsection n'ont aucun effet sur la RA. Il faut aussi évoquer le fait que la RA permet de facilement localiser les structures intra-hépatiques difficilement accessibles en EIO ; par exemple au niveau des segments 6, 7 et 8 pour lesquels l'exploration est souvent difficile et nécessite une mobilisation extensive du foie. Le deuxième avantage est la capacité de la RA à localiser les lésions non visibles à l'échographie comme les métastases disparues sous chimiothérapie ou « disappearred metastases ». Par exemple, les tumeurs visibles sur le TDM ou IRM pré-thérapeutique, mais ayant disparu après traitement néo-adjuvant, ne peuvent être visualisées sur l'EIO mais pourraient l'être par la RA. Un autre exemple est le carcinome hépatocellulaire (CHC) sur foie cirrhotique macro-nodulaire où l'identification des lésions cibles au sein d'une multitude de nodules peut s'avérer difficile voire impossible. De ce fait, la RA pourrait offrir une précision comparable à l'échographie, tout en étant plus simple à manipuler et donc reproductible et non opérateur-dépendant.

1.3 HEPATAUG

1.3.1 Présentation

Comme mentionné précédemment, notre équipe a donc développé un logiciel basé sur une technologie de RA, appelé *HEPATAUG*. A l'heure actuelle l'utilisation de la RA en chirurgie a déjà été décrite en gynécologie (7), urologie (8), lors de surrénalectomies (9), en neurochirurgie et surtout en orthopédie (10)(11). Néanmoins, contrairement au foie, ces organes restent relativement fixes au sein de l'abdomen, peu déformables et de petite taille

permettant une bonne visibilité globale en per opératoire. L'utilisation de la RA requiert un recalage d'image qui fonctionne par la superposition des structures anatomique en 3D (obtenues à partir d'une imagerie préopératoire) sur l'image cœlioscopique de l'organe en question. L'organe du patient devient ainsi virtuellement transparent, permettant au chirurgien de visualiser les structures internes comme les vaisseaux et les lésions tumorales non visibles à la surface hépatique. Le recalage d'image en cœlioscopie monoculaire par alignement d'un modèle 3D sur l'image cœlioscopique en 2D per-opératoire est un problème très difficile à résoudre. Ceci est dû à l'absence de repères visuels visibles à la fois sur l'imagerie préopératoire et sur l'image cœlioscopique, ainsi qu'au champ de vision relativement restreint de la camera de cœlioscopie par rapport à un organe volumineux comme le foie. Les autres principaux obstacles sont les facteurs contribuant au changement de la représentation de l'organe en per-opératoire comparé à l'imagerie pré-opératoire, comme les mouvements cardio-respiratoires, le pneumopéritoine, et la gravité qui agit dans différentes directions sur un organe très déformable. On peut évoquer aussi dans ce contexte la fumée due aux différents outils utilisés pour sectionner le foie, et le changement d'angle de vision per-opératoire par les différents orifices de trocarts. En outre, la cœlioscopie monoculaire ne fournit pas d'information sur la profondeur de l'image. En ce qui concerne spécifiquement le foie, la RA est particulièrement difficile à appliquer car il s'agit d'un organe volumineux partiellement visible en per-opératoire et qui possède une consistance souple le rendant très déformable (contrairement par exemple à l'utérus qui, même s'il est mobile, présente une consistance assez rigide). Plusieurs types de recalage sont actuellement décrits :

- le recalage manuel : le recalage et l'orientation du modèle 3D sont entièrement réalisées par l'homme. Un technicien fait concorder l'ensemble de la surface du modèle 3D virtuel sur la surface visible de l'image du foie issue du laparoscope

- Le recalage automatique : le recalage est entièrement réalisé par le logiciel et intègre un modèle biomécanique hépatique pour simuler la déformation. Ce type de recalage est encore aujourd'hui en cours de développement car insuffisamment précis.
- Le recalage semi-automatique : le recalage combine les deux approches précédentes. Le chirurgien doit réaliser quelques marquages sur l'image laparoscopique et le modèle 3D virtuel. Ces repères visuels sont ensuite utilisés par le logiciel de RA pour recaler automatiquement le modèle 3D virtuel non-rigide sur l'image laparoscopique.

A l'heure actuelle les équipes de recherche en RA pour la chirurgie hépatique cœlioscopique monoculaire utilisent un recalage rigide du modèle 3D préopératoire sur l'image du foie per opératoire (12)(13)(14). Plusieurs méthodes ont été proposées afin de résoudre le problème du recalage déformable de l'image automatiquement. Malheureusement, aucune ne fonctionne efficacement dans les conditions opératoires usuelles en cœlioscopie monoculaire.

1.3.3 Contribution du logiciel

HEPATAUG résout le problème du recalage d'image déformable de manière semi-automatique. Il apporte une contribution majeure en chirurgie hépatique puisqu'il utilise un modèle 3D préopératoire déformable. En outre, par rapport aux travaux précédents, HEPATAUG possède les avantages suivants : premièrement, il a été conçu spécialement pour la chirurgie hépatique cœlioscopique monoculaire, même s'il peut aussi être utilisé également en chirurgie ouverte. Deuxièmement, HEPATAUG propose une solution semi-automatique, c'est à dire que le logiciel nécessite que le chirurgien marque les contours du foie sur l'image cœlioscopique ainsi que sur le modèle 3D pré-opératoire. Une fois cette manœuvre réalisée, le logiciel possède toutes les informations nécessaires afin réaliser le recalage automatique, qui prend environ 45 secondes. Il est ainsi facile et rapide de réaliser cette tâche pendant le geste chirurgical. Au total, le chirurgien perd moins de 3 minutes afin

de produire une augmentation sur l'image cœlioscopique. Troisièmement, HEPATAUG réalise un recalage d'un modèle 3D pré-opératoire déformable sur une image en 2D.

Le dernier avantage est qu'HEPATAUG peut être utilisé au bloc opératoire avec un simple ordinateur, sans matériel spécifique supplémentaire, et sans changer les habitudes chirurgicales ni le matériel utilisé par les équipes expertes en chirurgie hépatique.

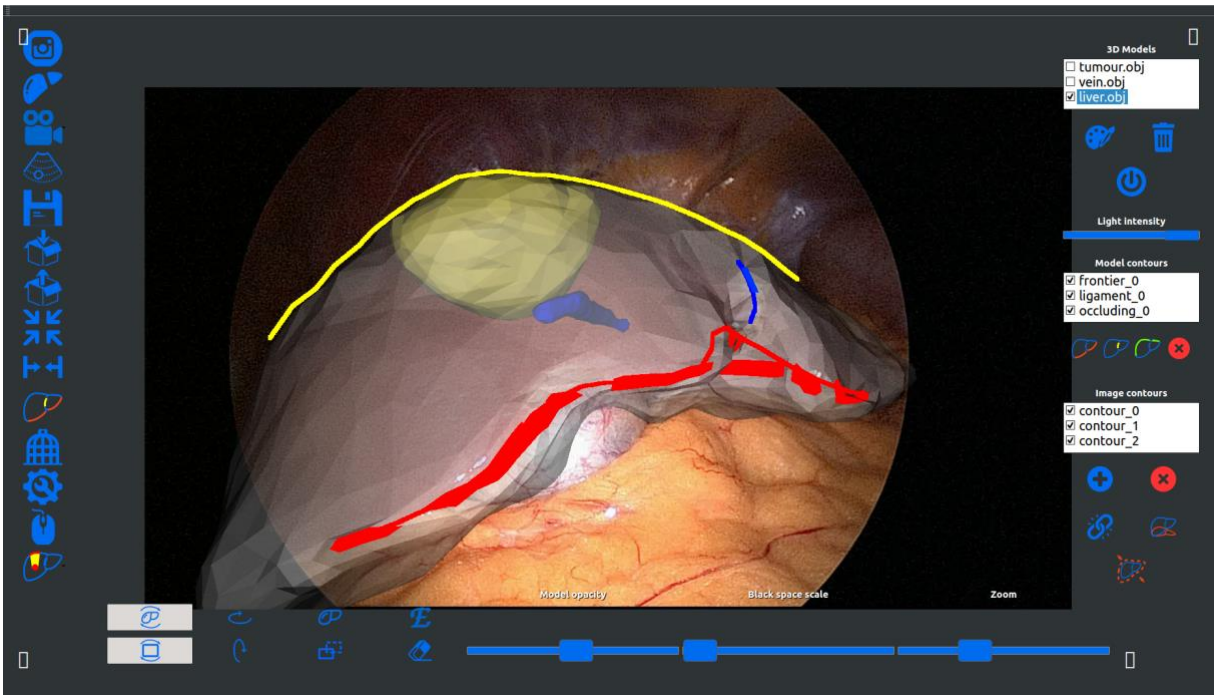

Figure 1 Interface d'HEPATAUG en per-opératoire vue depuis l'écran d'un simple PC pendant le recalage d'un foie virtuel 3D sur l'image laparoscopique. En rouge, le bord antérieur du foie dessiné par le chirurgien, en bleu le ligament falciforme, en jaune la silhouette du foie.

1.3.3.1 études expérimentales

Pour tester notre système récemment conçu, nous avons déjà réalisé une évaluation quantitative par analyse informatique (dite « *in silico* », figures 2 et 3) et sur un fantôme en silicone (par impression 3D, figure 4), ainsi qu'une évaluation qualitative sur image cœlioscopique à partir de 10 patients (figure 5)-(15).

Nous avons donc comparé les performances d'HEPATAUG *(méthode proposée)* à celles d'un logiciel de recalage *rigide* (qui consiste à superposer manuellement le modèle 3D pré-opératoire sur l'image cœlioscopique) ainsi qu'à un logiciel de recalage *déformable (*qui s'adapte aux déformations du foie en prenant en compte les repères anatomiques sans prendre en considération les déformations dues au pneumopéritoine et la gravité). L'expérience *in silico* (28) a étudié la précision du recalage du modèle 3D (construit à partir d'une TDM d'un patient) sur un autre modèle 3D synthétique de référence sur lequel ont été appliquées des forces de déformations dues à la gravité, le pneumopéritoine et les organes adjacents. Nous avons procédé à l'évaluation de la qualité du recalage : dans un premier temps pour 7 positions différentes du modèle synthétique (figure 2), et dans un deuxième temps pour un champ de vision de plus en plus restreint (10, 20 et 30%, figure 3). Les résultats sont représentés en calculant l'erreur quadratique moyenne de la qualité du recalage d'image en millimètre. Ces expériences ont montré que la qualité de l'augmentation du logiciel HEPATAUG était largement supérieure aux deux autres systèmes.

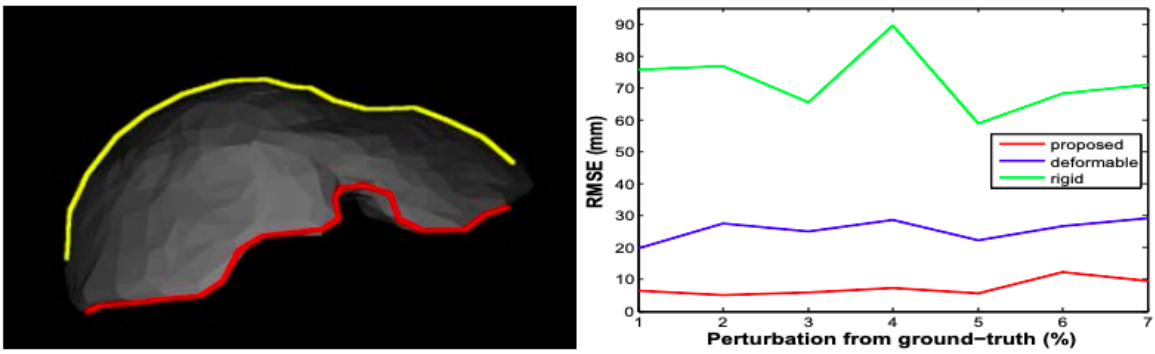

Figure 2 Évaluation quantitative d'images in silico

L'image de gauche montre le modèle 3D synthétique de référence. Le graphique à droite montre une comparaison du degré d'erreur du système proposé par rapport au logiciel de recalage déformable, sur 7 positions différentes du modèle synthétique de référence. HEPATAUG (en rouge) se montre consistant et plus précis que le recalage rigide (en vert) et déformable (en bleu).

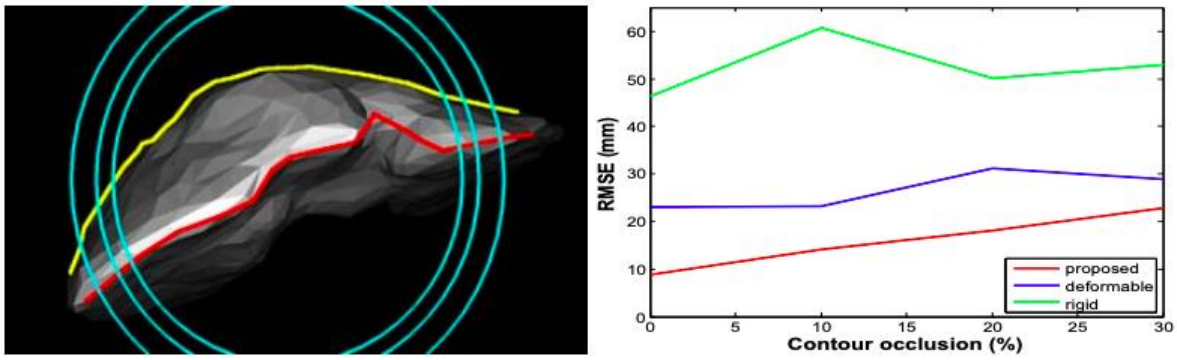

Figure 3 Evaluation quantitative pour un champ de vision de plus en plus restreint

L'image de gauche montre le modèles 3D de référence et les 3 niveaux de visibilités des contours hépatiques évalués. Du plus large au plus restreint le champ de vision des cercles représenté cache respectivement 10 %, 20 % et 30 des repères anatomiques utilisés pour l'augmentation d'image. L'erreur quadratique moyenne du recalage d'image réalisé par HEPATAUG reste faible par rapport au logiciel de recalage déformable mentionné ci haut.

Nous avons ensuite réalisé l'impression 3D d'un fantôme en silicone construit à partir de la TDM d'un patient (figure 4). Après avoir induit sur le fantôme des déformations correspondant aux forces exercées par la gravité et le pneumopéritoine, la précision du recalage d'image a été évaluée pour les 3 systèmes. Cette évaluation a montré que le logiciel HEPATAUG avait globalement une meilleure précision de recalage que les 2 autres modèles, même pour la partie postérieure du modèle.

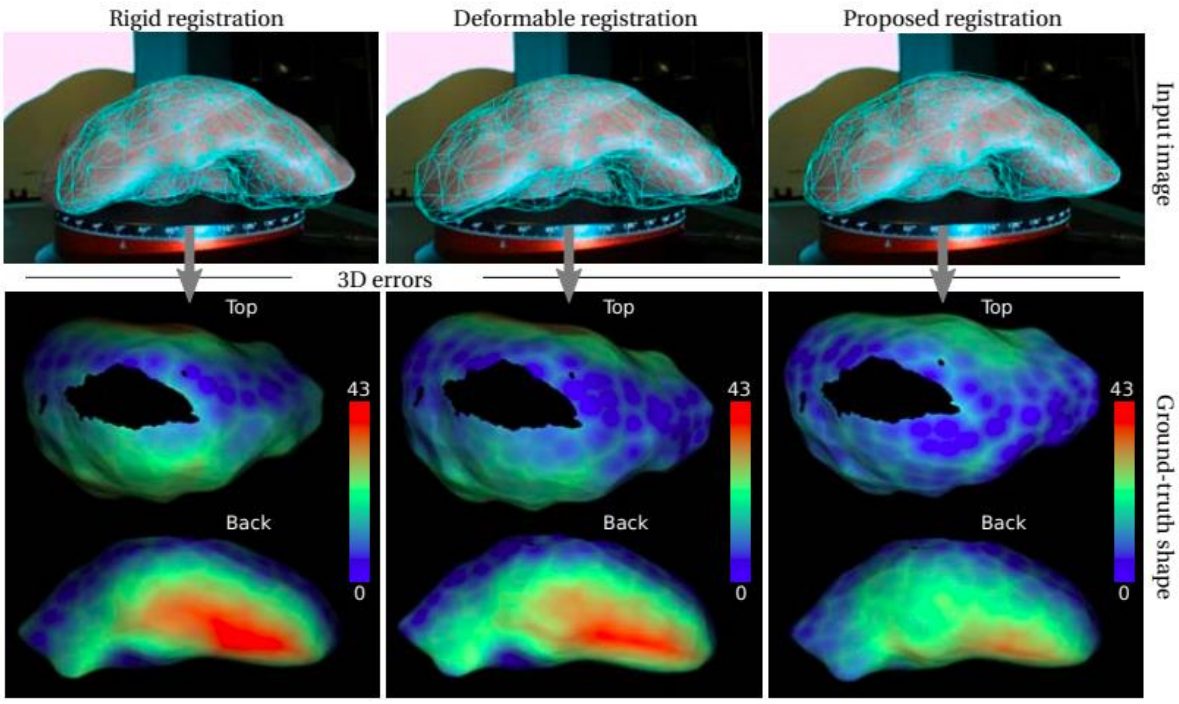

Figure 4 Évaluation quantitative sur fantôme en silicone

L'image montre une carte couleur des erreurs de recalage (en mm), de différents points de vue. Le logiciel HEPATAUG se montre largement supérieur

Enfin, l'évaluation qualitative *in vivo* consistait à comparer la qualité du recalage des 3 méthodes pour des images de foie de 2 patients différents. La qualité d'augmentation était évaluée sur plusieurs photos des foies et pour différents points de vue. Cette évaluation, certes subjective, a cependant démontré que HEPATAUG était plus précis que les 2 autres modèles (figure 4).

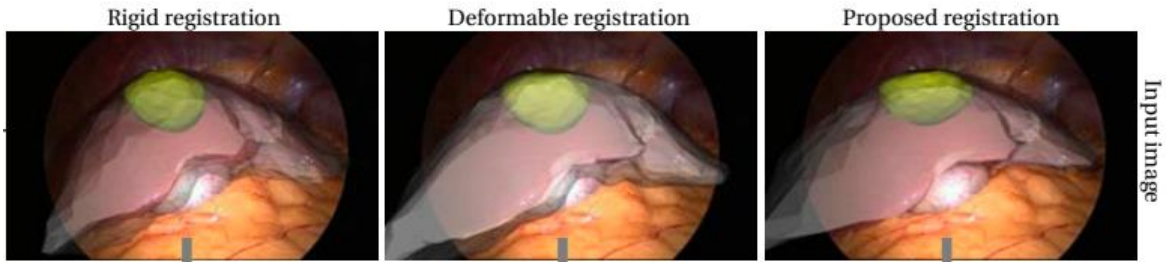

Figure 5 Evaluation qualitative du recalage d'image in vivo

La qualité du recalage de la méthode proposée (HEPATAUG) paraît plus précise que les deux autres systèmes.

1.3.3.2 étude clinique

Nous avons aussi démontré la faisabilité de la chirurgie basée sur notre système de RA en situation clinique sur 17 patients (16). L'utilisation de notre logiciel combiné à l'échographie ne prolongeait pas la durée opératoire. HEPATAUG a même permis le changement de notre stratégie chirurgicale dans 2 cas de figures :

1) Une recoupe chirurgicale après une segmentectomie 6 pour métastase hépatique de cancer colorectal (CCR) a été réalisée car HEPATAUG retrouvait une marge limite sur le recalage à postériori. Cela a permis une résection saine sur le plan carcinologique.

2) Une lésion de CHC a été identifiée par le logiciel HEPATAUG. Cette lésion n'était pas visible en EIO du fait de la présence d'une cirrhose macro-nodulaire. La résection a été faite guidée uniquement par RA.

1.3.4 Fonctionnement d'HEPATAUG

Notre équipe a déjà conçu un système de réalité augmenté spécifique pour la chirurgie gynécologique coelioscopique : « UTERAUG »(7)(17)(18). Ce système a été validé qualitativement et quantitativement en situation clinique ainsi que sur modèle animal et synthétique en 3D. Ces travaux ont démontré la supériorité et le bénéfice que peut apporter un système de RA en ce qui concerne la précision et la planification de la résection chirurgicale. HEPATAUG utilise un autre algorithme qui a été inspiré de ces travaux fondamentaux précédemment publiés (19)(15)

Au bloc opératoire, le logiciel est installé sur un ordinateur séparé placé à côté de la colonne de cœlioscopie. Afin d'initier le recalage d'image, le logiciel nécessite le chargement du

modèle 3D pré opératoire (obtenu à partir du TDM pré opératoire) ainsi qu'une image du foie en cœlioscopie (obtenu en per opératoire).

Figure 6 Installation au bloc opératoire. A : Ecran HEPATAUG. B : Echographe intraopératoire cœlioscopique. C : Colonne de cœlioscopie

Etape pré-opératoire. Un modèle 3D du foie d'un patient est conçu à l'aide d'un logiciel de segmentation d'images téléchargeable gratuitement : MITK®. La segmentation consiste à repérer les structures qui doivent apparaître sur le modèle 3D (le foie, les tumeurs, la veine cave inférieure, le ligament rond, le pédicule portal, les veine sus-hépatiques…) et à les contourer manuellement sur chaque coupe axiale scannographique. Le logiciel reconstruit ensuite automatiquement le modèle 3D, qui est sauvegardé pour une utilisation ultérieure. Cette étape reste actuellement chronophage, mais indispensable devant l'imprécision des logiciels de segmentation automatique. De plus, ce logiciel MITK fourni un modèle 3D compatible et adapté à notre logiciel de RA.

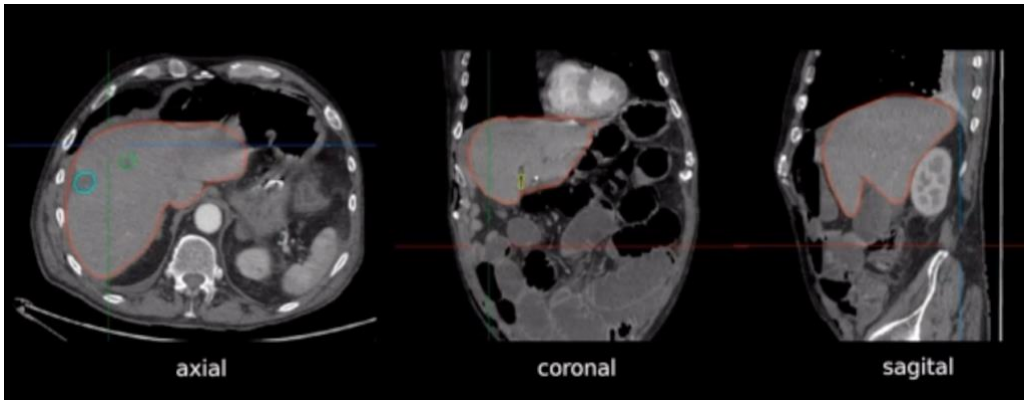

Figure 7 Segmentation du foie (en rouge) et des tumeurs (bleu et vert)

En per-opératoire, le logiciel va pouvoir réaliser un recalage d'image semi-automatique : HEPATAUG exige ainsi que le chirurgien enregistre une photo de la région hépatique concernée et qu'il la charge dans le logiciel. L'assistant procède alors au marquage des contours visibles du foie sur l'image cœlioscopique sélectionnée ainsi que sur le modèle 3D préopératoire. Ces repères anatomiques comprennent la silhouette hépatique, le bord (ou crête) du foie dont la forme est conditionnée par les empreintes des organes voisinant sur la limite inférieure du foie, et le ligament falciforme qui divise le foie en 2 lobes. Ces repères anatomiques ont été choisis car ils sont facilement discernables sur le foie en per-opératoire ainsi que sur les modèles 3D. Cette tâche est réalisée en moins d'une minute.

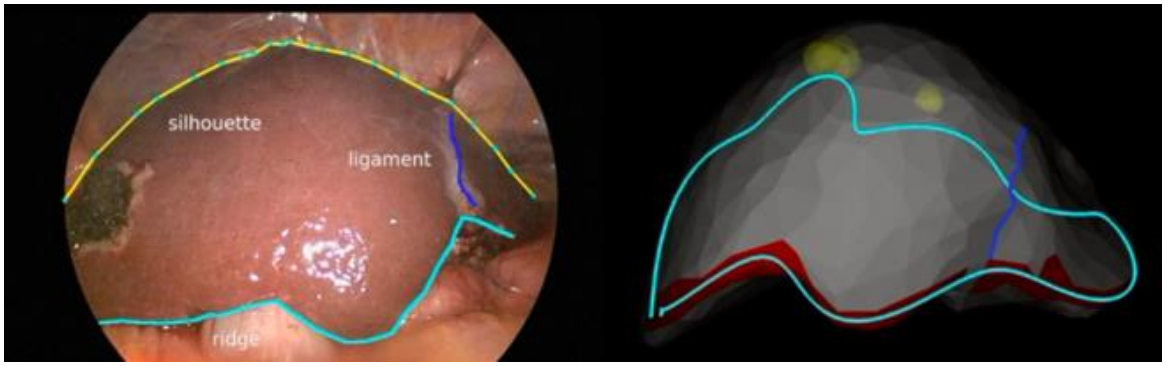

Figure 8 Marquage des repères anatomiques sur l'image coelioscopique et le modèle 3D. Bleu vert = crête du foie ; jaune = silhouette du foie ; bleu = ligament falciforme

Recalage d'image. La technique de recalage a été créée au sein de notre laboratoire EnCoV, et utilise plusieurs algorithmes : le modèle élastique Neo-Hookean utilisé pour prédire le comportement de matériaux élastiques selon une équation non linéaire adaptée à l'élasticité du foie. (20)(21)(22), la méthode des éléments finis (finite element method, FEM) permettant de diviser de volumineuses structures en multiples sous unités, et l'application de l'« Iterative Closest Point (ICP) », permettant de fusionner les points du modèle 3D préopératoire avec leurs homologues sur le foie réel.

C'est ainsi que HEPATAUG réalise ensuite automatiquement un recalage déformable du modèle 3D pré opératoire sur l'image cœlioscopique enregistrée. Une fois la superposition du modèle 3D sur le foie réel effectuée, toute information visuelle segmentée dans le modèle 3D – structures anatomiques intra hépatiques comprises – peut être affichée sur l'image cœlioscopique. Le logiciel fourni ainsi des informations concernant l'emplacement et la formes des tumeurs avec le moins de bruit et d'erreurs de profondeur possible, afin de ne pas tromper ou distraire la perception du chirurgien. Nous pouvons ainsi visualiser une représentation semi transparente du foie en 3D sous différents points de vue, afin de choisir la direction de transsection parenchymateuse optimale.

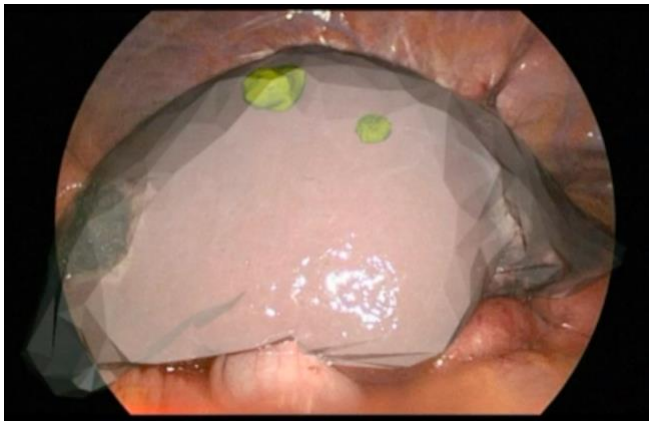

Figure 9 Recalage d'un modèle virtuel semi transparent sur une image réelle en per-opératoire. Deux tumeurs deviennent ainsi visibles par transparence (couleur jaune)

Afin de continuer le développement de notre logiciel, nous avons décidé de pratiquer une évaluation quantitative par résection tumorale sur modèle animal. Le but de notre travail était d'évaluer la précision de la résection tumorale lors du guidage par HEPATAUG comparé au guidage échographique. C'est la deuxième étude pré clinique qui a évalué le bénéfice de la chirurgie guidée par image, en pratiquant des résections tumorales avec étude statistique des marges de résections.

2. MATERIELS ET METHODES

2.1 CHOIX DU MODÈLE ANIMAL

Afin de réaliser une évaluation correcte de notre logiciel, le premier travail a été de choisir le bon modèle animal. Le foie de brebis s'est avéré le choix idéal, car il présente plusieurs avantages par rapport aux autres modèles disponibles tout en restant macroscopiquement proche du foie humain :

- La présence de 2 lobes (dont 1 lobe accessoire, pouvant facilement être réséqué).
- Un Pont parenchymateux inter-lobe large
- Un ligament falciforme visible à la surface
- Une taille approchant celle du foie humain sur le plan macroscopique, avec présence d'une bord antérieur (ridge) tranchant angulation bien discernable.
- Consistance et déformabilité comparable au foie humain, permettant de l'utiliser secondairement dans le domaine de « deep learning » afin de développer le « tracking ».
- Dimensions correctes adaptées au pelvi-trainer (où les résections seront réalisées)

Ces caractéristiques font que le foie de brebis possède les repères anatomiques utilisés par HEPATAUG et permettent donc d'assurer une augmentation correcte de l'image.

Figure 10 Foie de brebis et son ligament falciforme visible à la surface

Cependant, le foie de brebis présente quelques inconvénients qui se sont avéré des obstacles pour le bon déroulement des expériences :

- L'épaisseur du foie de brebis est relativement réduite.
- Les gros vaisseaux sont situés proches de la surface hépatique et facilement accessibles engendrant ainsi des difficultés lors de la création du modèle pseudo-tumoral et lors de l'évaluation de la précision du logiciel concernant la profondeur tumorale (23)(24).

2.2 CRÉATION DU MODÈLE PSEUDO-TUMORAL

2.2.1 Développement du modèle

Notre protocole a été inspiré de publications précédemment réalisées au sein de notre équipe (18)(25). Afin de déterminer la substance idéale à utiliser, plusieurs agents ont été testés : le silicone, la résine de polyuréthane et l'alginate.

Pour chaque produit nous avons évalué la facilité de préparation et d'injection du produit, la reproductibilité des protocoles, la visibilité non désirée à la surface du foie et la possibilité de palpation tumorale à travers le parenchyme hépatique. L'objectif était de créer un mélange possédant une viscosité adéquate minimisant l'extravasation du produit à travers le site d'injection ainsi qu'en intra parenchymateux, tout en maintenant une fluidité permettant une injection facile à travers le trocart. Le silicone (Silicone plomb, Dalbé,) s'est avéré trop visqueux et difficilement injectable. Un autre mélange fait à partir du résine de polyuréthane (résine polyuréthane – 2x500g - Dalbé) était aussi difficilement reproductible car la solidification prenait moins d'une minute et donc laissait une marge de manœuvre très courte pour créer la tumeur au sein du parenchyme. Finalement, le modèle pseudo-tumoral idéal respectant nos principales exigences était basé sur l'utilisation de l'alginate (Alginate nourrisson-DTM). Le but était de créer plusieurs tumeurs intra parenchymateuses mesurant entre 10 à 20mm.

2.2.2 Création des pseudo-tumeurs

La concentration optimale du mélange d'alginate était déterminée en injectant différentes concentrations d'alginate au sein du parenchyme, suivi par la réalisation d'un scanner afin d'évaluer la densité, la forme, et surtout la diffusion de l'alginate au sein de l'organe. Afin de vérifier la structure des pseudo-tumeurs créées et de contrôler la diffusion du produit au sein du foie, les injections étaient réalisées sous guidage échographique. Notre équipe a ainsi finalisé un protocole reproductible : le mélange d'alginate a été préparé en ajoutant de l'eau tiède à la poudre à la concentration optimale de 0,5g/mL.

Afin d'éviter la diffusion de l'alginate dans le parenchyme, surtout à travers les gros vaisseaux, l'agarose LMP (Low Melting Point, bas point de fusion) a été ajouté à une concentration de 1% à la suspension d'alginate pour créer une réticulation stable et injectable en intra parenchymateux. L'agarose a ainsi été dissout à 65°C puis mélangé à la suspension d'alginate à 37°C. Après agitation pendant 45 secondes, le mélange était transféré dans une

seringue de 60 cc. Un robinet 3 voies était placé au bout de celle-ci ainsi qu'une seringue de 2 cc. Des manœuvres d'aller-retour étaient faites afin d'assurer une bonne homogénéisation du gel et de l'alginate, tout en attendant le refroidissement progressif du mélange.

La solidification était totale à 4 minutes, et le mélange atteignait une viscosité importante le rendant non injectable à partir de 3 minutes. Pour cette raison, le mélange était injecté en intra parenchymateux à l'aide d'une seringue de 2 mL, entre 1min 45 secondes et 2min 30 secondes. 0,5 à 1,5 mL de produit suffisait afin de former une tumeur de taille voulue. L'injection devait être lente, s'étalant sur une durée de 5 à 7 secondes. Elle devait être aussi réalisée au niveau de la face postérieure du foie (invisible pendant les résections). Trois à 5 tumeurs ont été créées dans chaque foie.

Figure 11 Foie de brebis posé sur sa face antérieure.

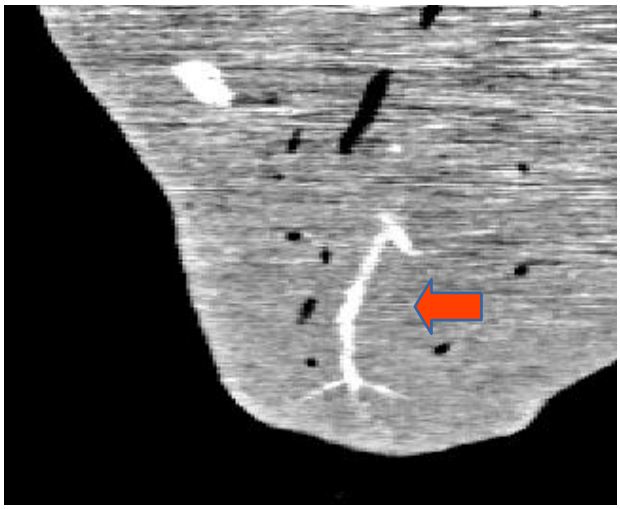

Figure 12 Diffusion d'une pseudo-tumeur en intra parenchymateux dans l'axe d'un vaisseau

Figure 13 Manœuvre d'aller-retour assurant la dissolution totale du mélange

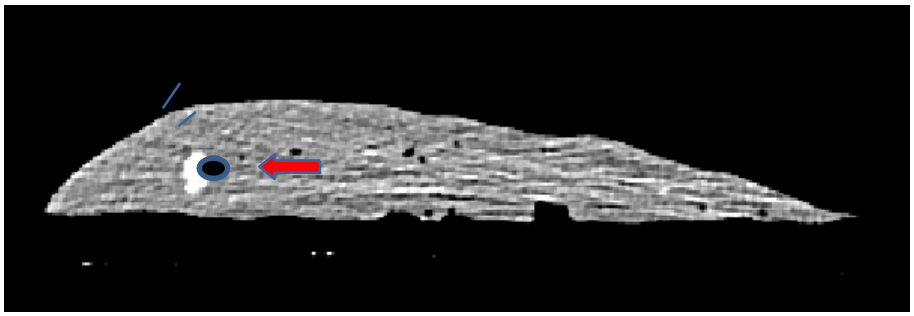

Figure 14 Pseudo-tumeur d'aspect compact malgré la proximité des vaisseaux

2.3 IMAGERIE DES PSEUDO-TUMEURS

La création du modèle 3D préopératoire nécessite la réalisation d'une imagerie montrant de façon claire le foie et les structures intra hépatiques. Nous avons donc testé les 2 techniques d'imagerie utilisées en situation clinique pour le diagnostic des tumeurs intra hépatiques. Un TDM et une IRM ont donc été réalisés pour trois spécimens de foie, dans lesquels 3 à 5 tumeurs ont été créées.

Sur l'imagerie scannographique, les pseudotumeurs paraissent hyperdenses, bien limitées, sans artéfacts intra parenchymateux et donc facilement identifiables. En outre, sur l'IRM 3T séquence T1 les pseudo-tumeurs paraissent hypodenses, difficilement identifiable dans le parenchyme hépatique devant la présence de nombreux artefact péri-tumoraux, engendrant des lésions mal limités (probablement dû aux vibrations importantes de la machine malgré des tentatives de fixation multiples de l'organe). Pour ces raisons le scanner a été utilisé pour la suite des expériences.

Technique - Les échantillons de foie étaient posés sur une surface rigide sur leur face postérieure. Une aiguille sous cutanée était placée à l'origine du ligament falciforme afin de mimer le ligament rond pour le rendre facilement discernable sur les TDM. Deux à trois échantillons de foie ont été scannés simultanément. Les paramètres de la machine ont été réglés afin de réaliser des coupes de 1,5mm.

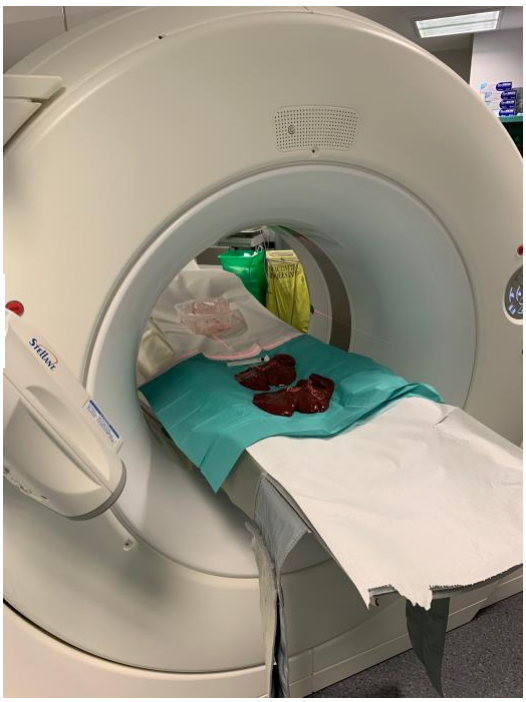

Figure 15 Position des échantillons de foie pendant la réalisation du TDM

2.4 RECONSTRUCTION 3D DU MODÈLE PRÉ-OPÉRATOIRE

Nous utilisons un logiciel interactif de traitement d'imagerie médicale nommé MITK (medical imaging interation toolkit). C'est un logiciel d'accès libre développé par le German cancer research center. La segmentation des organes est faite manuellement. Le chirurgien doit dessiner le contour du foie ainsi que celui des pseudo-tumeurs et de l'aiguille sous cutanée dans sa portion extra hépatique, sur toutes les coupes scannographiques, dans le seul plan axial. Le logiciel permet en même temps de calculer le volume des structures segmentées et d'évaluer leur profondeur. Comme mentionné précédemment, cette étape est chronophage mais nécessaire car plus précise que les logiciels de segmentation automatique.

Après segmentation, MITK crée automatiquement un modèle 3D à partir des informations fournies. Par la suite, une simplification de notre modèle est obligatoire. En fait notre système supporte une quantité d'information limitée afin de pouvoir réaliser une déformation adéquate, simple et rapide. Cette étape est effectuée à l'aide d'un 2ème logiciel de traitement de maillage 3D d'accès libre et gratuit nommé Meshlab. Ce logiciel propose différents filtres de nettoyage, de simplification et de suppression de bruit. Le maillage créé par MITK présente une surface irrégulière car la reconstruction est faite par fusion de coupes scannographiques successives. Cette dernière étape reste rapide et nécessite une dizaine de minute par modèle. Les structure 3D qui en sortent sont donc adoucies, lissées et leur représentation dans l'espace se rapproche plus de la réalité.

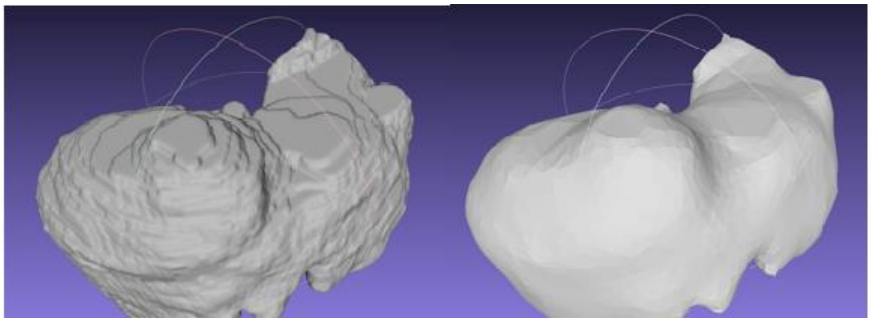

Figure 16 Différence d'aspect avant et après simplification et lissage du modèle 3D

2.5 INSTALLATION CHIRURGICALE

Un pelvi-trainer était posé sur la table opératoire, face à une colonne de cœlioscopie. L'ordinateur (sur lequel était chargé HEPATAUG) type Intel i7 desktop workstation avec NVidia 980Ti GPU et la visualisation montrée sur un écran tactile de 45cm était placé à droite. Durant nos expériences, l'organe devait rester immobile, et la caméra coelioscopique stabilisée car notre logiciel ne permet pas d'effectuer du tracking (le tracking permet un suivi continu du foie réel par le modèle 3D après recalage déformable). Notre recalage d'image ne suit pas en temps réel les déformations et le mouvement du foie, ni celui de la camera. Cela signifie qu'une mobilisation de la camera ou du foie entraîne des erreurs de recalage de l'image réalisée.

Il est important de mentionner le fait que la conformation du foie en per-opératoire était intentionnellement modifiée par rapport au TDM pré opératoire afin de bien tester la robustesse de notre système. De légères déformations du parenchyme étaient créées de façon randomisée.

Le laparoscope était installé à travers le même trocart central, immobilisé par un bras de Martin, et sa direction orientée vers la lésion cible. Les ciseaux monopolaires et la pince fenêtrée étaient placés dans des trocarts de part et d'autre de la camera coelioscopique.

Afin de se mettre en situation clinique idéale pour une tumorectomie par cœlioscopie et de standardiser les résections pour les différents chirurgiens, le foie était placé sur un support en bois incliné selon angle de 45° par rapport à l'horizontale, sa face antérieure orientée vers le chirurgien. Le foie ainsi positionné quasi perpendiculairement à la direction du cœlioscope et des instruments chirurgicaux permettait ainsi à l'opérateur de pratiquer des résections tumorales sur tous les segments hépatiques pour une position fixe du foie, mimant donc une situation clinique. Toutes les tumorectomies ont été pratiques utilisant la même installation et la même configuration des instruments chirurgicaux.

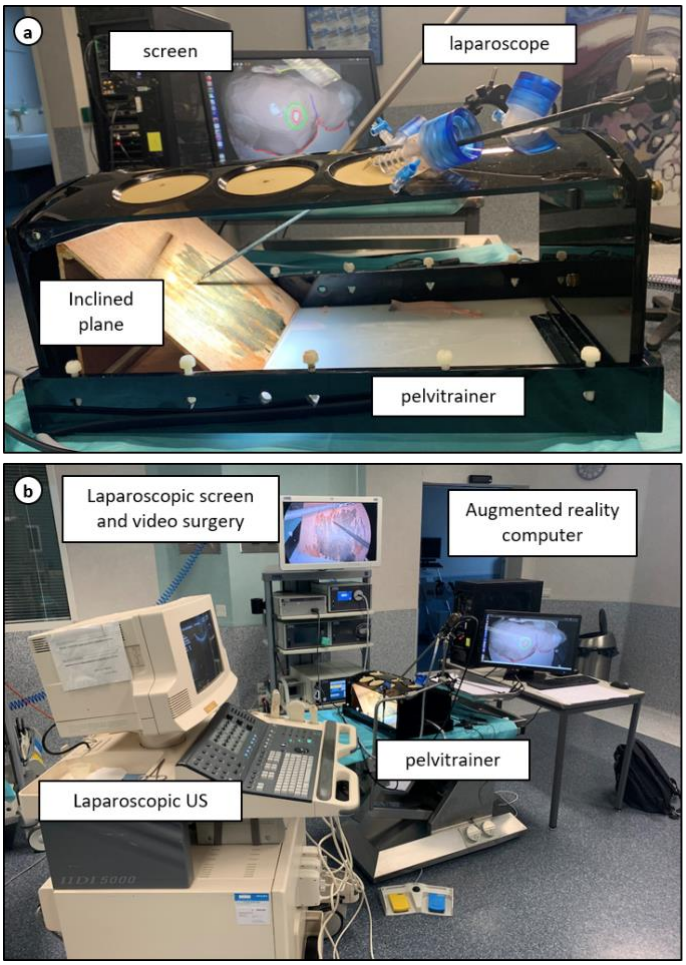

Figure 17 Installation chirurgicale

2.6 RECALAGE DÉFORMABLE SUR HEPATAUG

Le logiciel HEPATAUG requiert l'enregistrement d'une photo de la région du foie concerné après immobilisation de la camera dirigée dans la direction de la pseudo-tumeur. Afin de mimer les situations cliniques de tumorectomie par cœlioscopie, la caméra était dirigée dans la direction de la tumeur à réséquer. Sachant qu'en chirurgie hépatique cœlioscopique le chirurgien ne peut visualiser que partiellement le foie, la photo choisie devait contenir la région où se situe la lésion cible, avec un maximum de zoom montrant une image partielle de l'organe. La seule contrainte exigée par HEPATAUG est d'assurer une visibilité des repères anatomiques utilisés pour le recalage : la totalité ou une partie de la silhouette, le bord antérieur du foie et le ligament falciforme si possible. La photo de l'image

de cœlioscopie était ensuite chargée sur HEPATAUG ainsi que le modèle 3D construit à partir du TDM préopératoire. Comme évoqué précédemment, notre logiciel fonctionne de manière semi-automatique. L'étape manuelle correspond au marquage des repères anatomiques sur l'image cœlioscopique du foie ainsi que sur le modèle 3D, et la pseudo-tumeur à réséquer. Ils incluent obligatoirement :

- La silhouette hépatique qui correspond à la limite supérieure visible du foie (*en jaune)*
- Le ligament falciforme qui divise le foie en 2 lobes et visible à la surface du foie en cœlioscopie, et deviné par analogie au niveau de la surface du modèle 3D du foie grâce à la reconstruction 3D de l'aiguille sous cutanée à son origine (correspondant au ligament rond chez l'homme) (*en bleu)*
- Le bord antérieur du foie, qui correspond à la limite antérieure du foie (*en rouge)*

Cette manœuvre est effectuée en 1 minute environ. A ce stade, HEPATAUG possède désormais toutes les informations nécessaires pour réaliser une augmentation de l'image. Le logiciel effectue un recalage déformable du modèle 3D sur l'image cœlioscopique du foie. Une fois la superposition de l'image réalisée, toutes les informations disponibles sur le modèle 3D (vaisseaux, tumeurs ou autres structures anatomiques intra hépatiques) sont donc affichées sur l'écran de la colonne de cœlioscopie. Le logiciel fourni des informations concernant la forme tumorale, sa localisation, avec le moins de bruit et d'ambiguïté possible. Il permet de visualiser le foie en 3 dimensions avec différents niveaux de transparence, et surtout de multiples points de vue ; il permet ainsi de choisir précisément la direction et le type idéal de tumorectomie à réaliser.

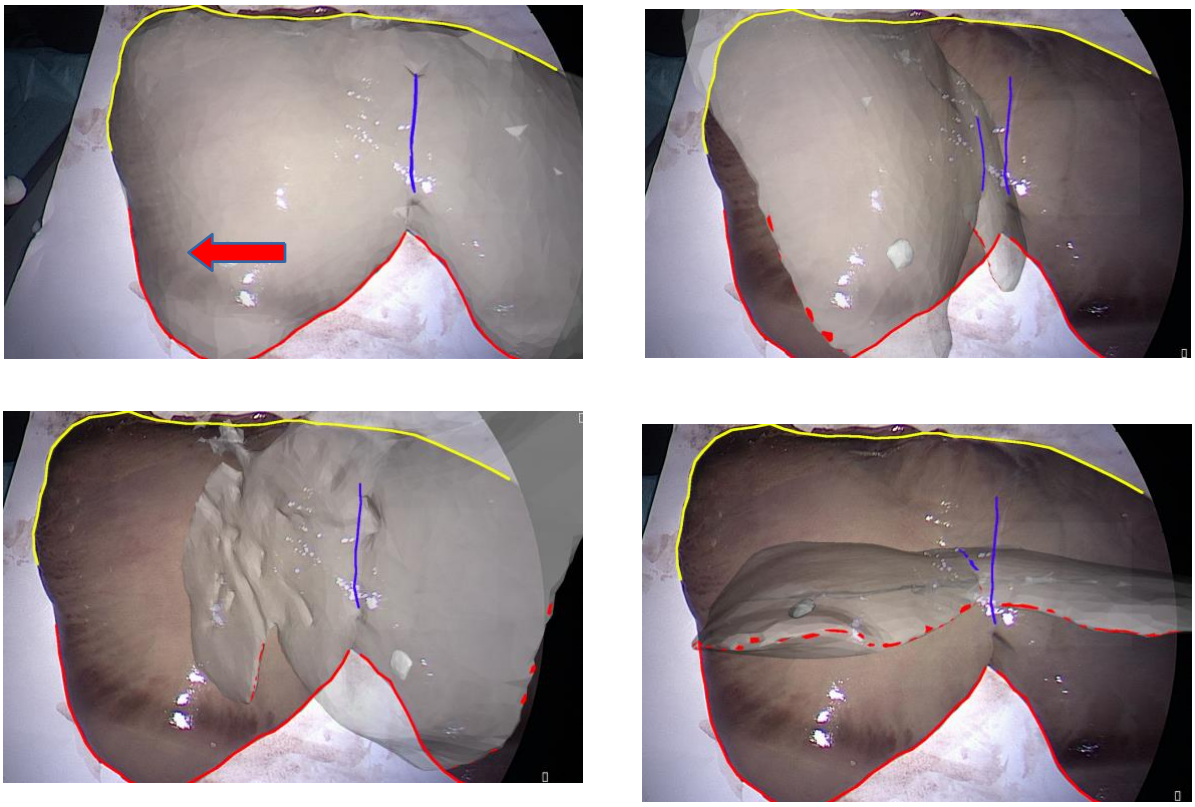

Figure 18 Recalage déformable du foie de brebis. Visualisation du foie, des repères anatomiques ainsi que de la tumeur (flèche rouge) en 3D sous différents points de vue

.

2.7 LA RÉSECTION CHIRURGICALE

L'objectif de cette étape était de pratiquer une ablation de chaque pseudo-tumeur avec une marge chirurgicale saine fixée à 1cm, en effectuant une résection de forme cylindrique de la partie superficielle visible vers la face postérieure du foie. Les échantillons de foie ont été divisés de manière équitable et randomisée en trois groupes :

- Résection basée sur la réalité augmentée seule : groupe réalité augmentée (AR)
- Résection basée sur un repérage par échographie cœlioscopique et TDM pré-opératoire : groupe échographie (US)
- Résection basée sur un repérage combiné des deux techniques : groupe AR/US

Chaque groupe incluait 8 échantillons de foie, dans lesquels 30 pseudo tumeurs ont été créées et réséquées. Le but était d'initier l'expérience par un marquage des marges de résection fixées à 1cm au niveau de la surface du foie à l'aide de ciseaux monopolaires, selon le repérage par la RA ou par l'échographie. La résection était ensuite pratiquée tout en tentant de mobiliser et déformer le foie le moins possible afin de garder une visualisation précise et non erronée de la localisation tumorale. La transsection cylindrique était faite selon la direction des instruments chirurgicaux, et la pièce opératoire n'était mobilisée qu'après transsection totale du parenchyme afin de standardiser la technique de résection chirurgicale. Si la mobilisation du foie était indispensable, la résection était guidée par le marquage réalisé aux ciseaux monopolaires à la surface du foie.

2.7.1 Dans le groupe AR

Les premières résections se sont révélées être un échec : quatre résections étaient trans-tumorale sur les cinq premières expériences. En fait, localiser une tumeur dans un espace tridimensionnel, visualisée par transparence sur une image en 2D était très difficile. Le logiciel et le laparoscope monoculaire ne fournissaient pas d'informations sur la profondeur exacte de la lésion. Le chirurgien devait reconstruire sa représentation virtuelle en 3D tous le long de la résection, ce qui équivaut à regarder un TDM pré opératoire durant l'opération. Sachant que le but de notre système était une automatisation et une standardisation maximale de la pratique chirurgicale.

Afin de pallier ces difficultés, notre équipe d'ingénieurs a conçu un nouvel algorithme. Celui-ci avait pour but de fournir des informations objectives facilement interprétables et pour tout chirurgien voulant pratiquer une tumorectomie par cœlioscopie. Afin de présenter à l'opérateur une notion sur la profondeur tumorale sur une vidéo en 2D, une image de la projection de la tumeur à la surface du foie visible a été mise en place. Le chirurgien pouvait désormais déclencher trois types de projection tumorale, lui permettant de se faire une représentation précise de la localisation tumorale dans l'espace 3D au sein du parenchyme :

- une projection automatique au niveau de la surface du foie visible la plus proche de la lésion

- une projection automatique dans la direction de la lentille de la camera coelioscopique

- une projection semi-automatique sur un point de la surface du foie choisie par le chirurgien

HEPATAUG permettait aussi de montrer une représentation tridimensionnelle de la direction de la projection tumorale à la surface par rapport au centre de la tumeur, ainsi que la profondeur approximative graduée en centimètre de la lésion sur au moins 12 points de projection à la surface. Afin de faciliter davantage la tache de l'opérateur, HEPATAUG fournissait une projection à la surface des marges de résections tumorale (fixées à 1cm) en forme d'anneau dans la direction souhaitée par le chirurgien. La projection au niveau de la surface la plus proche et visible fournissait plutôt une information secondaire pour aider le chirurgien à se localiser dans l'espace.

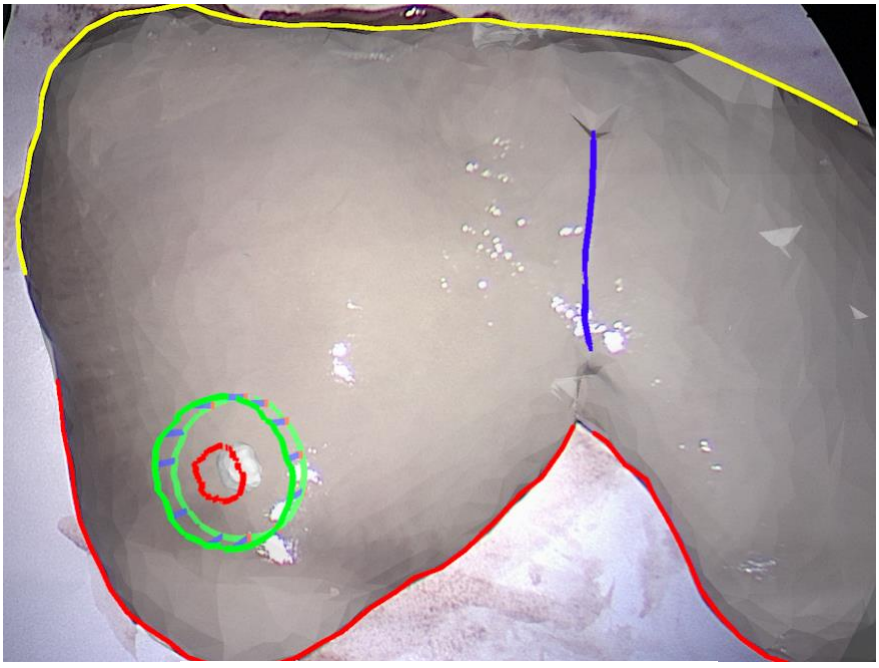

Figure 19 Exemple de projection au niveau de la surface visible la plus proche de la tumeur

La projection sur le point de surface choisi par l'opérateur était très intéressante et efficace en pratique. Elle permettait au chirurgien de choisir la direction dans laquelle il désirait pratiquer la tumorectomie. Nous avons procédé à la pratique de 21 tumorectomies réalisées par trois chirurgiens différents.

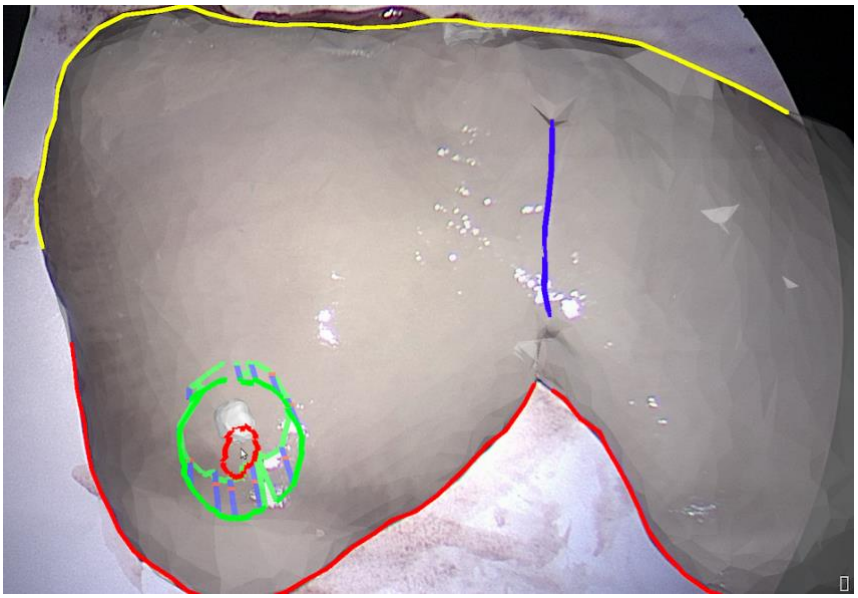

Figure 20 Exemple de projection marqué au choix par l'opérateur à la surface du foie

La projection dans la direction de la lentille de camera laparoscopique était idéale dans notre étude. Premièrement, c'est une manœuvre automatique, éliminant ainsi un biais dû à la différence inter-opérateur. Deuxièmement, elle se fait dans une direction qui se rapproche de celle de nos instruments chirurgicaux : étant donné que notre cœlioscope est immobilisé entre les 2 instruments, la projection est quasiment équivalente à la moyenne des directions de ces derniers. En pratique, nous débutions par le recalage déformable comme décrit précédemment. La projection de la tumeur ainsi que les marges de résection à la surface du foie (fixées à 1 cm) dans la direction de la caméra était déclenchée. La profondeur tumorale par rapport à la projection à la surface s'affichait automatiquement. Une visualisation du foie en 3D sous différents points de vue était explorée afin de créer une représentation virtuelle de la localisation tumorale dans l'espace. L'opérateur avait alors en sa possession des informations concernant la profondeur, les marges idéales et la direction de résection. Une

résection cylindrique était pratiquée en respectant les marges calculées par le logiciel. Si la mobilisation du foie était indispensable, la résection était poursuivie dans la direction des outils chirurgicaux.

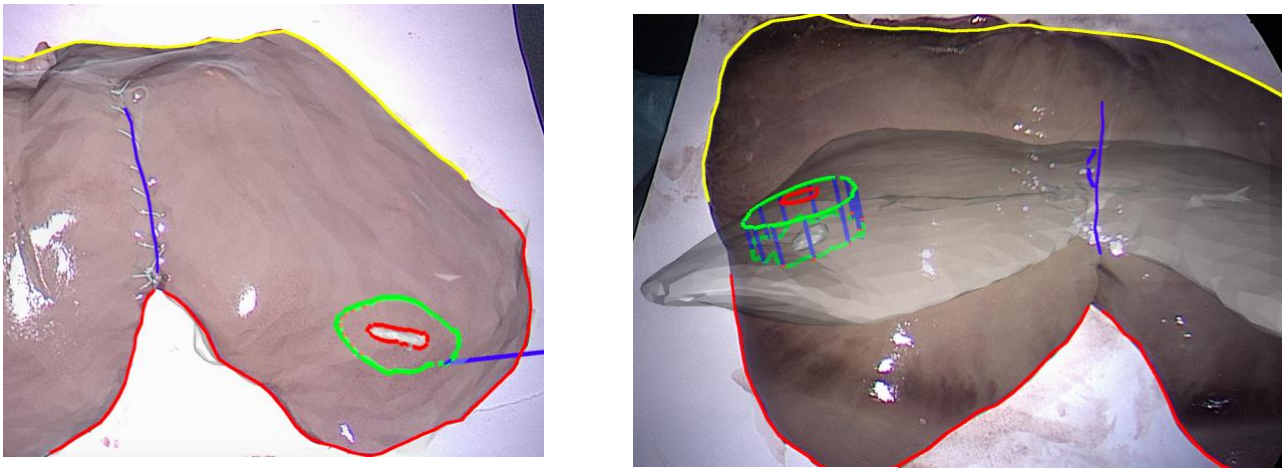

Figure 21 Exemples de projection dans la direction de la camera cœlioscopique. Alignement complet des marges profonde et superficielle

2.7.2 Dans le groupe échographie (US)

L'installation n'était pas modifiée. Le scanner pré-opératoire était affiché sur l'écran de l'ordinateur placé à proximité de la colonne de cœlioscopie. L'imagerie était consultée tout le long de l'expérience comme en situation clinique au bloc opératoire.

Le chirurgien localisait la lésion avec une sonde d'échographie. Les pseudo-tumeurs d'alginate paraissent hyper échogènes avec des limites nettes et facilement identifiables. La sonde d'échographie était dirigée dans la direction de la droite qui joint les trocarts des instruments chirurgicaux à la tumeur tout le long du repérage des marges. La marge chirurgicale approximative de 1cm était marquée, à la surface du foie à l'aide des ciseaux monopolaires. La résection était pratiquée selon la même technique et la même configuration de trocart de cœlioscopie que décrit précédemment.

2.7.3 Dans le groupe AR/US

Afin de pouvoir combiner les 2 techniques, l'expérience a été initiée par la réalisation d'un recalage d'image en RA, suivi par le marquage des marges de résections comme décrit dans le paragraphe du groupe RA. Après initiation de la transsection hépatique sur 5 mm de profondeur, les marges étaient réévaluées par échographie. Si les marges paraissaient insuffisantes (moins d'1cm), un élargissement de la résection en regard de la zone suspecte était réalisé.

2.7.4 Zone de difficultés

Sachant que le foie de brebis n'est pas homogène, et que les obstacles d'une résection chirurgicale en marge saine peuvent varier selon la localisation et la profondeur de la lésion, chaque échantillon de foie a été divisé en 3 zones de niveaux de difficultés différents. Cette classification était basée sur trois critères : le degré de difficulté rencontré pendant les séances d'entraînement, l'épaisseur du parenchyme hépatique, l'angle formé entre l'instrument de résection et la surface du foie (une excision du parenchyme à 90° est plus facile avec une navigation sur une épaisseur parenchymateuse moins importante et donc un risque moindre d'erreur en ce qui concerne le trajet de la transsection).

Les trois zones de difficultés définies étaient :

Zone 1 : épaisseur du parenchyme fine, et laparoscope perpendiculaire à la surface hépatique

Zone 2 : épaisseur du parenchyme moyenne ou épaisseur du parenchyme fine, et laparoscope non perpendiculaire à la surface hépatique

Zone 3 : épaisseur du parenchyme importante, angle de résection aigu.

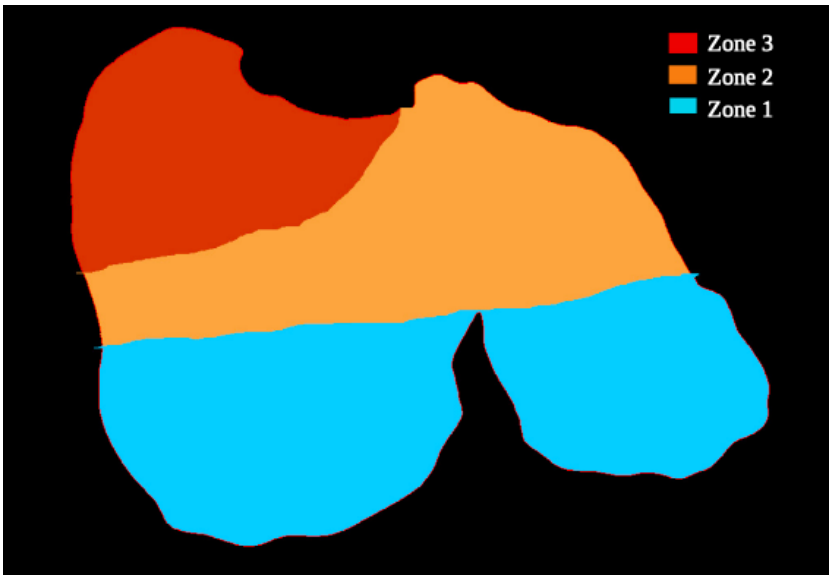

Figure 22 Zones de difficulté

2.8 ANALYSE ANATOMOPATHOLOGIQUE

Les pièces opératoires étaient sectionnées dans le plan axial à l'aide d'un scalpel. Sachant que nous avons opté pour des résections type cylindriques, les marges concernant les parties superficielle et profonde du foie n'ont pas été explorées. La marge chirurgicale latérale minimale a été recherchée par analyse macroscopique après coloration au bleu de toluidine. Celle-ci était prélevée sur la pièce opératoire et fixée en formol 4%. 48h plus tard, ces prélèvements ont été inclus en paraffine et des coupes de 5 µm ont été réalisées au microtome puis colorées selon la technique HES pour l'évaluation microscopique de la marge. Une marge positive (R1 ou R2) était définie par un contact avec l'énucléation tumorale.

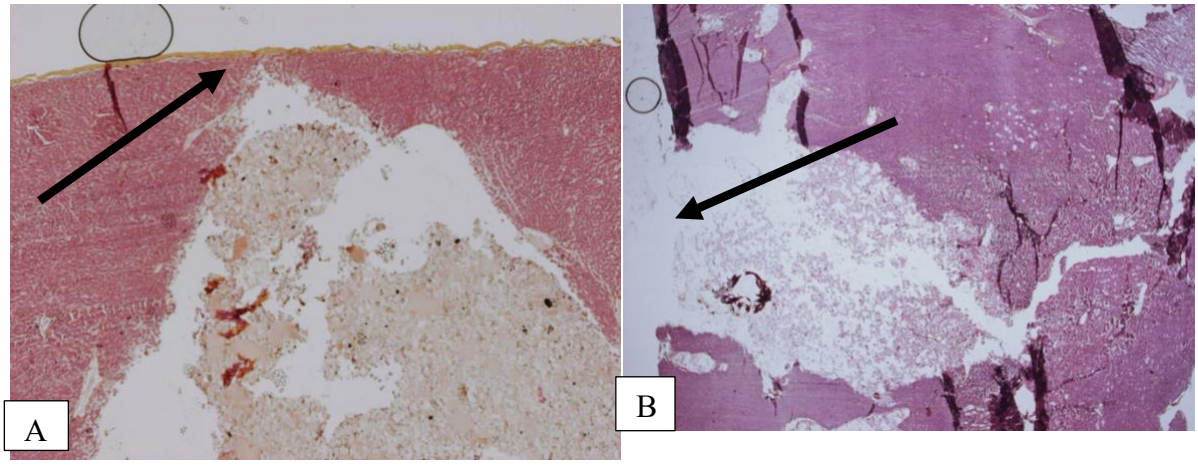

Figure 23 Analyse microscopique des marges de résections minimale. A) résection R1. B) résection R2

2.9 CRITERES DE JUGEMENT

Nous avons donc évalué la qualité de chaque résection par analyse anatomopathologique. Pour chaque pseudo-tumeur, les données suivantes ont été notées : dimension tumorale dans les 3 plans, volume tumoral, profondeur tumorale, marges minimales et maximales en millimètre, et zone de difficulté.

Les critères de jugements étaient la résection R0 (marge $\geqslant$1 mm) vs R1 (marges < 1 mm), les marges minimales et maximales, ainsi que la moyenne des marges (définie par la moyenne entre les marges minimales et maximale, qui reflète la variabilité des mesures). Une comparaison a été réalisée entre les trois groupes (US, AR et AR/US) ainsi qu'après association des groupes AR et AR/US, les marges de résections ayant été principalement basées sur la RA dans ces deux groupes.

2.10 ANALYSE STASTIQUE

Les données continues ont été exprimées, selon une distribution statistique, sous forme de moyenne et d'écart-type. Afin de prendre en compte la variabilité entre et au sein d'un même foie causée par la prise de plusieurs mesures pour le même foie, des modèles à effets aléatoires pour les données concernant les tumeurs (linéaire pour le critère de jugement continu et linéaire généralisé pour le critère de jugement catégoriel) ont été utilisés pour comparer les trois groupes. En effet, en raison de la fausse supposition d'indépendance, ces modèles ont été préférés aux tests statistiques habituels spécifiques des données indépendantes. La normalité des résidus des modèles linéaires a été étudiée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Le cas échéant, les données ont été soumises à une transformation logarithmique pour obtenir une distribution normal du critère de jugement dépendant. Une analyse multivariée a été réalisée pour prendre en compte l'ajustement sur les variables de confusion suivantes : profondeur tumorale et zone de difficulté. Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel Stata version 15 (StataCorp, College Station, US). Les tests étaient bilatéraux, l'erreur de type I étant fixée à 5 %. Le test post hoc de Sidak a été utilisé pour corriger l'erreur de type I causée par les comparaisons multiples.

3. RÉSULTATS

Parmi les 151 tumeurs créées au sein de 22 échantillons de foie, 32 n'ont pas été segmentées devant une visibilité non anticipée de la tumeur à la surface du foie (n=5), une dissémination intra-parenchymateuse de l'alginate (n=21) et un aspect non sphérique de la lésion (n=6). De plus, 29 pseudo tumeurs ont été utilisées pour le développement, la calibration du protocole et optimisation d'HEPATAUG, afin d'améliorer la visualisation ainsi que la standardisation de la technique de résection chirurgicale. Finalement, 90 tumeurs ont été réséquées et utilisées pour l'analyse statistique : 30 dans le groupe US, 30 dans le groupe RA et 30 dans le groupe AR/US. Le nombre moyen de tumeurs dans chaque zone de difficulté n'était pas différent entre les 3 groupes (Tableau 1). A contrario, le volume tumoral ainsi que la profondeur tumorale étaient inférieurs dans le groupe US.

La moyenne des marges de résection minimales était de 8.8 ± 4.2 mm, 8.0 ± 3.4 mm et 6.9 ± 3.2 mm dans les groupes US, AR et ARUS respectivement (Tableau 2). Il n'existait pas de différence statistiquement significative en analyse univariée (p=0.49 entre US et AR, p=0.08 entre US et ARUS et p=0.29 entre AR et ARUS) ni après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté (p=0.57 entre US et AR, p=0.13 entre US et ARUS et p=0.35 entre AR et ARUS). Après association des groupe AR et ARUS, la différence était toujours non statistiquement significative, malgré l'ajustement sur la profondeur et la zone de difficulté (8.8 ± 4.2 vs. 7.5 ± 3.3 mm, p=0.23) (Tableau 3).

La moyenne des marges de résection maximales était de 21.6 ± 4.7 mm, 20.0 ± 3.6 mm et 18.6 ± 4.2 mm dans les groupes US, AR et ARUS respectivement (Tableau 2). La différence était statistiquement significative seulement entre les groupes US et ARUS (p=0.005). Après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté, les marges maximales étaient supérieures dans le groupe US comparé aux groupes AR et ARUS avec une différence statistiquement significative (p=0.001 et p=0.037 respectivement). Après association des

groupe AR et ARUS, les marge de résections maximales étaient supérieures dans le groupe US de manière statistiquement significative (21.6 ± 4.7 vs. 19.3 ± 4.0 mm pour le groupe AR+ARUS, p=0.015) particulièrement après ajustement sur la profondeur tumorale (p=0.002), la zone de difficulté (p=0.005) ou les deux (p=0.002) (Tableau 3).

La moyenne des marges de résections moyennes était de 15.2 ± 2.7, 14.0 ± 2.5 et 12.8 ± 2.6 mm dans les groupes US, AR et ARUS respectivement. La différence était statistiquement significative seulement entre les groupes US et ARUS (p=0.001) (Tableau 2). Après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté, la différence est restée statistiquement significative entre les groupes US et ARUS (p<0.001) mais avait une tendance statistique entre les groupes US et AR (p=0.064). Après association des groupe AR et ARUS, les marges moyennes étaient supérieures dans le groupe US (15.2 ± 2.7 vs. 13.4 ± 2.6 mm, p=0.01) de manière statistiquement significative, particulièrement après ajustement sur la profondeur tumorale (p=0.01), la zone de difficulté (p=0.003) ou les deux (p=0.004) (Tableau 3). Concernant spécifiquement le groupe ARUS, les marges de résections étaient initialement dessinées à la surface du foie en utilisant la projection par RA des marges de résection, suivi par l'utilisation de l'échographie afin de guider davantage la résection. Au sein de ce groupe, seulement 9 cas (30%) ont été influencés par l'échographie devant le risque de marge de résection inférieure à 1 cm.

Il n'y avait pas de différence statistiquement significative concernant le nombre de résections R0 entre les 3 groupes, malgré l'association des groupe AR et ARUS (p=0.34) ni après ajustement sur la profondeur tumorale (p=0.25) et la zone de difficulté (p=0.26) (Tableau 2). En revanche, en ne prenant en compte que la zone de difficulté numéro 3, il y avait plus de résections R1/R2 dans le groupe US comparé à l'association de groupe AR+AUS (50% vs 21%), des valeurs qui montraient une différence statistiquement significative après ajustement sur la profondeur tumorale (p=0.019) (Tableau 3). Le taux de résection R1/R2

était de 13.3%, 6.7% et 6.7% dans les groupes US, AR et ARUS respectivement. La différence n'était pas statistiquement significative en analyse univariée (p=0.42 entre US et AR, 0.42 entre US et ARUS et 0.98 entre AR et ARUS), malgré ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté (p=0.17 entre US et AR, p=0.26 entre US et ARUS et p=0.36 entre AR et ARUS). Après association des groupe AR et ARUS, la différence concernant les résections R1/R2 restaient non significatives malgré l'ajustement sur la profondeur et la zone de difficulté (13.3% vs. 6.7%, p=0.24).

Tableau 1 : Données morphologiques des pseudo-tumeurs. US correspond au groupe échographie. AR au groupe Réalité augmentée et ARUS au groupe réalité augmenté associé à l'échographie.

				Valeur de p		
	US	AR	ARUS	US vs. AR	US vs. ARUS	AR vs. ARUS
Volume tumoral, moyenne (mm^3)	463 ±197	604 ±198	619 ±277	**0.039**	**0.015**	0.75
Profondeur tumorale, mean (mm)	10.9 ±3.0	13.9 ±5.8	12.9 ±3.3	**0.006**	**0.069**	0.34
Zone de difficulté, n(%)						
1	16(53)	11(37)	8(27)			
2	8(27)	15(50)	12(40)	0.11	0.11	0.11
3	6(20)	4(13)	10(33)			

Tableau 2 : Comparaison des marges de résection entre les groupes US, AR et ARUS (en analyse univariée et multivariée, après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté

				Valeur de p					
				Analyse univariée			**Analyse multivariée après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté**		
	US	AR	ARUS	US vs. AR	US vs. ARUS	AR vs. ARUS	US vs. AR	US vs. ARUS	AR vs. ARUS
Marge minimale, moyenne (mm)	8.8 ± 4.2	8.0 ± 3.4	6.9 ± 3.2	0.49	0.08	0.29	0.57	0.13	0.35
Marge maximale, moyenne (mm)	21.6 ± 4.7	20.0 ± 3.6	18.6 ± 4.2	0.142	**0.005**	0.19	**0.037**	**0.001**	0.19
Marge moyenne, moyenne (mm)	15.2 ± 2.7	14.0 ± 2.5	12.8 ± 2.6	0.126	**0.001**	0.099	0.10	**<0.001**	0.064
R1/R2, n (%)	4 (13.3)	2 (6.7)	2 (6.7)	0.42	0.42	0.98	0.17	0.26	0.36

Tableau 3 : Comparaison des marges de résection après association des groupe AR et ARUS (en analyse univariée, et analyse multivariée après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté

			Valeur de p			
			Analyse univariée	**Analyse multivariée après ajustement sur :**		
	US	AR+ARUS		Profondeur tumorale	zone de difficulté	Profondeur + difficulté
Marge minimale, moyenne (mm)	8.8± 4.2	7.45± 3.3	0.17	0.37	0.16	0.23
Marge maximale, moyenne (mm)	21.6± 4.7	19.3± 4.0	0.015	**0.002**	**0.005**	**0.002**
Marge moyenne, moyenne (mm)	15.2 ± 2.7	13.4 ± 2.6	0.01	**0.01**	**0.003**	**0.004**
R1/R2, n(%)	4 (13.3)	4 (6.7)	0.34	0.25	0.26	0.24

4. DISCUSSION

4.1 INTERPRETATON DES RESULTATS

Les résultats de notre étude sont prometteurs. En effet les résections effectuées avec HEPATAUG (groupes AR et AR/US) ont montré un taux de résection R1/R2 significativement inférieur à celui du groupe US, notamment dans les résections difficiles (zone 3) et profondes (21% vs. 50% respectivement, p=0.019). La moyenne des marges minimales entre le groupe US et le groupe AR et le groupe ARUS (6,9mm) ce qui montre l'équivalence en terme de sécurité (= marge minimale oncologique) entre l'échographie et la RA. Les marges maximales étaient plus importantes dans le groupe US comparé aux groupes AR et ARUS. On pourrait donc conclure que l'EIO améliore les marges oncologiques comparée à la RA. Cependant, les marges moyennes étaient significativement plus proches de 1cm dans les groupes AR et ARUS. Ces résultats montrent que, lors de l'utilisation de l'EIO, le chirurgien à tendance à réséquer un volume parenchymateux supérieur autour de la lésion tumorale afin d'assurer des marges de résection négatives. De plus, l'EIO a une variabilité supérieure dans la qualité des marges de résection comparée à la RA, ce qui suggère finalement que l'EIO est moins précise que la RA. Sachant qu'il existait des caractéristiques désavantageuses associé au groupe AR dans notre étude qui appuient ces hypothèses : le volume, ainsi que la profondeur tumorale étaient plus importants dans le groupe AR (avec ou sans US) de manière statistiquement significative comparée au groupe US, engendrant donc un risque supérieur de résection R1.

Il est essentiel d'insister sur le fait que nos résections par RA n'imposaient aucune réflexion ou effort mental dans l'élaboration de la représentation 3D virtuelle (basée sur le TDM préopératoire) de la part du chirurgien. L'ablation des lésions se faisait en suivant les recommandations du logiciel, en incisant le parenchyme hépatique dans une même direction tout le long de la transsection. En revanche, l'utilisation de l'échographie nécessitait une analyse minutieuse préalable du TDM préopératoire : en effet l'image 2D du laparoscope

imposait au chirurgien de se créer une représentation de la tumeur dans l'espace, afin d'adapter la direction de la sonde par rapport à la tumeur ainsi que la disposition des instruments chirurgicaux. En outre, l'utilisation de l'échographie nécessitait toujours un effort supplémentaire de la part du chirurgien afin de maintenir la sonde d'échographie dans la direction de résection souhaitée, surtout dans le cas des lésions profondes ou localisées dans les segments postérieurs. Une résection chirurgicale adéquate nécessitait ainsi un effort mental constant de la part du chirurgien donc une source d'imprécision. Ceci est en effet une des principales difficultés en situation clinique. Cette tendance est bien illustrée par notre expérience devant le nombre élevé de résection R1/R2 dans le groupe US, surtout concernant les régions ou la résection chirurgicale avait un haut niveau de difficulté (zone 3, lésions profondes).

Nous avons regroupé les groupes AR et ARUS dans l'analyse car les conditions d'expérimentation montraient que, dans le groupe ARUS, les résections étaient quasiment toujours guidées par la RA et que l'échographie était d'un apport limité dans ce groupe. Nous avons tenté initialement de réaliser l'EIO avant le recalage par la RA. Dans la majorité des cas, les marges de résection dessinées à la surface du parenchyme étaient discordantes avec la RA, probablement dû à la position de la sonde d'échographie par rapport au foie, qui est opérateur dépendante. Nous avons ainsi décidé de réaliser un recalage par RA suivi par la réalisation de l'EIO, afin de vérifier les marges de résection proposées par la RA. Les modifications pendant les tumorectomies guidées par l'EIO, étaient basée sur un risque de résection avec des marges insuffisantes (inférieures à 1cm). Cependant, seulement 9 résections (30%) étaient influencées par l'US, sachant que l'évaluation des marges de résection utilisant une image en 2D reste très subjective. Devant ce faible taux de modification apporté par l'EIO, nous avons décidé de pratiquer cette analyse supplémentaire en fusionnant les groupes AR et l'ARUS afin d'améliorer la comparaison entre l'EIO et la RA.

4.2 AVANTAGES ET COMPARAISON A L'ETAT D'ART

La chirurgie hépatique est une chirurgie lourde grevée de morbidité importante. L'introduction des techniques de résection par cœlioscopie est une avancée remarquable et importante. Comme pour toute cœlioscopie abdominale, la cœlioscopie hépatique présente plusieurs avantages en matière de morbidité, complications post-opératoires et durée d'hospitalisation. Son application représente ainsi un bénéfice majeur de santé publique ajouté au bénéfice pour le patient. Pourtant, la pratique de la cœlioscopie dans ce domaine reste toujours limitée du fait des difficultés techniques et des risques encourus par une telle chirurgie. Afin de sécuriser le geste opératoire et de diffuser la chirurgie cœlioscopique du foie, la RA peut être d'un apport majeur. Ce système en plein essor a déjà été appliqué dans d'autres spécialités mais a rarement prouvé son efficacité. Son développement en chirurgie hépatique est crucial, permettant de visualiser les lésions tumorales à travers un parenchyme épais, éviter les plaies de vaisseaux importants générateurs de complications majeures, et pouvant repérer l'ancien site d'une tumeur ayant disparu après traitement néo adjuvant.

Les avantages d'HEPATAUG par rapport aux autres logiciels de RA sont multiples : d'abord, il a été conçu pour la chirurgie cœlioscopique monoculaire et donc peut être appliqué sur une caméra stéréoscopique ainsi qu'en laparotomie. HEPATAUG requiert seulement la présence d'un ordinateur standard dans la salle d'opération, et toute personne travaillant dans le domaine médical est capable d'effectuer la tâche nécessaire au recalage d'image, après une demi-journée d'entraînement à l'utilisation du logiciel. Le chirurgien a la possibilité d'effectuer lui-même les taches nécessaires grâce à un écran tactile, ce qui peut accélérer davantage le processus. La totalité des systèmes actuels qui se sont montrés efficace en matière de recalage d'image nécessitent la présence de machineries développées ou de technologies poussées tel un TDM per-opératoire ou des marqueurs à la surface de l'organe, et dans certains cas une équipe de radiologues et d'ingénieurs. Pour cette raison, créer une augmentation de l'image adéquate s'avère chronophage et difficilement réalisable. Ensuite,

les habitudes opératoires de l'équipe médicale et paramédicale restent inchangées pendant l'utilisation d'HEPATAUG : l'augmentation d'image ne prolonge pas la durée opératoire ; après chargement de la photo du foie en question, les manœuvres informatiques nécessaires à l'acquisition d'une image augmentée sont finalisées en moins de 3 minutes (1 minute pour le marquage des repères anatomiques sur l'image cœlioscopique, 1 minute pour le marquage des mêmes repères sur le modèle 3D, et 30 à 35 secondes d'attente afin que le logiciel effectue la déformation du modèle et affiche la projection tumorale à la surface du foie) ; par ailleurs, la disposition du matériel et de l'équipe chirurgicale dans la salle d'opération reste inchangée. La disposition et le type des trocarts utilisés ne sont pas affectés, contrairement à certains logiciels qui nécessitent la mise en place de plusieurs cameras per-opératoires ou d'une multitude de photos de la région hépatique concernée.

Notre logiciel a évolué tout au long de nos expériences. Le principal progrès est la présentation des points d'accès à la tumeur projetés à la surface du foie, avec des marges préprogrammées et décidées par l'opérateur préalablement à l'incision du parenchyme. HEPATAUG expose en même temps des informations concernant la direction de la résection à pratiquer ainsi que la profondeur tumorale par rapport à zone de surface hépatique sélectionnée par l'opérateur.

4.3 LIMITES

Notre logiciel présente cependant plusieurs limites. La phase pré opératoire reste toujours légèrement chronophage. Ceci est dû à l'absence d'automatisation actuelle de la segmentation précise d'organe sur le TDM pré-opératoire. La phase per-opératoire reste relativement rapide malgré le rajout de nouvelles propriétés pendant notre étude, mais notre équipe n'a pas encore réussi à implémenter le « tracking » de l'image et la fusion en temps réel - appelé aussi « match moving ». Cette technique est principalement utilisée pour suivre le mouvement d'une caméra pendant une prise vidéo, de sorte que ce mouvement puisse être reproduit à l'identique sur une caméra virtuelle dans un programme informatique

Il est important de mentionner que note étude n'évalue pas la capacité de la RA à transcrire de façon adéquate et interprétable les informations concernant le rapport des lésions hépatiques aux autres structures intra parenchymateuses, comme les vaisseaux par exemple. Nous avons tenté de recréer les veines sus hépatiques par injection de produit de contraste visible à l'imagerie, mais l'évaluation de la limite entre les pseudo-tumeurs et la lumière vasculaire était difficile, voire impossible. Il est évident que ceci nécessiterait plutôt la pratique des expériences sur un modèle animal in vivo. Pour cette raison, le « tracking » de l'image est indispensable à la réalisation de telles expériences pour pouvoir suivre les mouvements du foie en temps réel.

Il est important de mentionner que ce système est conçu pour le moment exclusivement pour les résections non-anatomiques (tumorectomies). Il n'a pas la capacité de projeter une limite de résection pour une résection anatomique type segmentectomie ou hépatectomie majeure. Il s'agit d'une des pistes de développement de notre algorithme dans le futur proche. Notre but ultime est d'automatiser complètement ce processus de projection afin de simplifier la tâche du chirurgien et rendre la chirurgie hépatique cœlioscopique plus accessible et sécurisée. Pour notre étude, la projection automatique dans la direction de la lentille de la camera laparoscopique a été adoptée. Celle-ci s'est avérée être efficace. Néanmoins, notre installation chirurgicale était basée sur la situation clinique idéale avec une triangulation parfaite de la caméra et des instruments de résection. Ainsi, la projection en condition aléatoire pourrait correspondre à une moyenne de la direction entre la caméra et les 2 instruments chirurgicaux. Il serait donc intéressant dans un 2ème temps d'évaluer la direction de projection idéale afin de permettre à notre logiciel de s'adapter à toute situation clinique même si la disposition des trocarts n'est pas conforme aux conditions parfaites présentées dans nos expériences.

4.4 PERSPECTIVES

Notre équipe travaille prioritairement sur le tracking peropératoire. Ceci permettra à notre recalage déformable de suivre le foie malgré les mouvements de la camera ou la mobilisation de cet organe. Cette étape est en cours d'étude puisque nous travaillons avec l'école des mines de Saint Etienne sur la prévision des déformations à partir de modèles biomécaniques. Il a déjà été implémenté par notre équipe en chirurgie gynécologique dans le cadre de résection de myome utérin (26). L'algorithme en question est basé sur le « deep learning » ou prévision de la déformation avec auto-apprentissage par l'erreur. Par contre, ceci ne pourra être possible qu'après évaluation de la précision du logiciel concernant la localisation des structures intra parenchymateuses comme les lésions intra hépatiques et les vaisseaux. Ceci était l'objectif principal de nos expériences sur des échantillons de foie ex vivo immobiles.

Nous travaillons également sur une version améliorée d'HEPATAUG (HEPATAUG2) dont le but est d'améliorer la précision du recalage. HEPATAUG2 nécessite plusieurs images pour analyser davantage de données, prises pendant la laparoscopie de différents axes (= différents trocarts). HEPATAUG2 pourrait également utiliser des données sur foie mobile et être toujours plus précis malgré les mouvements. De plus, il n'y aurait plus de nécessité de calcul fastidieux de position des trocarts car HEPATAUG 2 peut calculer automatiquement la position dans l'espace des trocarts dans lequel il a été introduit. Pour l'enregistrement multi-vues sur foie rigide les résultats préliminaires sur simulation informatique montrent une précision améliorée jusqu'à 4 mm. En revanche les calculs informatiques de précision sur foie non-rigide ne sont pas meilleurs qu'HEPATAUG1. Les scientifiques du laboratoire cherchent à améliorer ces méthodes multi-vues avant de les tester avec des approches de projection de tumeurs à la surface du foie comme dans notre étude expérimentale.

5. CONCLUSION

Nous avons présenté la première étude pré-clinique qui évalue le bénéfice d'un logiciel de chirurgie guidée par image, par réalisation de tumorectomie sur modèle animal suivi par l'analyse anatomopathologique des pièces opératoires. Tout au long de nos expériences, nous avons mis en place un modèle animal efficace pour évaluer les logiciels de RA. Nous avons également conçu un nouvel modèle pseudo-tumoral sur ce modèle. Nos expériences mettent en évidence les bénéfices que peut apporter la RA durant les tumorectomies hépatique par cœlioscopie. La RA fournis de façon précise et objective les données au chirurgien, pouvant réduire ainsi les erreurs chirurgicales. Contrairement aux autres systèmes de RA, notre système peut être mis en place directement au bloc opératoire. La prochaine étape est de travailler sur l'évaluation de la précision concernant la localisation des autres structures intra parenchymateuse tels que les vaisseaux et leur rapport avec les lésions, ainsi que la pratique d'autres types de résections hépatiques. Celle-ci nécessite la mise en place de suivi en temps réel des déformations du foie pendant la prise en charge chirurgicale. Cette étude présente la première évaluation quantitative d'un logiciel de RA conçu pour la chirurgie hépatique.

Une segmentation automatique de l'ensemble des structures intra hépatiques, et des expériences in vivo ultérieures (après instauration du tracking de l'image) seront indispensables dans le futur afin d'évaluer le saignement et le risque de plaie de vaisseaux dans le cadre d'utilisation du développement de notre système de RA.

Clermont-Ferrand, le
Pierre CLAVELOU

Doyen – Directeur

Clermont-Ferrand, le13/09/2021
Le Président du Jury Pr Pezet D.

UFR de Médecine et des Professions Paramédicales
Service de la formation – Pôle 4
TSA 50400
28, Place Henri-Dunant
63001 Clermont-Ferrand Cedex 1

6. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Muhe E. Laparoscopic cholecystectomy. Z Gastroenterol Verh. 1991;26:204–6.

2. Lo CM CT. Long-term survival analysis of pure laparoscopic versus open hepatectomy for hepatocellular carcinoma in patients with cirrhosis: a single-center experience. Ann Surg. 2013;257:506–11.

3. Soubrane O. FD. Laparoscopy Decreases Pulmonary Complications in Patients Undergoing Major Liver Resection: A Propensity Score Analysis. Ann Surg. 2015;263(2):353–61.

4. Chari RS BJ. World Consensus Conference on Laparoscopic Surgery. The international position on laparoscopic liver surgery: the Louisville statement. Ann Surg. 2008;250:825–30.

5. Roberts B SD. Complications of liver resection: laparoscopic versus open procedures. J Soc Laparosc Robot Surg. 2013;17(1):46–55.

6. Scatton O. GC. An update on laparoscopic liver resection: The French Hepato-BilioPancreatic Surgery Association statement. ; French Association for Hepatobiliary and Pancreatic Surgery. J Visc Surg. 2015;152:107–12.

7. Canis M BN. Use of augmented reality in laparoscopic gynecology to visualize myomas. Fertil Steril. 2017;107:737–9.

8. Hager GD SL. Augmented reality during robot-assisted laparoscopic partial nephrectomy: Toward real-time 3DCT to stereoscopic video registration. Urology. 2009;73:896–900.

9. Soler L MJ. Augmented-reality-assisted laparoscopic adrenalectomy. JAMA. 2004;292(18):2214–5.

10. Farshad M. JL. Applicability of augmented reality in orthopedic surgery - A systematic review. BMC Musculoskelet Disord. 2020;21:103.

11. E Hartigan D. TVJ. Virtual, augmented, and mixed reality applications in orthopedic surgery. Int J Med Robot. 2020;16:2067.

12. Gayet B N S. Augmented reality in laparoscopic surgical oncology. Surg Oncol. 29(3):189–201.

13. Marescaux J MD. Recent advances in liver imaging. Expert Rev Gastroenterol Hepatol. 2010;4(5):613–21.

14. Pessaux P ND. Augmented Reality Guidance for the Resection of Missing Colorectal Liver Metastases: An Initial Experience. World J Surg. 2016;40(2):419–26.

15. Bartoli A ÖE. Preoperative liver registration for augmented monocular laparoscopy using backward-forward biomechanical simulation. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2018;13(10):1629–40.

16. Le Roy Bertrand AB. A case series study of augmented reality in laparoscopic liver resection with a deformable preoperative model. Surg Endosc. 2020 Jul;

17. Canis M BN. Augmented reality in gynecologic surgery: evaluation of potential benefits for myomectomy in an experimental uterine model. Surg Endosc. 2017;31:456–61.

18. P. Chauvet NB. Augmented reality in a tumor resection model. Surg Endosc. 2018;32:1192–201.

19. Bartoli A ÖE. Particle-SfT: a Provably-Convergent, Fast Shape-from-Template Algorithm. International Journal of Computer Vision. Int J Comput Vis. 2017;123(2):184–205.

20. Duma S. KA. Biomechanical response of human liver in tensile loading. Ann Adv Automot Med. 2010;54:15–26.

21. Weber D. BJ. Position-based simulation of continuous materials. Comput Graph. 2014;44.

22. Ribeiro P.C. TM. Radiological evaluation of a liver simulator in comparison to a human real liver. Int Nucl Atl Conf. 2009;

23. Swee H S. A suitable animal model for laparoscopic hepatic resection training. Surg Endosc. 2007;(21):1738–44.

24. A. Budai AS. Animal Models for Associating Liver Partition and Portal Vein Ligation for Staged Hepatectomy (ALPPS):Achievements and Future Perspectives.. Eur Surg Res. 2017;58:140–57.

25. P. Chabrot. Modèle de simulation en radiologie 5ème colloque francophone. 2016;

26. A. Bartoli TC. Augmented Reality Guided Laparoscopic Surgery of the Uterus. IEEE Trans Med Imaging. 2021;40(1):371–80.

SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis(e) à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire. Admis(e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément. Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés. J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité. Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré(e) et méprisé(e) si j'y manque.

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette FACULTE et de mes chers CONDISCIPLES, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'Honneur et de la Probité dans l'exercice de la Médecine. Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et je n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime. Respectueux et reconnaissant envers mes MAÎTRES, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères. Que les HOMMES m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couvert d'OPPROBRE et méprisé de mes confrères si j'y manque.

RESUME DE LA THESE

CONTEXTE La résection tumorale en chirurgie hépatique coelioscopique reste peu diffusée. Le saignement peropératoire ainsi que le manque de système de navigation en temps réel pendant la résection chirurgical sont les deux principaux obstacles. Les risques hémorragiques et de résection carcinologique inadéquate restent élevés. L'échographie coelioscopique est le seul outil disponible en tant que guide peropératoire, mais son utilisation reste difficile devant les nombreux artefacts et
la nécessité d'arrêter la transsection parenchymateuse pendant son utilisation. Notre équipe a récemment développé un système basé sur la réalité augmentée (AR) nommé Hepataug, permettant au chirurgien de voir par transparence les structure intra hépatique en cœlioscopie. Nous avons démontré que le logiciel est capable de localiser les tumeurs en peropératoire, permettant de guider la tranche de résection parenchymateuse adéquate. Mais la précision concernant les marges de résection oncologique n'a pas été explorée.
OBJECTIF Le but de cette étude est d'évaluer la performance d'Hepataug durant une résection tumorale hépatique par cœlioscopie, et le comparer au gold standard : l'échographie (US).
METHODE Quatre-vingt-dix pseudotumeurs allant de 10 à 20mm ont été créée au sein de foie de brebis cadavérique en injection de l'alginate. Une imagerie scannographie a été ensuite réalisée permettant de créer des modèles 3D des foies ainsi que des pseudotumeurs. Les organes ont été placés au sein d'un pelvi-trainer sur une planche inclinée, approximativement perpendiculaire au coelioscope. Le but était d'obtenir des marges de résection saine de 1cm. Concernant les résections guidées par échographie, les marges de résections étaient dessinées à la surface hépatique au ciseau monopolaire. Concernant les résections par réalité augmentée, le modèle 3D est superposé sur le foie en temps réel sur l'écran de cœlioscopie : la tumeur ainsi qu'une projection les marges de résection sont projeté et visualisé à la surface du foie de manière automatique. Les tumorectomies ont été réalisé en utilisant l'US seule (n=30, US group), la AR seule (n=30, AR groupe), et l'association de l'US et la AR (n=30, AR/US groupe). Les résections R0, les marges maximales, minimales, et moyennes ont été évaluées après analyse anatomopathologiques, avec ajustement sur la profondeur tumorale, la zone de difficulté, le volume tumoral.
RESULTATS Il n'y avait pas de différence concernant les marges minimales entre les trois groupes. Les marges maximales étaient supérieures dans le groupe US comparé aux groupe AR et AR/US, après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté (21 vs. 18 mm, p=0.001 and 21 vs. 19.5 mm, p=0.037 respectivement). Les marges moyennes, qui reflètent la variabilité des mesures, étaient supérieur dans le groupe US comparé au groupe AR/US, après ajustement sur la profondeur tumorale et la zone de difficulté (15.2 vs. 12.8 mm, p<0.001). Après association des groupe AR et AR/US, les marges moyennes sont restées supérieurs dans le groupe US de manière statistiquement significatives (15.2 vs. 13.4 mm pour les groupes US et AR+AR/US, p=0.01) particulièrement après ajustement sur la profondeur tumorale (p=0,01), la zone de difficulté (p=0 ;003) et sur les deux (p=0,004). En prenant en considération la zone de résection la plus difficile, il y avait plus de résection R1/R2 dans le groupe US que l'association des groupe AR+AR/US (50% vs. 21%), un résultat qui est statistiquement significatif après ajustement sur la profondeur tumorale (p=0.019)
CONCLUSION La chirurgie hépatique coelioscopique utilisant la RA parait fournir une meilleure précision concernant les marges de résection, ainsi qu'une variabilité entre les résections moindre que le gold standard illustré par l'US, surtout dans les zones difficilement accessibles à la cœlioscopie.

Mots clés : Réalité augmentée, chirurgie hépatique, tumorectomie, cœlioscopie