



HAL
open science

Apport de l'élastographie dans la prise en charge des syndromes de masse testiculaire : une étude prospective menée sur 30 patients

Alexandre Marsaud

► To cite this version:

Alexandre Marsaud. Apport de l'élastographie dans la prise en charge des syndromes de masse testiculaire : une étude prospective menée sur 30 patients. Médecine humaine et pathologie. 2013. dumas-01023190

HAL Id: dumas-01023190

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01023190>

Submitted on 11 Jul 2014

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.

UNIVERSITE DE NICE SOPHIA ANTIPOLIS

Faculté de Médecine

THESE D'EXERCICE DE MEDECINE
POUR LE
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

PAR
ALEXANDRE MARSAUD

NE LE 11 FEVRIER 1982 A LYON

APPORT DE L'ELASTOGRAPHIE DANS LA
PRISE EN CHARGE DES SYNDROMES DE
MASSE TESTICULAIRE
UNE ETUDE PROSPECTIVE MENEESUR 30 PATIENTS

SOUTENUE ET PRESENTEE PUBLIQUEMENT A

NICE

LE 11 JUILLET 2013

DEVANT LE JURY COMPOSE DE

MONSIEUR LE PROFESSEUR JEAN AMIEL, PRESIDENT DU JURY

MONSIEUR LE PROFESSEUR CONVENTIONNE DANIEL CHEVALLIER

MONSIEUR LE PROFESSEUR JEAN-FRANCOIS MICHIELS

MONSIEUR LE PROFESSEUR BERNARD PADOVANI

MONSIEUR LE PROFESSEUR ANTOINE THYSS

MONSIEUR LE DOCTEUR CHARLES-PAUL RAFFAELLI, DIRECTEUR DE THESE

UNIVERSITE DE NICE SOPHIA ANTIPOLIS

Faculté de Médecine

THESE D'EXERCICE DE MEDECINE
POUR LE
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

PAR
ALEXANDRE MARSAUD

NE LE 11 FEVRIER 1982 A LYON

APPORT DE L'ELASTOGRAPHIE DANS LA
PRISE EN CHARGE DES SYNDROMES DE
MASSE TESTICULAIRE
UNE ETUDE PROSPECTIVE MENEESUR 30 PATIENTS

SOUTENUE ET PRESENTEE PUBLIQUEMENT A

NICE

LE 11 JUILLET 2013

DEVANT LE JURY COMPOSE DE

MONSIEUR LE PROFESSEUR JEAN AMIEL, PRESIDENT DU JURY

MONSIEUR LE PROFESSEUR CONVENTIONNE DANIEL CHEVALLIER

MONSIEUR LE PROFESSEUR JEAN-FRANCOIS MICHIELS

MONSIEUR LE PROFESSEUR BERNARD PADOVANI

MONSIEUR LE PROFESSEUR ANTOINE THYSS

MONSIEUR LE DOCTEUR CHARLES-PAUL RAFFAELLI, DIRECTEUR DE THESE

A Monsieur le Professeur Jean AMIEL

Vous avez su me guider depuis mon premier jour à Nice, alliant confiance et clairvoyance. Veuillez accepter, Professeur, l'expression de mes solennels remerciements.

A Monsieur le Professeur conventionné Daniel CHEVALLIER

Pour savoir toujours être là, trouver les mots justes et tisser les liens qui nous rendent unis. Que ce travail témoigne de toute mon admiration.

A Monsieur le Professeur Jean-Francois MICHIELS

Vous me faites l'honneur de juger cette thèse. Soyez assuré de mon profond respect.

A Monsieur le Professeur Bernard PADOVANI

Qui a accepté sans hésiter d'expertiser ce travail. Qu'il trouve ici l'expression de toute ma gratitude.

A Monsieur le Professeur Antoine THYSS

Que je remercie pour avoir accepté sans hésiter de participer à mon jury de thèse.

A Monsieur le Docteur Charles-Paul RAFFAELLI

Je voudrais signifier toute ma gratitude à mon directeur de thèse, qui m'a fait l'honneur de partager son expérience en tant qu'expert radiologique. J'espère qu'il reconnaîtra dans ce manuscrit tout le respect que je lui dois.

A toute l'équipe d'Urologie

A maman,

Je te dédicace ma thèse pour le soutien sans faille que tu as toujours eu durant toutes ces années de travail. Quelle délicatesse, quelle subtilité... quelle maman !

A papa,

Tu es ma lumière, vive, brillante et rassurante, qui me hisse toujours plus haut.

Plus j'avance en chirurgie, plus je réalise à quel point tu es un modèle... sans doute le meilleur.

A Caroline et Guillaume,

Mes deux moitiés

A mamie Noëlle

A mes amis d'hier et de demain

Laurent : mon plus vieil ami, celui de tous mes souvenirs d'enfance, ta présence me fait un immense plaisir...

Marion : et oui, on y est arrivé !

Canard, Franco et Fanou : même loin, vous êtes toujours là

Les contemporains, mais pas des moindres

Romain Javourez

Je suis fier d'être ton ami de tous les jours. Merci d'être là

Christelle Dupré

Tu m'as toujours soutenu, ta confiance et ton soutien ont contribué à ma réussite. Merci

Olivier Gastaud

Ami de goût... mais surtout ami de cœur.

Xavier Le Bourdon

Ah, mon Blaze...

Rémi Gauchier

L'avenir est devant nous !

Nadia, Antoine et Pablo

Votre bonheur fait plaisir à voir... bravo ma Nadia !

Loic Birtwisle

Une amitié sincère... quelle aventure !

Alexandra Gavard-Perret

La fine équipe reste la fine équipe

Yohann Rouscoff

Un ami sur qui l'on peut compter... Ousss mon pote !

Aux copains : Vincianne Baldy, Coraline Bence, Sophie Brizzi, Severine et Benoît Bugnas, Nathalie Chivoret, Nicolas Dilger, Rémi Foissac, Céline Jouannelle, Mathieu Pernot, Alexandra Rabot, Domitille Servagean, Vincent Villa.

Vives les urologues : Frederic Colomb, Bruno Peybere, Xavier Carpentier, Khaled Youssef, Pierre Arnaud, Nicolas Mentine, Matthieu Durand, Aurélie Floc'h, Branwel Tibi, Ji-wan Lee, Marie De Villeneuve, Aurelie Mbeutcha, Lionel Mendel... sans oublier Cécile Legout. Quelle équipe !

Aux co-internes : Anne-Sophie Schneck, Fabien Almairac, Chiara Negri, Jean-Christophe Riss, Rony Bensaid, Jean-François Lecompte, Benoît Agopian, Marie-Angela Desantis

A Céline : merci pour ton soutien.

Aux Lyonnais : Xavier Martin, Albert Gelet, Marc Colombel, Lionel Badet, Hakim Fassi-Fehri, Sebastien Crouzet, Gilles Polo, Nader Vaziri, Emilie Adam, Pierre-Yves Belot, Guillaume Pic, Nicolas Arfi, Dhelia Roche.

LISTE DES PROFESSEURS DE LA FACULTE DE MEDECINE DE NICE

UNIVERSITE DE NICE-SOPHIA ANTIPOLIS

FACULTE DE MEDECINE

Liste des professeurs au **1er mars 2013** à la Faculté de Médecine de Nice

Doyen	M. BAQUÉ Patrick
Assesseurs	M. BOILEAU Pascal M. HEBUTERNE Xavier M. LEVRAUT Jacques
Conservateur de la bibliothèque	M. SCALABRE Grégory
Chef des services administratifs	Mme HIZEBRY Valérie
Doyens Honoraires	M. AYRAUD Noël M. RAMPAL Patrick

Professeurs Honoraires

M. BALAS Daniel
M. BLAIVE Bruno
M. BOQUET Patrice
M. BOURGEON André
M. BRUNETON Jean-Noël
Mme BUSSIÈRE Françoise
M. CHATEL Marcel
M. COUSSEMENT Alain
M. DAR COURT Guy
M. DELMONT Jean
M. DEMARD François
M. DOLISI Claude
M. FREYCHET Pierre
M. GILLET Jean-Yves
M. GRELLIER Patrick
M. HARTER Michel
M. INGLES AKIS Jean-André

M. LALANNE Claude-Michel
M. LAMBERT Jean-Claude
M. LAPALUS Philippe
M. LAZDUNSKI Michel
M. LEFEBVRE Jean-Claude
M. LE BAS Pierre
M. LE FICHOUX Yves
M. LOUBIERE Robert
M. MARIANI Roger
M. MASSEYEFF René
M. MATTEI Mathieu
M. MOUIEL Jean
Mme MYQUEL Martine
M. OLLIER Amédée
M. SCHNEIDER Maurice
M. SERRES Jean-Jacques
M. TOUBOL Jacques
M. TRAN Dinh Khiem

M.C.A. Honoraire

Mlle ALLINE Madeleine

M.C.U. Honoraires

M. ARNOLD Jacques
M. BASTERIS Bernard
Mlle CHICHMANIAN Rose-Marie
M. EMILIOZZI Roméo
M. GASTAUD Marcel
M. GIRARD-PIPAU Fernand
Mme MEMRAN Nadine
M. MENGUAL Raymond
M. POIRÉE Jean-Claude
Mme ROURE Marie-Claire

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

M.	BENCHIMOL Daniel	Chirurgie Générale (53.02)
M.	CAMOUS Jean-Pierre	Thérapeutique (48.04)
M.	DELLAMONICA Pierre	Maladies Infectieuses ; Maladies Tropicales (45.03)
M.	DESNUELLE Claude	Biologie Cellulaire (44.03)
Mme	EULLER-ZIEGLER Liana	Rhumatologie (50.01)
M.	FENICHEL Patrick	Biologie du Développement et de la Reproduction (54.05)
M.	FUZIBET Jean-Gabriel	Médecine Interne (53.01)
M.	FRANCO Alain	Gériatrie et Biologie du vieillissement (53-01)
M.	GASTAUD Pierre	Ophtalmologie (55.02)
M.	GERARD Jean-Pierre	Cancérologie ; Radiothérapie (47.02)
M.	GILSON Éric	Biologie Cellulaire (44.03)
M.	GRIMAUD Dominique	Anesthésiologie et Réanimation Chirurgicale (48.01)
M.	HEBUTERNE Xavier	Nutrition (44.04)
M.	HOFMAN Paul	Anatomie et Cytologie Pathologiques (42.03)
M.	LACOUR Jean-Philippe	Dermato-Vénérologie (50.03)
Mme	LEBRETON Elisabeth	Chirurgie Plastique, Reconstructrice et Esthétique (50.04)
M.	ORTONNE Jean-Paul	Dermato-Vénérologie (50.03)
M.	PRINGUEY Dominique	Psychiatrie d'Adultes (49.03)
M.	SANTINI Joseph	O.R.L. (55.01)
M.	THYSS Antoine	Cancérologie ; Radiothérapie (47.02)
M.	VAN OBBERGHEN Emmanuel	Biochimie et Biologie Moléculaire (44.01)

PROFESSEURS PREMIERE CLASSE

M.	AMIEL Jean	Urologie (52.04)
M.	BATT Michel	Chirurgie Vasculaire (51.04)
M.	BERARD Etienne	Pédiatrie (54.01)
M.	BERNARDIN Gilles	Réanimation Médicale (48.02)
M.	BOILEAU Pascal	Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (50.02)
M.	BONGAIN André	Gynécologie-Obstétrique (54.03)
Mme	CRENESSE Dominique	Physiologie (44.02)
M.	DARCOURT Jacques	Biophysique et Médecine Nucléaire (43.01)
M.	DE PERETTI Fernand	Anatomie-Chirurgie Orthopédique (42.01)
M.	DRICI Milou-Daniel	Pharmacologie Clinique (48.03)
M.	ESNAULT Vincent	Néphrologie (52-03)
M.	GIBELIN Pierre	Cardiologie (51.02)
M.	GUGENHEIM Jean	Chirurgie Digestive (52.02)
M.	HASSEN KHODJA Reda	Chirurgie Vasculaire (51.04)
Mme	ICHAÏ Carole	Anesthésiologie et Réanimation Chirurgicale (48.01)
M.	LONJON Michel	Neurochirurgie (49.02)
M.	MARQUETTE Charles-Hugo	Pneumologie (51.01)
M.	MARTY Pierre	Parasitologie et Mycologie (45.02)
M.	MICHELIS Jean-François	Anatomie et Cytologie Pathologiques (42.03)
M.	MOUNIER Nicolas	Cancérologie ; Radiothérapie (47.02)

M.	MOUROUX Jérôme	Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire (51.03)
M.	PADOVANI Bernard	Radiologie et Imagerie Médicale (43.02)
M.	PAQUIS Philippe	Neurochirurgie (49.02)
Mme	PAQUIS Véronique	Génétique (47.04)
M.	QUATREHOMME Gérald	Médecine Légale et Droit de la Santé (46.03)
M.	RAUCOULES-AIME Marc	Anesthésie et Réanimation Chirurgicale (48.01)
Mme	RAYNAUD Dominique	Hématologie (47.01)
M.	ROBERT Philippe	Psychiatrie d'Adultes (49.03)
M.	ROSENTHAL Eric	Médecine Interne (53.01)
M.	SCHNEIDER Stéphane	Nutrition (44.04)
M.	TRAN Albert	Hépatogastroentérologie (52.01)

PROFESSEURS DEUXIEME CLASSE

M.	ALBERTINI Marc	Pédiatrie (54.01)
Mme	ASKENAZY-GITTARD Florence	Pédopsychiatrie (49.04)
M.	BAHADORAN Philippe	Cytologie et Histologie (42.02)
M.	BAQUE Patrick	Anatomie - Chirurgie Générale (42.01)
Mme	BLANC-PEDEUTOUR Florence	Cancérologie – Génétique (47.02)
M.	BOUTTE Patrick	Pédiatrie (54.01)
Mlle	BREUIL Véronique	Rhumatologie (50.01)
M.	CANIVET Bertrand	Médecine Interne (53.01)
M.	CARLES Michel	Anesthésiologie réanimation (48.01)
M.	CASSUTO Jill-Patrice	Hématologie et Transfusion (47.01)
M.	CASTILLO Laurent	O.R.L. (55.01)
M.	CHEVALLIER Patrick	Radiologie et Imagerie Médicale (43.02)
M.	DUMONTIER Christian	Chirurgie Plastique (50.04)
M.	FERRARI Emile	Cardiologie (51.02)
M.	FERRERO Jean-Marc	Cancérologie ; Radiothérapie (47.02)
M.	FOURNIER Jean-Paul	Thérapeutique (48.04)
M.	FREDENRICH Alexandre	Endocrinologie, Diabète et Maladies métaboliques (54.04)
Mlle	GIORDANENGO Valérie	Bactériologie-Virologie (45.01)
M.	GUERIN Olivier	Gériatrie (48.04)
M.	HANNOUN-LEVI Jean-Michel	Cancérologie ; Radiothérapie (47.02)
M.	JOURDAN Jacques	Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire (51.03)
M.	LEVRAUT Jacques	Anesthésiologie et Réanimation Chirurgicale (48.01)
M.	PASSERON Thierry	Dermato-Vénérologie (50-03)
M.	PRADIER Christian	Epidémiologie, Economie de la Santé et Prévention (46.01)
M.	ROGER Pierre-Marie	Maladies Infectieuses ; Maladies Tropicales (45.03)
M.	ROHRLICH Pierre	Pédiatrie (54.01)
M.	RUIMY Raymond	Bactériologie – virologie (45.01)
M.	SADOUL Jean-Louis	Endocrinologie, Diabète et Maladies Métaboliques (54.04)
M.	STACCINI Pascal	Biostatistiques et Informatique Médicale (46.04)
M.	THOMAS Pierre	Neurologie (49.01)
M.	TROJANI Christophe	Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (50.02)
M.	VENISSAC Nicolas	Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire (51.03)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

M.	SAUTRON Jean-Baptiste	Médecine Générale
----	-----------------------	-------------------

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

Mme	ALUNNI-PERRET Véronique	Médecine Légale et Droit de la Santé (46.03)
M.	BENIZRI Emmanuel	Chirurgie Générale (53.02)
M.	BENOLIEL José	Biophysique et Médecine Nucléaire (43.01)
Mme	BERNARD-POMIER Ghislaine	Immunologie (47.03)
M.	BREAUD Jean	Chirurgie Infantile (54.02)
Mme	BUREL-VANDENBOS Fanny	Anatomie et Cytologie pathologiques (42.03)
M.	DELOTTE Jérôme	Gynécologie-Obstétrique (54.03)
M.	DOGLIO Alain	Bactériologie-Virologie (45.01)
Mme	DONZEAU Michèle	Biologie du Développement et de la Reproduction (54.05)
M.	FOSSE Thierry	Bactériologie-Virologie-Hygiène (45.01)
M.	FRANKEN Philippe	Biophysique et Médecine Nucléaire (43.01)
M.	GARRAFFO Rodolphe	Pharmacologie Fondamentale (48.03)
M.	GIUDICELLI Jean	Biochimie et Biologie Moléculaire (44.01)
Mme	HINAULLT Charlotte	Biochimie et Biologie Moléculaire (44.01)
Mlle	LANDRAUD Luce	Bactériologie-Virologie (45.01)
Mme	LEGROS Laurence	Hématologie et Transfusion (47.01)
M.	MAGNE Jacques	Biophysique et Médecine Nucléaire (43.01)
Mme	MAGNIE Marie-Noëlle	Physiologie (44.02)
Mme	MUSSO-LASSALLE Sandra	Anatomie et Cytologie pathologiques (42.03)
M.	NAÏMI Mourad	Biochimie et Biologie moléculaire (44.01)
M.	PHILIP Patrick	Cytologie et Histologie (42.02)
Mme	POMARES Christelle	Parasitologie et Mycologie (45.02)
Mlle	PULCINI Céline	Maladies Infectieuses ; Maladies Tropicales (45.03)
M.	ROUX Christian	Rhumatologie (50.01)
M.	TESTA Jean	Epidémiologie-Economie de la Santé et Prévention (46.01)
M.	TOULON Pierre	Hématologie et Transfusion (47.01)

PROFESSEURS ASSOCIES

M.	DIOMANDE Mohenou Isidore	Anatomie et Cytologie Pathologiques
M.	HOFLIGER Philippe	Médecine Générale
Mme	POURRAT Isabelle	Médecine Générale
Mme	KLEEFIELD Sharon	Médecine Légale

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES

M.	GARDON Gilles	Médecine Générale
M.	PAPA Michel	Médecine Générale

PROFESSEURS CONVENTIONNES DE L'UNIVERSITE

M.	BERTRAND François	Médecine Interne
M.	BROCKER Patrice	Médecine Interne Option Gériatrie
M.	CHEVALLIER Daniel	Urologie
Mme	FOURNIER-MEHOUAS Manuella	Médecine Physique et Réadaptation
M.	MAGNE Jacques	Biophysique
M.	QUARANTA Jean-François	Santé Public

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS & REMERCIEMENTS	2
LISTE DES PROFESSEURS DE LA FACULTE DE MEDECINE DE NICE	5
SOMMAIRE	9
I POSITIONNEMENT DE LA PROBLEMATIQUE.....	10
II PRINCIPE DE L'ELASTOGRAPHIE	21
III NOTRE ETUDE	36
IV CONCLUSION	62
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	64
TABLE DES MATIERES	67
LISTE DES ILLUSTRATIONS.....	70
LISTE DES TABLEAUX.....	71
ABRÉVIATIONS	72
SERMENT D'HIPPOCRATE	73
RESUME	74

I POSITIONNEMENT DE LA PROBLEMATIQUE

I.1 La problématique du côté du clinicien

La généralisation de la pratique de l'échographie testiculaire et les progrès de résolution des sondes ont conduit à mettre en évidence un nombre croissant de masses testiculaires. Que ce soit de manière fortuite ou dans le cadre de la surveillance de «situations dites à risque tumoral », une population de patients a vu le jour, présentant des nodules testiculaires infra-cliniques, et posant de réels problèmes de caractérisation.

Dans le cadre de l'homme infertile par exemple, la fréquence des cancers du testicule étant plus élevée, la réalisation d'une échographie testiculaire est systématiquement recommandée. S'il est entendu que la suspicion de malignité d'un nodule testiculaire supra-centimétrique conduit à un traitement chirurgical radical par orchidectomie, qu'en est-il des petits nodules infra-centimétriques ? Deux attitudes s'opposent : traiter la suspicion de cancer par une orchidectomie d'emblée, ou conserver les chances de fertilité du patient avec une surveillance rapprochée. Il n'y a pas de consensus établi à ce jour. Dans sa série d'orchidectomie pour lésions testiculaires suspectes découvertes à l'échographie dans le cadre de bilans d'infertilité, Rigot retient seulement 22,2 % de tumeurs malignes¹. Cette réflexion basée sur les lésions testiculaires infra-cliniques met en lumière toutes les difficultés rencontrées lors de la prise en charge des syndromes de masses testiculaires.

La découverte, fortuite ou non, d'un syndrome de masse testiculaire, doit faire évoquer en premier lieu un processus néoplasique.

Sur le plan clinique, le praticien doit donc rechercher tout d'abord des facteurs favorisant le cancer testiculaire, à savoir la dysgénésie gonadique (notamment dans le cadre d'un syndrome de Klinefelter), un contexte d'infertilité, un antécédent de cryptorchidie (risque relatif 5 à 10 fois supérieur), un antécédent familial de cancer du testicule au premier degré (frère, père), ou la présence controlatérale d'une tumeur testiculaire ou de néoplasie germinale intra-tubulaire (NGIT). De plus, il doit rechercher une gynécomastie, une altération de l'état général, ainsi qu'une extension ganglionnaire ou métastatique.

Sur le plan biologique, le dosage systématique de l' α FP, de l'hCG totale et de la LDH, contribue au diagnostic et à la classification du cancer du testicule. 51 % des tumeurs malignes sont associées à une élévation des marqueurs. En cas de tumeur germinale non séminomateuse (TGNS), on retrouve fréquemment une élévation de l' α FP (50 à 70 %) ainsi que de l'hCG (40 à 60 %). 30 % des tumeurs germinales séminomateuses (TGS) sont associées à une élévation de l'hCG. L'élévation de l' α FP affirme le diagnostic de TGNS. La Phosphatase alcaline placentaire (PALP) peut être dosée de manière facultative. Ce marqueur, qui semble être sensible mais peu spécifique², serait particulièrement utile dans le suivi des séminomes purs³.

D'autres marqueurs biologiques plus spécifiques du cancer testiculaire, sont encore du domaine de la recherche tel que la recherche de marqueurs moléculaires dans le liquide séminal, ou encore des anomalies cytogénétiques comme l'isochromie 12p.

Lors de la prise en charge d'un patient présentant un syndrome de masse testiculaire, le clinicien est ainsi rapidement limité dans sa démarche diagnostique. Il doit donc faire appel à des explorations radiologiques afin d'étayer ses hypothèses diagnostiques.

I.2 La problématique du côté du radiologue

L'imagerie du contenu scrotal joue un rôle essentiel dans le diagnostic, la prise en charge thérapeutique et la surveillance des masses scrotales.

Le diagnostic redouté de tumeur testiculaire impose une technique d'examen particulièrement soignée et rigoureuse. Dans tous les cas, ce diagnostic repose uniquement sur les données de l'imagerie conduisant à proposer une orchidectomie avec abord et ligature première du cordon. En effet, contrairement à la plupart des parenchymes, les prélèvements guidés à visée histologique ou cytologique par abord percutané sont formellement proscrits. L'échographie mode B complétée par le Doppler couleur est la technique d'imagerie de première intention qui permettra de résoudre la plupart des dossiers⁴. L'IRM sera réservée au cas où l'exploration ultrasonore est difficile ou incomplète⁶. Les autres techniques (TDM, FDG-PET) seront mises en œuvre dans le cadre du bilan d'extension.

I.2.1 Echographie et doppler couleur

I.2.1.1 Objectifs et fiabilité de l'examen

Devant une masse scrotale, l'exploration ultrasonore doit répondre à plusieurs objectifs⁴ :

- Exclure ce qui n'est pas une tumeur notamment une hydrocèle si l'examen clinique avec transillumination s'est avéré insuffisant.
- Confirmer le diagnostic clinique de lésion palpable
- Différencier une masse d'origine testiculaire d'une lésion extra-testiculaire (épididyme, cordon, enveloppes testiculaires et scrotales)
- Dans les cas de masse d'origine testiculaire, affirmer l'origine maligne de la lésion et donner une approche de sa caractérisation tissulaire
- Analyser le testicule controlatéral en recherchant notamment une lésion non palpable.

L'échographie possède une sensibilité extrêmement élevée (près de 100%) dans la détection de tumeur testiculaire⁶. En effet, les tumeurs testiculaires classiquement hypoéchogènes possèdent un contraste naturel habituellement suffisant avec le parenchyme testiculaire normal qui est uniformément hyperéchogène.

I.2.1.2 Aspects échographiques des tumeurs malignes testiculaires

Les tumeurs malignes sont en règle générale hypoéchogènes mais tous les dégradés peuvent s'observer. Les tumeurs d'échogénicité proche du parenchyme normal sont plus rares et habituellement hétérogènes.

Les séminomes prennent l'aspect de nodules homogènes et bien limités. Les lésions volumineuses sont plus souvent hétérogènes et remaniées avec présence de plages internes d'échogénicité différente et de calcifications⁴.

Les tumeurs non séminomateuses sont habituellement hétérogènes quelles que soient leurs tailles, ont des contours irréguliers et comportent des calcifications dans 35% des cas. Le tératome peut être suspecté devant la présence de contingents kystiques. Les tumeurs mixtes sont d'aspect extrêmement variable.

Le lymphome testiculaire est rarement focal. Il s'agit plutôt d'une infiltration hypoéchogène diffuse de l'ensemble de la glande qui est augmentée de volume tout en conservant son caractère ovoïde⁷.

I.2.1.3 L'apport du Doppler couleur

Il s'agit d'une technique difficile qui doit être réalisée avec une grande rigueur à l'aide de sondes large bande utilisant une gamme de fréquence moyenne (5-9 MHz) pour optimiser la détection des flux lents. Les réglages sont assez complexes (gain et PRF adaptés pour chaque cas), ce qui rend cette technique à la fois opérateur et machine dépendants⁸. Pratiqué dans de bonnes conditions techniques, le Doppler couleur apporte de précieuses informations.

Les tumeurs malignes sont plus vascularisées que le testicule normal avec des flux artériels de grande amplitude (pic systolique moyen de 9,8 cm/sec) et un indice de résistance moyen de 0,7⁹. L'architecture vasculaire intra-tumorale est anarchique avec une disposition aléatoire de vaisseaux de taille variable au trajet irrégulier. Les grosses tumeurs sont souvent

le siège d'une nécrose centrale ou de foyers hémorragiques qui se traduisent par des zones vides de signal couleur⁴.

Les lymphomes ont un aspect assez évocateur avec présence d'une intense hypervascularisation dont l'architecture trabéculaire paraît proche de celle d'un testicule normal hyperhémie⁷.

I.2.1.4 Echographie de contraste

Cette technique a été proposée mais demeure en cours d'évaluation. Les tumeurs testiculaires présentent un rehaussement intense et précoce beaucoup plus marqué que le testicule normal⁴.

I.2.2 Imagerie par résonance magnétique (IRM)

Les indications d'IRM demeurent encore limitées. La technique d'examen ne fait pas l'objet d'un consensus, notamment concernant l'utilisation d'une antenne de surface semi-circulaire ou d'une antenne body de type cardiaque.

Par rapport au parenchyme testiculaire normal, le signal de la tumeur testiculaire est iso-intense T1 et hypo-intense parfois discrètement hyper-intense en T2. Le séminome est habituellement homogène, isointense T1, hypo-intense T2 alors que les tumeurs non séminomateuses sont plus souvent hétérogènes iso ou discrètement hyper-intenses¹⁰.

Le degré d'hétérogénéité demeure cependant très variable en fonction du contenu de la lésion et notamment de la présence de nécrose, de calcifications ou d'hémorragie.

Après injection de gadolinium, le rehaussement de la lésion sera nettement plus marqué que celui du testicule normal.

I.2.3 Scanner et FDG-PET

Le scanner thoraco-abdomino-pelvien est l'examen référent dans le bilan d'extension des cancers testiculaires ainsi que pour la surveillance des patients traités. Cet examen n'a pas d'intérêt dans le diagnostic des masses scrotales.

Le FDG-PET peut être utile dans l'évaluation des masses ganglionnaires résiduelles après chimiothérapie⁴.

I.2.4 Difficultés diagnostiques et limites de l'imagerie

I.2.4.1 Diagnostic différentiel

La présentation clinique des tumeurs testiculaires est loin d'être univoque.

Devant une lésion scrotale indolore de consistance dure rapidement évolutive chez un jeune patient, le diagnostic de tumeur testiculaire est cliniquement hautement probable et en règle générale confirmé par l'échographie et le Doppler couleur. L'exploration chirurgicale selon les règles carcinologiques s'impose alors dans les plus brefs délais.

Deux situations cliniques sont en revanche porteuses de difficultés diagnostiques pour le radiologue. Il s'agit des masses scrotales symptomatiques (contexte traumatique, infectieux ou douleur spontanée) et des lésions scrotales découvertes à l'occasion d'un bilan d'infertilité. Dans ces circonstances qui sont loin d'être rares (20 à 40% des cas dans la littérature) l'imagerie doit éviter deux écueils au chirurgien : explorer inutilement ce qui n'est pas une tumeur, éviter une voie d'abord opératoire inappropriée.

Les lésions pseudo-tumorales

Les kystes épidermoïdes sont échogènes avec aspect classique « en pelure d'oignon ». Certains tératomes pouvant présenter un aspect similaire, ces lésions font souvent l'objet d'une exploration chirurgicale¹¹.

L'ectasie tubulaire du rete testis réalise un maillage micro-kystique comportant des éléments parfois volumineux¹².

Les cicatrices et fibroses post-orchitiques ou d'origine indéterminée¹³.

La varicocèle intra-testiculaire qui se présente sous la forme de structures tubulaires hypoéchogènes ou anéchogènes dont le Doppler couleur peut parfois montrer le caractère circulant au besoin après manœuvre de Valsalva¹³.

Contexte traumatique

Un hématome testiculaire se présente comme une lésion hétérogène, bien limitée, pouvant simuler un processus tumoral en échographie mode B. Le Doppler couleur montre l'absence de vascularisation de la lésion. L'IRM peut également montrer un signal spontanément hyper-intense évocateur en séquence pondérée T1⁴.

En cas de tumeur hémorragique ou d'hématome simple vieilli, le diagnostic est beaucoup plus difficile, les données du Doppler ou de l'IRM peuvent être insuffisantes ou discordantes. Seule l'exploration chirurgicale permettra le diagnostic formel.

Lorsqu'un patient a déjà un antécédent chirurgical pour hématome testiculaire ou biopsique dans le cadre d'une infertilité, on peut observer une cicatrice hypoéchogène qui peut être considérée comme une tumeur, en particulièrement une tumeur éteinte (« burned out tumor ») si l'anamnèse est défaillante¹⁴.

Contexte infectieux

L'orchite aiguë peut se présenter sous plusieurs formes anatomo-cliniques atypiques qui peuvent égarer le diagnostic.

L'orchite focale se présente comme une lésion hypoéchogène parfois nodulaire avec hypervascularisation intense en Doppler couleur. Le diagnostic d'exclusion tumorale est particulièrement délicat y compris en IRM et doit s'appuyer sur les signes associés. Il s'agira d'un épaississement des enveloppes scrotales, d'une hydrocèle réactionnelle, d'une atteinte épiddymaire¹⁵.

L'abcès testiculaire peut simuler une tumeur nécrotique devant une lésion nodulaire hétérogène hypovascularisée en Doppler couleur⁴.

Douleur aiguë spontanée sans syndrome infectieux

L'infarctus testiculaire est rare et se présente sous la forme d'une plage nodulaire hypoéchogène qui simule une tumeur nécrotique. Le Doppler couleur et le fréquent contexte de vascularite pourront redresser le diagnostic.

La torsion du cordon spermatique est une urgence extrême qui peut survenir sur testicule tumoral. L'imagerie peut être prise en défaut notamment si le tableau est chronique,

marqué par des épisodes de torsion et détorsion induisant une hétérogénéité parenchymateuse⁴.

L'orchi-épididymite ischémique est une éventualité rare mais redoutable tant par son évolution que par les difficultés diagnostiques qu'elle oppose à l'opérateur. Tous les aspects sont possibles aux différents stades de l'évolution, seuls les examens d'imagerie itératifs, avec exploration chirurgicale en cas de doute diagnostique, peuvent éviter une évolution péjorative⁷.

A l'inverse, les tumeurs nécrotiques parfois symptomatiques posent de difficiles problèmes diagnostiques. Le Doppler couleur est alors inefficace. Le diagnostic d'ischémie testiculaire peut être porté par excès¹⁴.

Les orchites granulomateuses sont rares (granulome testiculaire isolé, tuberculose, sarcoïdose) et se présentent comme des lésions nodulaires multiples, hypoéchogènes, vascularisées en Doppler couleur, qui peuvent mimer voire coexister avec un séminome⁷.

Découverte fortuite

Les lésions découvertes dans le cadre d'une infertilité posent de délicats problèmes notamment parce qu'une stratégie d'épargne du parenchyme testiculaire est souhaitable. L'imagerie est plus performante dans le cadre des macronodules où la décision d'orchidectomie est plus facile.

Les nodules infra-centimétriques dont la fréquence augmente avec le recours systématique à l'échographie correspondent dans près d'un quart des cas à des tumeurs malignes¹⁶. Dans ce type de lésion, aucune technique d'imagerie n'est actuellement susceptible d'orienter le diagnostic¹⁶.

I.2.4.2 Caractérisation tissulaire

En l'absence de possibilité de prélèvement guidé, l'échographie avec Doppler couleur fournit simplement une orientation assez générale et ne permet pas d'approcher avec précision le type histologique¹⁰.

L'IRM n'apporte pas d'argument décisif⁵.

I.2.4.3 Bilan d'extension local

L'extension locale est déterminée par l'analyse histologique de la pièce opératoire. L'imagerie fournit des résultats modestes concernant l'atteinte de l'albuginée et l'extension vers les annexes, l'échographie étant souvent moins performante lorsque les lésions sont volumineuses. L'IRM présente une meilleure rentabilité pour évaluer l'atteinte de l'albuginée.

Au total, le bilan par l'imagerie des masses scrotales repose avant tout sur l'échographie et le Doppler. Les performances de ces techniques notamment du Doppler couleur sont dépendantes de l'opérateur mais également du niveau technique de l'appareil disponible. Les lésions cliniquement évocatrices de cancer sont généralement bien explorées, mais certaines masses testiculaires restent de diagnostic hésitant, pour lesquelles le traitement chirurgical radical peut se révéler inutile, inapproprié ou tardif.

I.3 La problématique du côté de l'anatomopathologiste

La certitude de la nature de la lésion avant exérèse chirurgicale est parfois difficile à obtenir, l'imagerie conventionnelle et les marqueurs tumoraux pouvant ne pas être contributifs. Une réponse proposée est le recours à l'examen anatomopathologique extemporané.

Certains auteurs proposent dans certains cas précis la réalisation d'une biopsie testiculaire au niveau de la zone suspecte après une extériorisation du testicule par abord inguinal et clampage premier du cordon³. Mais cette pratique n'est pas consensuelle. Cet examen reposant exclusivement sur une analyse morphologique, son rendement est moindre comparé à une analyse histologique exhaustive de la tumeur avec possibilité de réalisation d'un examen immunohistochimique.

II PRINCIPE DE L'ELASTOGRAPHIE

Les médecins ont toujours associé certaines maladies à une variation de la consistance des tissus, en particulier concernant les tumeurs malignes particulièrement reconnues comme étant plus dures que les tissus environnants. De cette constatation empirique est née la plus ancienne méthode diagnostique : la palpation.

Le terme d'élastographie est utilisé pour décrire un ensemble de techniques donnant des informations relatives sur la dureté des tissus. Les techniques d'imagerie élastographique, notamment par ultrasons, reproduisent le même type de méthode : les tissus sont comprimés et leur réponse à la déformation est mesurée en utilisant les ultrasons¹⁷.

On distingue deux types de techniques d'élastographie ultrasonore :

- l'élastographie quasi-statique (EQS) ou de contrainte. Cette technique repose sur la compression mécanique des tissus et l'évaluation de la déformation induite en utilisant les ultrasons¹⁸.

- l'élastographie dynamique ou en régime transitoire soit en utilisant la pression de radiations ultrasonores soit par ondes de cisaillement (« Shear Wave Elastography »). Ces techniques donnent théoriquement accès au module d'élasticité tissulaire¹⁹.

Ces deux modalités ont fait l'objet de recherches indépendantes en laboratoire depuis plus d'une décennie. Leur mise en œuvre pratique a suscité de nombreuses difficultés tant purement techniques que dans le domaine mathématique et informatique. Après une longue période de recherche fondamentale, les deux modalités sont maintenant disponibles sur certains échographes hauts de gamme et généralement de manière dissociées à divers grades évolutifs. Les études cliniques se multiplient notamment dans le domaine de la sénologie et de l'hépatologie.

Nous développerons ici l'EQS qui est mise en œuvre dans ce travail et nous aborderons plus brièvement l'élastographie dynamique ou en régime transitoire.

II.1 Rappels de physique des matériaux

Lorsqu'une force (déterminant une contrainte) s'exerce sur un matériau, il en résulte une compression ou un étirement.

Cette situation peut être facilement illustrée par un modèle simple comme un ruban de caoutchouc ou un filin métallique. Lorsqu'un poids est attaché à un ruban de caoutchouc, le ruban s'étire (cf figure 1). Si la contrainte représentée par le poids augmente, l'étirement augmente également. Au-delà d'une certaine valeur limite de contrainte, le ruban se déchire.

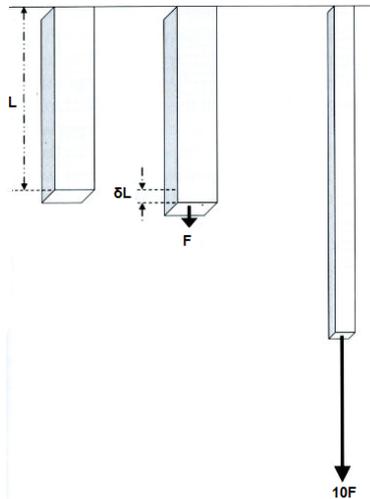


Figure 1 : Application d'une force F à un fil élastique déterminant une déformation $\delta L/L$

La valeur de la contrainte C appliquée est considérée par unités de surface du matériau sur laquelle elle s'applique. Il s'agit donc d'une force F exprimée en N (newton USI) rapportée à une surface S exprimée en m^2 .

$$C = \frac{F}{S} \quad (1)$$

W correspond à une pression et s'exprime en N/m^2 .

Par convention, la déformation D est définie par le rapport de la variation de dimensions dans l'axe de la contrainte (étirement ou compression) δL sur la longueur originelle L du matériau contraint :

$$D = \frac{\delta L}{L} \quad (2)$$

D est le quotient de deux mesures de longueur, et n'a donc pas de dimension.

Pour un matériau simple et homogène, ainsi que pour une contrainte progressive et limitée, la déformation en réponse à la contrainte appliquée est linéaire c'est-à-dire proportionnelle.

Une équation simple (loi de Hooke) décrit ce phénomène :

$$\frac{C}{D} = E \quad (3)$$

E représente le module de Young du matériau. C'est une constante exprimée en unités de pression : N/m^2 ou pascals (Pa).

Pour la plupart des matériaux, y compris les tissus humains, la densité du matériau n'est pas modifiée par l'étirement ou la compression. Les liquides ne sont par définition pas compressibles, et transmettent intégralement les forces (pas d'ondes de cisaillement car non « cisailables »).

La compression dans la direction dans laquelle s'applique le vecteur force F est donc compensée par un étirement dans les deux autres directions de l'espace.

II.2 Elasticité des tissus biologiques

II.2.1 Principes de mesure et valeurs normales

La détermination exacte du module de Young est complexe et s'effectue en laboratoire de physique des matériaux.

Trois étapes sont nécessaires à l'estimation du module de Young d'un tissu donné, soit in vitro en laboratoire, soit en utilisant une technique d'exploration in vivo²⁰ :

- la contrainte (ou force appliquée) doit être connue et mesurée (1)
- la variation dimensionnelle du tissu doit être mesurée et la déformation mesurée selon l'équation (2)
- le module de Young est alors estimé selon l'équation (3)

L'apparente simplicité de ces trois étapes est en fait très difficile à mettre en œuvre pour les matériaux biologiques qui ont une constitution hétérogène aboutissant à des modèles complexes.

La difficulté majeure est la connaissance exacte de la contrainte à laquelle le tissu est soumis.

Cette constatation a conduit les concepteurs des systèmes d'élastographie médicale à privilégier d'abord la mesure de la déformation induite plutôt qu'à rechercher une évaluation stricte du module de Young²¹.

La valeur du module de Young est connue pour les matériaux non-biologiques mais aussi pour certains tissus biologiques comme l'os, les tendons, le cartilage et les tissus mous. Plusieurs travaux dont ceux de Duck et Sarvazyan^{22 21} fournissent des tableaux des valeurs normales des principaux tissus humains (cf Tableau 1)

<i>MATERIEL</i>	<i>MODULE DE YOUNG</i>
DIAMANT	1220 GPa
ACIER	200 GPa
EMAIL DENTAIRE	20-84 GPa
OS COMPACT (FEMUR)	11-20 GPa
CARTILAGE	790 kPa
TENDON	800 kPa
TISSUS MOUS	0,5-70 kPa
TUMEURS MALIGNES	20-560 kPa

Tableau 1 : Valeurs du module de Young de divers matériaux et des tissus

(exprimées en GigaPascal GPa et KiloPascal kPa)

Les tissus pathologiques, notamment les tumeurs, ont été particulièrement évalués. La plupart des cancers des tissus mous, notamment concernant le foie, la prostate et le sein, présentent des valeurs de dureté nettement supérieures aux tissus normaux (cf Tableau 2), le ratio étant souvent supérieur à 10^{22-23} .

Elastic Moduli of in Vitro Breast Tissue at Two Different Strain Ranges and Strain Rates		
Type of Breast Tissue	Elastic Moduli by Strain Range and Strain Rate	
	5% Precompression, 10%/sec Strain Rate	20% Precompression, 20%/sec Strain Rate
Normal fat	19 ± 7	20 ± 6
Normal glandular tissue	33 ± 11	57 ± 19
Fibrous tissue	107 ± 32	233 ± 59
Ductal carcinoma in situ	25 ± 4	301 ± 58
Invasive ductal carcinoma	93 ± 33	490 ± 112

Note.—Ductal carcinoma demonstrates the largest difference between modulus measurements under these two conditions. This result suggests that it has the most nonlinear stress-strain relationship among the tissues studied.

Tableau 2 : Module de Young du tissu mammaire normal et des cancers du sein.

Des fantômes simulant la dureté des matériaux tissulaires ont été également conçus.

II.2.2 Déformation et ratio de déformation (« strain-ratio »)

On considère un tissu homogène (cf Figure 2) dans lequel se trouvent trois nodules de dureté croissante. Le tissu est soumis à une contrainte verticale (par exemple une sonde d'échographie) responsable d'une compression dans l'axe de la contrainte et d'un étirement dans les deux autres directions.

Les coordonnées spatiales initiales (x, y, z) du centre d'un volume élémentaire de tissu subiront une variation dans les trois axes de l'espace qui dépend de la contrainte appliquée, du module de Young tissulaire mais aussi de l'isotropie du tissu (par définition, un matériau est dit isotrope si ses propriétés mécaniques sont identiques dans toutes les directions). Le calcul exact est complexe et nécessite la mise en œuvre de procédés d'analyse tensorielle¹⁸. La lésion « dure » subira une déformation moindre par rapport au tissu normal plus mou qui l'entourne.

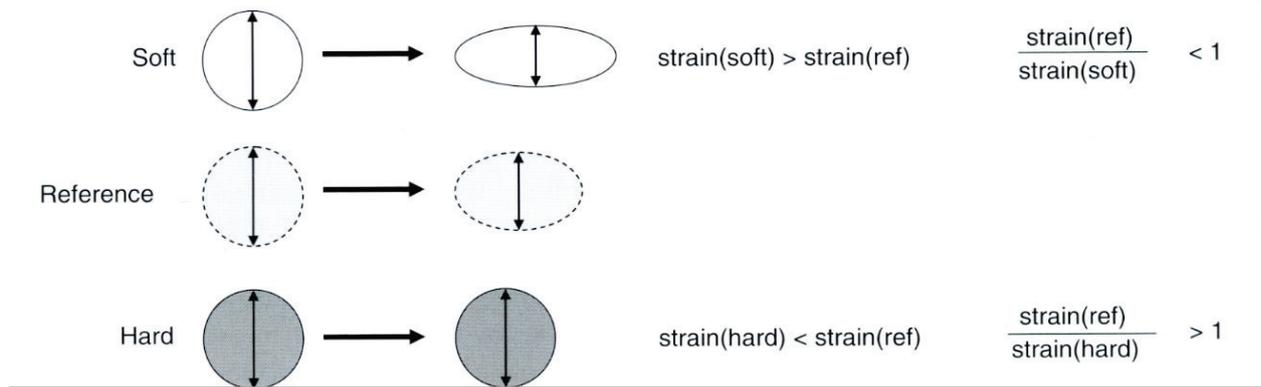


Figure 2 : Application d'une contrainte uniforme à trois nodules d'élasticité variable²⁴

Cette déformation peut être mesurée par ultrasons dans l'axe de la contrainte.

On définit alors la dureté relative par le degré de compression d'une lésion par rapport au tissu normal référent environnant. Une lésion très dure sera associée à un faible taux de déformation DL. En prenant la déformation DS du tissu sain environnant comme référence, on peut ainsi estimer pour la pièce étudiée le ratio de déformation RD :

$$RD = \frac{DS}{DL} \quad (4)$$

En pratique clinique, les appareils pourvus d'un module d'EQS fournissent parfois cette valeur comme substitut du calcul du module de Young d'une lésion.

II.3 Les techniques d'élastographie quasi-statique

Les systèmes disponibles dans le commerce utilisent généralement le transducteur (la sonde d'échographie) lui-même pour appliquer la compression tissulaire²⁵. L'opérateur va alterner une phase de compression puis une phase de relâchement pendant lesquelles le système recueille les données.

Pour les échographies endocavitaires et endoluminales, le contrôle du mouvement du transducteur est difficile et il est souvent fait appel à un ballonnet gonflable enveloppant la sonde d'échographie dans lequel l'opérateur injecte de l'eau pendant la procédure²⁴.

Il existe actuellement deux principales techniques pour estimer la déformation tissulaire, l'une utilisant l'amplitude des échos recueillis par le système (mode A), l'autre faisant appel à l'effet Doppler.

II.3.1 Estimation de la contrainte utilisant le mode A

Considérons un tissu homogène contenant une lésion nodulaire dure (cf Figure 3).

En mode A, l'amplitude des échos recueillis est figurée en ordonnée et la profondeur d'exploration en abscisse. Ceci suppose de négliger les variations de vitesse de l'onde ultrasonore dans les tissus pour lui attribuer une valeur moyenne standardisée de 1540 m/s. Dans chaque ligne de tir élaborée par un élément du transducteur, les différents éléments du tissu, et notamment chaque interface donnant lieu à un écho, possèdent une coordonnée axiale de référence. Pendant et après la compression, le système estime la variation de position des éléments du tissu comprimé, dans l'axe du faisceau ultrasonore sur chaque ligne de tir. Cette variation peut être calculée en chaque point du tissu et permet d'estimer la déformation induite par la compression²⁶. Cette méthode estime donc la déformation en utilisant la comparaison du tracé en mode A pendant et après la compression.

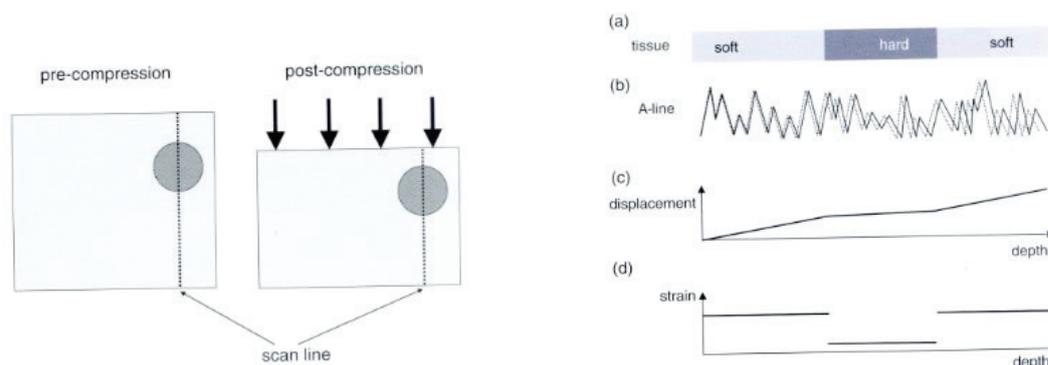


Figure 3 : Relation entre déformation et dureté concernant trois lésions de duretés différentes.

En a est défini le modèle idéal que l'on recherche à déterminer (lésion dure dans un tissu plus mou). En b on analyse la position des échos réfléchis sans et avec compression (mode A). En c, le déplacement de chaque structure est évalué le long de la ligne de tir (en fonction de la profondeur). En d, on déduit de c une estimation de la déformation tissulaire montrant la faible déformation de la lésion.

Divers algorithmes d'auto-corrélation ont été développés dans cette optique.

De plus, on sait que le tissu déformé comme tout matériau non compressible va subir une déformation dans tous les axes de l'espace. Certains algorithmes complexes tiennent compte de cette donnée en corrélant les données obtenues dans une ligne de tir avec les données des lignes adjacentes afin d'estimer la déformation latérale¹⁸.

L'avantage de ce système est d'éviter un post-traitement trop lourd et de fournir des images en temps réel d'où le nom souvent attribué de RTE (Real Time Elastography). Le système eSie Touch utilisé dans notre travail met en œuvre un procédé identique, les seules différences tenant à l'algorithmique propre à chaque constructeur.

La déformation est présentée en imagerie parallèlement à l'image échographique bidimensionnelle classique en échelle de gris (mode B). Il s'agit d'une cartographie de la déformation soit en échelle de gris soit en couleur, l'échelle de déformation étant figurée à la droite de l'image (cf figure 4)

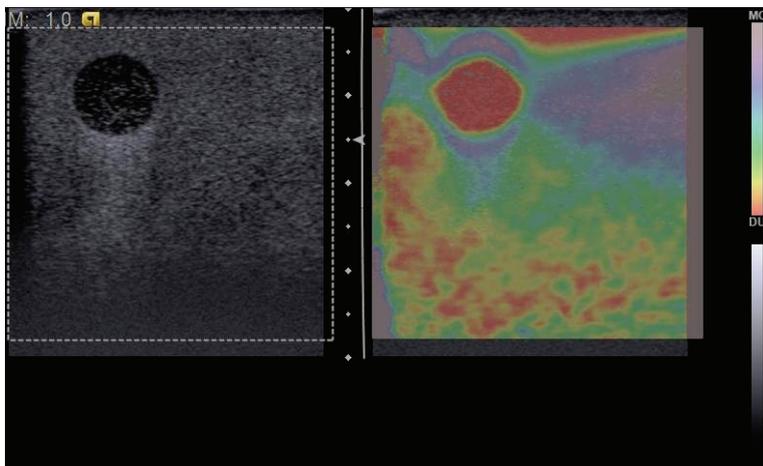


Figure 4 : Elastographie quasi-statique sur fantôme simulant un nodule dur tumoral. Le degré de dureté (de déformabilité) est matérialisé par l'échelle couleur à droite de l'image.

Un autre avantage de ce système est aussi de limiter l'intensité de la compression exercée qui est réduite au seul poids de la sonde d'échographie.

Il faut considérer qu'il s'agit là d'une imagerie de la déformation tissulaire et non d'une cartographie du module de Young. Cette technique est en soi très proche de la palpation manuelle du clinicien¹⁹.

II.3.2 Estimation de la contrainte en utilisant l'effet Doppler tissulaire

Cette technique utilise le mouvement tissulaire induit par la compression puis le retrait du transducteur. Tout mouvement dans le champ du transducteur produit un signal Doppler dont il est possible de mesurer certains paramètres physiques, en particulier sa vitesse. Ces mouvements peuvent être utilisés pour déterminer une cartographie de la vitesse tissulaire par effet Doppler. Le gradient de vitesse est estimé sur chaque ligne de l'image obtenue. La déformation est déterminée à partir du gradient de vitesse en considérant que plus une lésion est dure, donc peu ou pas déformable, plus le gradient de vitesse à l'intérieur de la lésion sera faible¹⁹.

Cette technique génère systématiquement des artefacts en avant et en arrière des structures peu déformables (cf Figure 5).

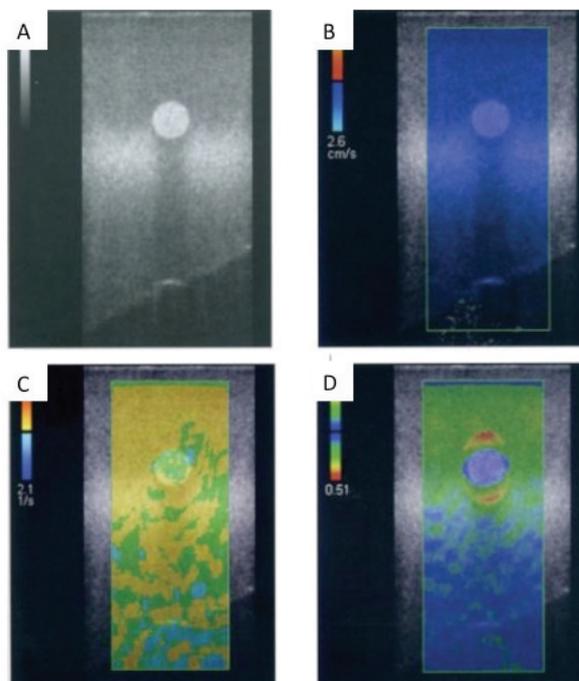


Figure 5 : Elastographie quasi-statique sur fantôme de nodule utilisant l'effet doppler tissulaire. En A, l'image en mode B. En B, la cartographie vélocimétrique des tissus après compression. En C, on évalue le gradient vélocimétrique de chaque région insonée. L'image finale en D montre le ratio de déformation estimé. On notera les artefacts péri-nodulaires.

Pour obtenir une vitesse tissulaire mesurable, il est nécessaire d'appliquer une compression assez forte déplaçant le tissu de plusieurs millimètres. Ceci est parfois difficile à obtenir en pratique courante et pourrait s'avérer douloureux voire dangereux pour le patient.

D'autre part, l'important déplacement axial va majorer les déplacements latéraux, et peut même faire disparaître la lésion du champ d'exploration.

II.3.3 Quantification de l'élasticité selon l'imagerie de la déformation

Comme expliqué précédemment, l'estimation du module de Young nécessite la connaissance précise de la contrainte appliquée, ce qui est difficile en pratique clinique. S'il existe des transducteurs équipés d'un capteur de contrainte capable d'estimer la force appliquée, de tels dispositifs sont essentiellement utilisés en laboratoire et ne sont pas disponibles sur les appareils commercialisés. D'autres approches moins rigoureuses sont néanmoins proposées²⁴.

En général, on estime le ratio de déformation (« strain ratio ») en positionnant un curseur sur la lésion et un curseur adjacent sur le tissu sain de référence à la même profondeur pour éviter de prendre en compte d'éventuels artefacts liés à la géométrie du faisceau (cf Figure 6)

Pendant la phase de compression, il est possible de recueillir la valeur de la déformation de chaque région en fonction du temps. Le ratio de déformation peut être calculé lorsque celle-ci est maximale.

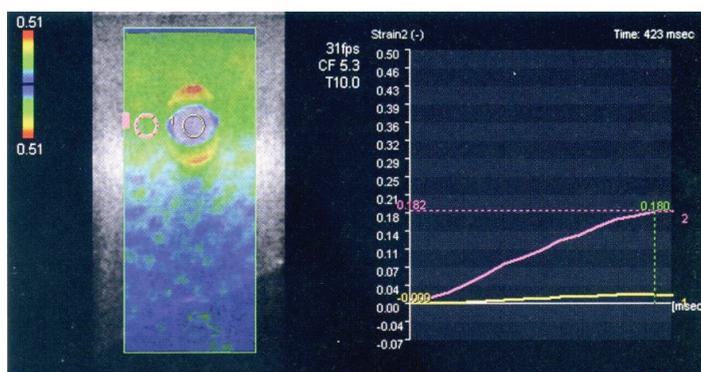


Figure 6 : deux zones d'intérêt (ROI pour region of interest) sont définies dans le nodule et dans le tissu adjacent à la même profondeur.

On établit pour chaque zone la courbe de déformation en fonction du temps au cours d'un cycle de compression. Le rapport des valeurs maximales obtenues définit le ratio de déformation (« strain ratio »)

Cette valeur peut aussi être estimée sur des images statiques en utilisant une quantification dérivée de l'échelle de gris ou de l'échelle couleur.

Le calcul du module de Young d'une lésion peut être estimé en utilisant les données connues *in vitro* pour les valeurs du tissu sain environnant la tumeur²⁷. L'application de l'équation (4) utilisant le ratio de déformation permet alors une approximation du module de Young de la lésion.

II.3.4 Variation de la déformation avec la profondeur

Quand le tissu est comprimé par le transducteur, la contrainte n'est pas uniforme dans l'ensemble de l'image obtenue. L'intensité de la contrainte décroît avec la profondeur. Plus une lésion est distante de la sonde, moins elle sera comprimée donc déformée à dureté similaire.

A l'instar de la palpation du clinicien, l'EQS est donc beaucoup moins efficace pour les lésions dont la profondeur excède 50 mm.

Il apparaît donc indispensable pour estimer le ratio de déformation de déterminer la région de référence au même niveau de profondeur que la lésion²⁴.

II.4 Les techniques d'élastographie dynamique ou en régime transitoire

II.4.1 Mode ARFI (Acoustic Radiation Force Impulse)

Il s'agit d'une technique développée par Nightingale et son équipe (Nightingale Lab®).

On utilise dans ce cas la pression de radiation ultrasonore. Il s'agit d'une force volumique générée dans le milieu lors de la propagation d'une onde de compression par transfert de quantité de mouvement avec le milieu.

L'application de la force de radiation va légèrement déplacer le tissu selon la loi de Hooke. Cette petite variation va pouvoir être mesurée par interférométrie du signal ultrasonore (« speckle »). La sensibilité de détection est inférieure à $1\mu\text{m}$. Les courbes de relaxation obtenues permettent de mesurer et de déduire des informations sur la viscosité et l'élasticité tissulaire.

II.4.2 Elastographie par onde de cisaillement (SWE : Shear Wave Elastography)

Dans ces techniques mono ou bidimensionnelles, on génère une impulsion sur le milieu et on analyse l'onde de cisaillement qui se propage perpendiculairement à l'impulsion donnée²¹.

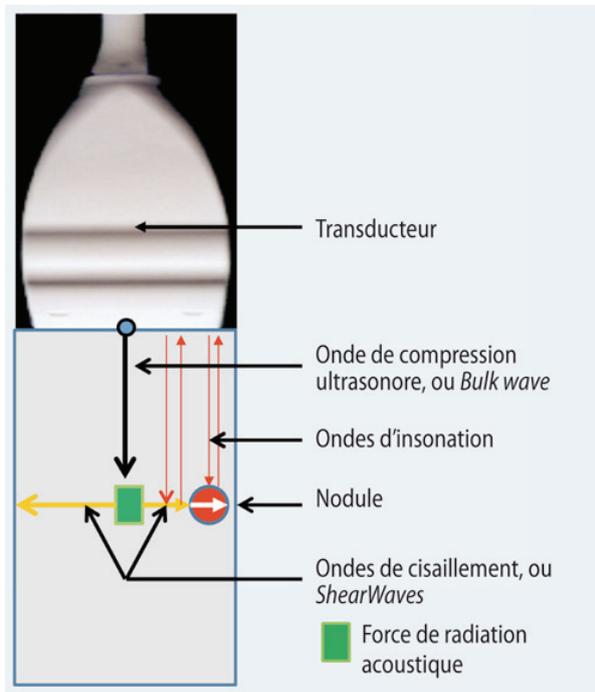


Figure 7 : création des ondes de cisaillement

La vitesse de l'onde de cisaillement est directement corrélée au module de Young tissulaire.

La première technique utilisant les ondes de cisaillement était l'élastographie impulsionnelle mécanique. Cette technique n'est pas associée à l'imagerie et demeure utilisée pour évaluer la dureté du parenchyme hépatique dans les fibroses (Fibroscan, Echosense, Paris).

Les progrès technologiques ont permis d'associer l'imagerie au calcul du module de Young selon deux techniques actuellement concurrentes :

- Elastographie par ondes de cisaillement générées par la pression de radiation : ARFI-SWS (Nightingale) développée par Siemens (Siemens, Erlanger, Allemagne)

- Elastographie impulsionnelle 2D avec génération d'ondes de cisailment le long d'un cône de Mach associée à une imagerie ultra-rapide²⁸, développée par Supersonic Imagine (Aixplorer, Aix en Provence, France)

On obtient ainsi, moyennant certaines approximations (on considère notamment le milieu comme isotrope), une cartographie du module de Young tissulaire avec mesures quantitatives possibles par ROI sur les lésions (cf Figure 8)

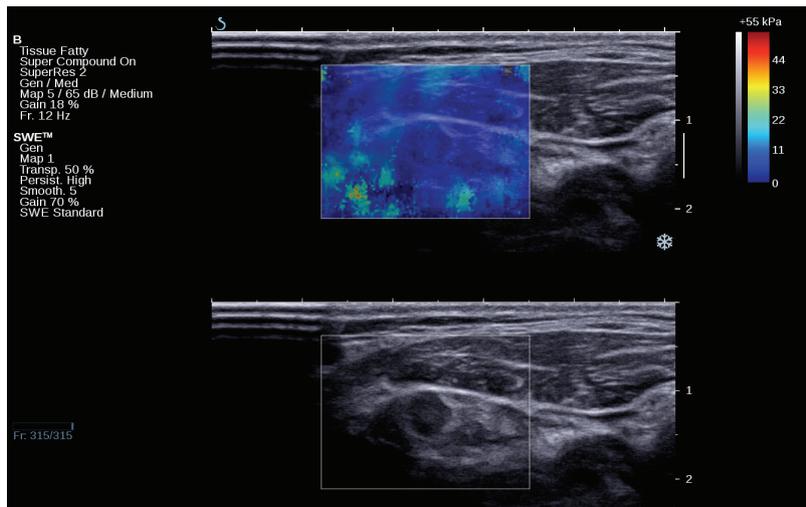


Figure 8 : analyse d'un nodule mammaire en élastographie SWE (prototype Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence)

II.5 Principales applications de l'élastographie ultrasonore

Dès son apparition l'élastographie ultrasonore a suscité un engouement général des spécialistes en ultrasons. De nombreuses applications potentielles ont été explorées. Deux principaux types de problématiques ont été abordés : l'évaluation de la fibrose tissulaire et la caractérisation des lésions nodulaires des parenchymes.

II.5.1 Evaluation de la fibrose tissulaire

L'élastographie impulsionnelle transitoire monodimensionnelle (Fibroscan, Echosens, Paris) a maintenant été validée dans l'évaluation de la fibrose hépatique²⁹, et recommandée

par l'HAS en première intention dans le diagnostic de cirrhose en cas d'hépatite C chronique isolée et de coinfection VHC-VIH³⁰.

Des études sont en cours concernant le parenchyme rénal et la thyroïde.

II.5.2 Caractérisation des lésions tissulaires

Le postulat initial est qu'une tumeur maligne est sensiblement plus dure que la parenchyme normal qui l'entoure ou qu'une tumeur bénigne. De multiples travaux ont été avancés dans de nombreux domaines comme les tumeurs mammaires, les nodules thyroïdiens et les tumeurs hépatiques.

Dans les tumeurs mammaires, l'EQS³¹, et par ondes de cisaillement³² a été évaluée par plusieurs études avec une sensibilité et une spécificité supérieure à 80% bien meilleures que l'échographie mode B et le Doppler couleur. De nombreux auteurs recommandent l'élastographie en complément des techniques d'imagerie classiques notamment concernant les lésions indéterminées classées BIRADS (Breast Imaging Reporting And Data System) 3 ou 4a et les lésions pseudo-nodulaires à contenu kystique épais³³.

II.6 Perspectives

Tout concourt à penser que l'élastographie va prendre une place importante dans le diagnostic ultrasonore.

Les obstacles technologiques initiaux sont peu à peu franchis et ouvrent la voie à des procédés d'élastographie en temps réel ou tridimensionnel qui pourront faire l'objet de caractérisations quantitatives reproductibles ou être fusionnés avec d'autres techniques d'imagerie comme l'IRM³⁴.

Ces techniques sont susceptibles d'associer la caractérisation tissulaire au guidage pré et per-biopsique ainsi qu'au contrôle per ou post-thérapeutique³⁵.

III NOTRE ETUDE

III.1 Problématiques, hypothèse et objectifs

Problématiques

Quelle est la place de l'élastographie dans la prise en charge des syndromes de masse testiculaire ? Quel rôle pourrait avoir l'élastographie testiculaire dans la décision du choix entre un suivi rapproché plutôt que l'orchidectomie première ?

Hypothèse

Notre hypothèse est qu'il existe une place et un intérêt de l'élastographie testiculaire dans le diagnostic des syndromes de masse testiculaire.

Objectifs

A partir d'un travail prospectif proposant la réalisation d'une élastographie systématique à une population de patients présentant un syndrome de masse testiculaire clinique pour lequel une indication opératoire est retenue, notre étude souhaite répondre à deux objectifs :

- l'objectif principal est de démontrer la faisabilité et de déterminer une sémiologie élastographique appliquée aux tumeurs testiculaires.

- l'objectif secondaire est de confirmer la pertinence de l'utilisation de l'élastographie testiculaire dans la prise en charge diagnostique des syndromes de masse testiculaire.

III.2 Matériel et méthodes

III.2.1 Série de patients

Notre étude prospective portait sur 30 patients consultant consécutivement au Centre Hospitalo-Universitaire de Nice, adressés dans l'unité d'ultrasons (hôpital Pasteur, Nice). La période d'inclusion s'étendait de Mars 2008 à Octobre 2011. Les patients étaient adressés pour exploration d'une masse testiculaire suspecte à l'examen clinique.

Tous les patients bénéficiaient d'un écho-Doppler couleur testiculaire et d'une élastographie testiculaire.

Pour chaque patient, nous avons étudié le testicule suspect ainsi que le testicule sain.

III.2.2 Echographie testiculaire mode B

Les examens étaient réalisés à l'aide d'un appareil S2000 (Siemens Medical Systems, Shorebird Way, Mountain View), par un opérateur expérimenté (Docteur C. Raffaelli, plus de 15 ans d'expérience en échographie testiculaire). Tous les patients bénéficiaient dans un premier temps d'une échographie mode B à l'aide d'une sonde linéaire électronique multifréquence (L 9-14 MHz, Siemens). L'analyse de chaque testicule était réalisée dans deux plans orthogonaux (axial et longitudinal) selon les règles de bonne pratique.

La ou les lésions étaient analysées selon plusieurs modalités :

- Grand axe de la lésion (en cm)
- Contours (limites) :
 - Réguliers (bien limités) : 1
 - Irréguliers : 2
- Echostructure :
 - Homogène : 1
 - Hétérogène : 2

- Echogénicité par rapport au testicule sain controlatéral ou au testicule résiduel homolatéral (en cas de tumeur hétérogène, on retenait le contingent le plus représenté) :
 - Anéchogène (plus de la moitié de la tumeur est liquidienne, kystique ou nécrotique) : 1
 - Hypoéchogène : 2
 - Isoéchogène : 3
 - Hyperéchogène : 4
- Présence de calcifications : il pouvait s'agir de microcalcifications (images punctiformes très échogènes de trop petites tailles pour déterminer un cône d'ombre) ou de macrocalcifications (avec la présence d'un cône d'ombre) :
 - Absence : 0
 - Microcalcifications : 1
 - Macrocalcifications : 2
 - Présence de microcalcifications et de macrocalcifications : 3

III.2.3 Doppler couleur

L'analyse de la lésion en Doppler couleur était effectuée à l'aide de la sonde L9-14 MHz utilisant des réglages adaptés à la recherche de flux lents (fréquence Doppler 7,5 MHz ; pulse repetition frequency (PRF) : 867 Hz soit une échelle de vitesse de 6 cm/sec), ainsi qu'un filtre de paroi bas.

La vascularisation de la lésion était comparée au testicule apparemment sain environnant et au testicule controlatéral. Une classification de cette vascularisation était réalisée selon les critères communément admis en échographie des parties molles et notamment du parenchyme thyroïdien³⁶.

- Mode de vascularisation :
 - Absence de vascularisation visible : 0
 - Hypovascularisation par rapport au testicule environnant : 1
 - Vascularisation similaire au testicule environnant (absence de distorsions architecturales des vaisseaux) : 2
 - Hypervascularisation par rapport au testicule environnant : 3

- Type d'hypervascularisation :
 - Vascularisation périphérique : 1
 - Vascularisation mixte : 2
 - Vascularisation à prédominance centrale : 3 (signifie que la vascularisation au centre de la tumeur est plus intense qu'en périphérie de celle-ci ainsi que par rapport au testicule apparemment normal).

III.2.4 Elastographie quasi-statique

Tous les patients faisaient l'objet d'une analyse élastographique de la lésion testiculaire effectuée à l'aide du module élastographique eSie Touch équipant la sonde linéaire électronique L9-14 MHz (Siemens, Erlangen, Allemagne). Le consentement éclairé des patients était recueilli avant l'examen.

Les testicules étaient immobilisés par mise en place d'une bande de papier au dessous du scrotum, les cuisses du patient étant serrées, la verge étant relevée sur le pubis et maintenue immobile par le patient.

L'élastographie était réalisée sans compression active du testicule, la sonde d'échographie étant posée perpendiculairement à la surface de la glande, le seul poids de la sonde assurant la contrainte mécanique nécessaire.

Les images étaient recueillies en échelle de gris et en échelle couleur et bénéficiaient d'un stockage DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), format qui définit une méthode de communication pour les différents équipements d'imagerie médicale numérique. La relecture des données était effectuée après l'examen.

Le signal élastographique global en rapport avec la dureté de la lésion était estimé en mode qualitatif sur l'imagerie en échelle de gris, en utilisant comme classification de référence l'échelle d'Itoh, définie pour l'élastographie Real Time (RTE, Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japon) dans l'analyse des lésions mammaires³⁷.

Le score d'Itoh était modifié pour tenir compte de signes plus spécifiques révélés lors de la relecture. D'autres éléments sémiologiques élastographiques étaient recueillis.

- Score d'Itoh modifié :
 - Signal identique au testicule environnant : la déformabilité était identique au testicule environnant. Il n'y avait pas de contingent dur (non déformable) décelable, et la tumeur n'est pas visible en élastographie : 1
 - Présence de quelques zones dures (de moindre déformation, en hyposignal) intra lésionnelles, la majeure partie de la lésion étant déformable : 2
 - Présence de zones dures, essentiellement au centre de la lésion, les zones déformables restant majoritaires : 3
 - Dureté globale de la majeure partie de la lésion, avec présence de petites zones déformables minoritaires : 4
 - Dureté globale de la lésion (aucune zone déformable) : 5

- Taille apparente de la lésion en élastographie (reproduisant l'item 5 de la classification d'Itoh originale) :
 - Taille apparente en élastographie inférieure au mode B : 0
 - Taille apparente en élastographie identique au mode B : 1
 - Taille apparente en élastographie supérieure au mode B : 2

- Perte de la déformabilité normale de l'ensemble de la glande (aspect « tribande ») :
 - Absence de perte de la déformabilité normale : 0
 - Perte de la déformabilité normale : 1

- Présence d'une zone en hypersignal (déformabilité plus marquée que le testicule non tumoral environnant) visible autour de la tumeur : signe du « billot » :
 - Absence : 0
 - Présence d'une zone d'hypersignal en avant ou en arrière de la lésion : 1
 - Présence d'un hypersignal autour de la lésion (halo) : 2

- Présence de zones déformables intra-lésionnelles en hypersignal (zones liquidiennes) :
 - Absence : 0
 - Présence : 1

- Etude du contour de la lésion :
 - Régulier : 1
 - Irrégulier : 2

III.2.5 Evaluation diagnostique

En fin d'examen écho-Doppler et élastographique, le radiologue donnait une orientation diagnostique. Ainsi, au vu de l'ensemble des données, le clinicien pouvait décider soit :

- d'une surveillance clinique et échographie
- d'une exérèse chirurgicale par orchidectomie en cas de lésion suspecte

Un complément d'exploration par IRM pouvait être réalisé.

Au terme du bilan, les lésions classées comme non tumorales faisaient l'objet d'une surveillance clinique et échographique.

Toutes les lésions suspectes de cancer testiculaire à la suite de l'examen écho-Doppler, de l'élastographique ou de l'IRM faisaient l'objet d'une exérèse chirurgicale par orchidectomie.

L'analyse histologique, réalisée par un anatomopathologiste expérimenté (Professeur JF Michiels, Laboratoire Central d'Anatomie Pathologique du Centre Hospitalier Universitaire, Pasteur, Nice), recueillait les éléments suivants :

- Type de tumeur :
 - Tumeur germinale séminomateuse (TGS) incluant les séminomes purs et les tumeurs avec un contingent séminomateux : 0
 - Tumeur germinale non séminomateuse (TGNS) pure (un seul contingent) ou composite (plusieurs contingents non séminomateux différents), mais sans contingent séminomateux : 1
 - Tumeurs non germinales : 2

- Nécrose :
 - Pas de nécrose : 0
 - Plages de nécrose : 1
 - Nécrose importante ou prédominante : 2

- Calcifications :
 - Absentes : 0
 - Présentes : 1

- Emboles vasculaires :
 - Absents : 0
 - Présents : 1

- Atteinte de l'albuginée :
 - Pas d'atteinte : 0
 - Atteinte : 1

III.2.6 Analyse statistique

Notre analyse statistique a consisté en premier lieu en une description de notre population d'étude et des caractéristiques des tumeurs étudiées. Concernant les variables qualitatives, les fréquences absolues et relatives ont été présentées. Concernant les variables quantitatives, les résultats ont été présentés sous forme de moyennes ou de médianes avec leur intervalle de confiance à 95 %.

L'association entre la malignité de la tumeur et les caractéristiques échographiques, doppler et élastographiques, était étudiée à l'aide du test du Khi 2 de Fisher (adapté aux petits échantillons) pour les variables qualitatives, et à l'aide du test de comparaison des moyennes de Mann-Whitney pour les variables quantitatives.

Nous avons ensuite réalisé un modèle multivarié, en utilisant un modèle de régression logistique, avec les différentes variables élastographiques afin d'essayer d'obtenir un modèle prédictif de malignité des lésions testiculaires reposant sur ces variables.

Le seuil de significativité a été fixé au seuil de 5 %. Les analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS 11.0.

III.3 RESULTATS

III.3.1 Analyse des résultats : description de la population

La population d'étude se composait de 34 tumeurs testiculaires, 26 tumeurs malignes et 8 lésions bénignes. Ces 34 tumeurs représentaient 30 patients, 4 patients présentaient 2 tumeurs. Les caractéristiques cliniques des 30 patients sont résumées dans le tableau 3.

	Lésions bénignes (n=8)		Tumeurs malignes (n=22)	
	n		n	
Age (année) moyenne (IC 95%)	8	34,75 (24,16 ; 45,34)	22	37,05 (31,66 ; 42,43)
Motif de consultation				
Douleur	1	12,5 %	0	-
Tuméfaction douloureuse	4	50 %	0	-
Masse testiculaire	1	12,5 %	19	86,4 %
Trauma suspicion tumeur	2	25,0 %	0	-
Orchiépididymite	0	-	1	4,5 %

Tableau 3 : description clinique de la population

n : nombre

IC 95% (intervalle de confiance à 95 %)

Les différents motifs de consultation étaient les suivants : douleur ou pesanteur testiculaire, tuméfaction testiculaire douloureuse, masse testiculaire indolore, traumatisme testiculaire avec suspicion de tumeur à l'examen clinique par le praticien et orchépididymite.

Concernant les 8 lésions bénignes (8 patients), l'âge moyen au diagnostic était de 34,75 ans, avec des extrêmes allant de 22 ans à 57 ans. Nous avons observé une fréquence d'atteinte supérieure pour le testicule droit (75%) (6 lésions testiculaires droites et 2 lésions testiculaires gauches). La présentation clinique était une masse testiculaire douloureuse pour 4 patients (50%). Les autres motifs d'examen étaient une douleur testiculaire pour 1 patient (12,5%), une masse testiculaire indolore pour 1 patient (12,5%) et un traumatisme testiculaire pour 2 patients (25%).

Concernant les 26 tumeurs malignes (22 patients), l'âge moyen au diagnostic était de 37,05 ans, avec des extrêmes allant de 18 ans à 62 ans. Nous avons observé une fréquence d'atteinte supérieure pour le testicule droit (73%) (19 tumeurs testiculaires droites et 7 tumeurs testiculaires gauches). La présentation clinique était une masse testiculaire indolore

pour 19 patients (86%), une tuméfaction testiculaire douloureuse pour 2 patients (9%), et une orchépididymite chez 1 patient (5%).

III.3.2 Analyse des résultats : caractéristiques anatomopathologiques

Les caractéristiques anatomopathologiques des tumeurs malignes sont résumées dans le tableau 4.

	Tumeurs malignes	
	(n=26)	
	n	
Poids testicule (g) moyenne	23	98,5
Taille tumeur (cm) moyenne	23	3,74
Nécrose	24	
Oui	14	58,3 %
Non	10	41,7 %
Fibrose	6	
Oui	4	66,7 %
Non	2	33,3 %
Calcifications	24	
oui	3	12,5 %
non	21	87,5 %
Emboles vasculaires	24	
oui	10	41,7 %
non	14	58,3 %
Atteinte albuginée	24	
oui	12	50,0 %
non	12	50,0 %

Tableau 4 : caractéristiques anatomopathologiques

n : nombre

Le poids testiculaire moyen était de 98,5 g avec des extrêmes allant de 32 g pour le plus petit testicule et de 650 g pour le plus gros. La taille de la tumeur était de 3,74 cm en moyenne avec des extrêmes allant de 1 cm à 16 cm.

La présence de nécrose, sous forme de plages éparses ou de façon plus prédominante sur l'ensemble de la tumeur, était identifiée dans 58,3 % des cas. De la fibrose était identifiée dans 66,7 % des cas, alors que les calcifications n'étaient présentes que dans 12,5 % des cas.

On identifiait la présence d’embolies vasculaires dans 41,7 % des cas. L’albuginée était envahie dans un cas sur deux.

III.3.3 Analyse des résultats : étude de l’association entre les caractéristiques échographiques et les caractéristiques tumorales

Les caractéristiques échographiques des tumeurs sont résumées dans le tableau 5.

	Lésions bénignes (n=8)		Tumeurs malignes (n=26)		P
	n	%	n	%	
Echostructure					0,688*
homogène	5	62,5	12	46,2	
hétérogène	3	37,5	14	53,8	
Echogénicité					0,163*
anéchoïque	0	0,0	3	11,5	
hypoéchogène	6	75,0	14	53,8	
isoéchogène	0	0,0	7	26,9	
hyperéchogène	2	25,0	2	7,7	
Contours					0,679*
réguliers	4	50,0	17	65,4	
irréguliers	4	50,0	9	34,6	
Calcifications					0,104*
absence	8	100,0	13	50,0	
microcalcifications	0	0,0	9	34,6	
macrocalcifications	0	0,0	1	3,8	
Micro et macrocalcifications	0	0,0	3	11,5	
Calcifications					0,013*
absence	8	100,0	13	50,0	
présence	0	0,0	13	50,0	
	n	cm	n	cm	
Taille tumeur (cm) moyenne	8	2,45	26	3,55	0,390 [§]
Taille tumeur ¹ (cm) moyenne	8	2,45	24	2,86	0,542 [§]

Tableau 5 : caractéristiques échographiques

n : nombre

* : test de Fisher.

§ : test non paramétrique de comparaison de moyenne de Mann-Whitney.

¹ La comparaison de la taille des tumeurs dans les 2 groupes a été reprise en excluant 2 patients dans le groupe « tumeur maligne » dont les tumeurs étaient très volumineuses par rapport à l’ensemble des tumeurs (10,6 et 13,0 cm).

Les lésions bénignes avaient tendance à présenter une échostructure plus homogène, avec 62,5 % de lésions homogènes contre 46,2 % pour les tumeurs malignes. De même, les contours des lésions bénignes étaient moins irréguliers que ceux des tumeurs malignes. Concernant l'échogénicité, les lésions bénignes apparaissaient soit hypoéchogènes (75 % des cas) soit hyperéchogènes (25 % des cas). Les tumeurs malignes présentaient un échogénicité plus variable avec une anéchogénicité dans 3 cas (11,5 %) et une isoéchogénicité pour 7 cas (26,9 % des cas). Aucune calcification n'a été identifiée pour les lésions bénignes, alors que celles-ci ont été retrouvées de manière statistiquement significative dans un cas sur deux dans les tumeurs malignes (microcalcifications ou macrocalcifications). Les lésions bénignes avaient une taille moyenne inférieure à celle des tumeurs malignes (2,45 cm de diamètre contre 3,55 cm).

III.3.4 Analyse des résultats : étude de l'association entre les caractéristiques doppler et les caractéristiques tumorales.

Les caractéristiques doppler des tumeurs sont résumées dans le tableau 6.

	Lésions bénignes (n=8)		Tumeurs malignes (n=26)		P
	n	%	n	%	
Mode de vascularisation					<0,0001*
Pas de vascu visible	4	50,0	1	3,8	
Hypovascu / testis	3	37,5	2	7,7	
Hypervascu / testis	1	12,5	23	88,5	
Mode de vascularisation (2 classes)					<0,0002*
Pas de vascu ou hypovascu / testis	7	87,5	3	11,5	
Hypervascu / testis	1	12,5	23	88,5	
Type de vascularisation¹					<0,042*
Vascu périphérique	4	80,0	5	20,8	
Vascu mixte	0	0,0	6	25,0	
Vascu prédominance centrale	1	20,0	13	54,2	

Tableau 6 : caractéristiques doppler

n : nombre

¹ : dans 5 cas de lésions avasculaires ou hypovascularisées, le type de vascularisation ne pouvait être déterminé.

* : test de Fisher

Concernant le mode de vascularisation, aucune lésion ne présentait une vascularisation similaire au testicule environnant non tumoral. Les lésions malignes étaient hypervascularisées en analyse doppler par rapport aux lésions bénignes. En effet, 88,5 % des lésions malignes présentaient une vascularisation plus importante par rapport au parenchyme testiculaire normal ; contre 12,5 % pour les lésions bénignes.

A l'inverse, l'analyse doppler identifiait une lésion hypovascularisée ou sans vascularisation visible dans 87,5 % des tumeurs bénignes contre 11,5 % pour les malignes. Ces résultats étaient statistiquement significatifs ($p < 0,0001$).

Les tumeurs bénignes présentaient une vascularisation à prédominance périphérique dans 80 % des cas contre 20,8 % pour les tumeurs malignes. La vascularisation des lésions malignes était sinon soit à prédominance centrale (54,2 % des cas), soit mixte (25 % des cas). Ces résultats étaient aussi statistiquement significatifs ($p < 0,042$).

III.3.5 Analyse des résultats : étude de l'association entre les caractéristiques élastographiques et les caractéristiques tumorales.

Les caractéristiques élastographiques sont résumées dans le tableau 7.

	Lésions bénignes (n=8)		Tumeurs malignes (n=26)		P
	n	%	n	%	
Itoh modifié					0,006*
Signal idem testis	0	0,0	0	0,0	
Peu de zones dures	1	12,5	0	0,0	
Zones dures	2	25,0	1	3,8	
Dureté importante	5	62,5	11	42,3	
Dureté globale	0	0,0	14	53,8	
Itoh en 2 classes					0,033*
Pas ou peu dur	3	37,5	1	3,8	
Dureté importante	5	62,5	25	96,2	
Effet billot					0,0004*
Absence	7	87,5	4	15,4	
Hypersignal avant ou arrière	0	0,0	12	46,2	
Hypersignal autour	1	12,5	10	38,5	
Effet billot (2 classes)					<0,0001*
Absence d'hypersignal	7	87,5	4	15,4	
Présence d'hypersignal	1	12,5	22	84,6	
Taille apparente					0,153*
Taille < mode B	1	12,5	1	3,8	
Taille = mode B	4	50,0	6	23,1	
Taille > mode B	3	37,5	19	73,1	
Taille apparente 2 classes					0,098*
Taille < ou = mode B	5	62,5	7	26,9	
Taille > mode B	3	37,5	19	73,1	
Perte d'architecture					0,001*
Absence	6	75,0	2	7,7	
Perte de déformabilité	2	25,0	24	92,3	
Zones liquidiennes					1,000*
Absence	6	75,0	21	80,8	
Présence	2	25,0	5	19,2	
Contours lésion					0,018*
Réguliers	4	50,0	24	92,3	
Irréguliers	4	50,0	2	7,7	

Tableau 7 : caractéristiques élastographiques

n : nombre

* : test de Fisher

On identifiait, au moyen du score de Itoh modifié, une dureté élastographique progressivement croissante pour les tumeurs malignes, alors qu'aucune lésion bénigne ne présentait une dureté globale (Itoh modifié 5). En regroupant la dureté élastographique lésionnelle en 2 groupes, on déterminait que 96,2 % des tumeurs malignes présentaient une dureté importante (Itoh modifié 4 ou 5), contre 62,5 % des cas pour les tumeurs bénignes. Résultats statistiquement significatifs ($p = 0,033$). Un effet « billot » était retrouvé dans 84,7 % des cas des tumeurs malignes, alors qu'il était absent dans 87,5 % des cas des tumeurs bénignes ($p < 0,0001$). La taille apparente en élastographie par rapport à celle retrouvée en échographie mode B semblait être supérieure dans les tumeurs malignes, puisque dans 73,1 % des cas des tumeurs malignes, on identifiait une taille supérieure contre 37,5 % des cas dans les tumeurs bénignes. On constatait une perte de la déformabilité physiologique du testicule dans 92,3 % des tumeurs malignes contre seulement 25 % des tumeurs malignes ($p = 0,001$). Les zones liquidiennes semblaient rarement présentes dans les deux types de tumeurs. Alors que les contours des lésions bénignes sont indifféremment réguliers ou irréguliers, ceux des tumeurs malignes sont très majoritairement réguliers (92,3 % des cas).

Ces résultats concernant l'association entre les caractéristiques élastographiques et la malignité des tumeurs étant statistiquement significatifs ($p < 0,05$), excepté pour la taille apparente ($p = 0,098$) : nous les avons présentés dans le tableau 8 sous forme de sensibilité, spécificité, valeur prédictive positive, valeur prédictive négative et précision diagnostique.

	ITOH/M	EB	PA
Se	96,2 %	84,6 %	92,3 %
Sp	37,5 %	87,5 %	75 %
VPP	83 %	95,6 %	92,3 %
VPN	75 %	63,6 %	75 %
ACC	82,3 %	85,3 %	88,2 %

Tableau 8 : analyse de la Se (sensibilité), Sp (spécificité), VPP (valeur prédictive positive), VPN (valeur prédictive négative), et ACC (Accuracy, pour précision du critère étudié) pour le score de Itoh modifié (ITOH/M), l'effet « billot » (EB), la taille apparente en élastographie par rapport au mode B (TA), et la perte architecturale (PA).

Le score de Itoh modifié était très sensible (96,2 %) pour déterminer le caractère malin d'une tumeur, mais avec une faible spécificité (37,5 %).

L'effet billot présentait essentiellement une forte valeur prédictive positive (95,6 %). La perte architecturale était à la fois sensible (92,3%) et spécifique (75 %), avec une précision diagnostique de 88,2 %.

III.3.6 Analyse des résultats : étude de l'association entre les critères élastographiques et les caractéristiques tumorales : analyse multivariée

Dans ce modèle de régression logistique, seul l'effet billot et la perte d'architecture restent significativement associés à la malignité.

Un modèle multivarié comprenant ces deux variables a montré que 100% des tumeurs malignes (observées) sont bien classées par le modèle (prévu), alors que 75% des tumeurs bénignes sont bien classées (2 ont été classées comme malignes par le modèle). En d'autres termes, les performances de ce modèle sont une sensibilité de 100 %, une spécificité de 75 %, une VPP de 93 % et une VPN de 100 %.

III.4 DISCUSSION

Notre étude a déterminé une véritable sémiologie radiologique élastographique appliquée au testicule avec notamment un aspect tribande caractéristique du parenchyme testiculaire normal ainsi qu'un effet billot en cas de tumeurs testiculaires. De plus, nous confirmons la faisabilité, la pertinence et l'intérêt de l'utilisation de l'élastographie dans la prise en charge diagnostique des syndromes de masse testiculaire.

III.4.1 Les enjeux de l'élastographie testiculaire

Avant l'apparition des ultrasons, le diagnostic des masses scrotales reposait uniquement sur la palpation. L'examen clinique, parfois performant, demeure lié à l'expérience du clinicien et dépend beaucoup de la taille des lésions ainsi que du contexte sémiologique. L'exploration chirurgicale quasi-systématique est longtemps restée la règle.

L'avènement de l'échographie a permis de grands progrès dans le diagnostic des tumeurs testiculaires puisque même les petites lésions sont détectées⁷.

Toutefois, l'échographie simple qui s'avère très sensible présente des limites techniques liées à l'opérateur et à l'appareillage. En particulier, il est parfois difficile de déterminer la nature d'une lésion et donc d'orienter utilement le chirurgien.

L'apparition du Doppler couleur et le perfectionnement des machines ont permis des avancées incontestables dans la caractérisation des tumeurs malignes présentées comme hypervascularisées par rapport au testicule sain.

Dans notre étude, nous avons évalué l'impact d'une technique récente, l'EQS (e Sie Touch, Siemens, Erlanger, Allemagne) dans l'exploration de 34 patients porteurs de masses scrotales cliniquement considérées comme suspectes. Cette technique est très proche de la palpation du clinicien et permet d'obtenir une imagerie de la déformation des tissus très légèrement comprimés par le transducteur. De la déformation des tissus est déduite une échelle de dureté tissulaire. En considérant qu'une tumeur maligne est plus dure que le tissu sain environnant et que les tumeurs bénignes, de multiples études ont montré l'intérêt de cette technique dans le diagnostic du cancer du sein³⁷.

L'EQS testiculaire a fait l'objet de rares travaux. Un premier travail préliminaire en 2005³⁸ montrait sur une courte série une différence significative entre cancers et lésions inflammatoires.

Nous avons réalisé en 2008 un premier travail³⁹ qui montrait la faisabilité de la méthode, sa reproductibilité et son spectaculaire potentiel dans le diagnostic des cancers testiculaires. Trois études récentes portant sur des séries de taille comparable à la nôtre^{40 41 42} attestent l'intérêt de cette technique avec une sensibilité et une VPN proches de 100%.

Notre série s'est déroulée sur une période concomitante aux travaux récemment publiés. Nos objectifs étaient d'une part d'évaluer la faisabilité de cette technique innovante au niveau testiculaire, et d'autre part d'analyser le plus finement possible la sémiologie élastographique testiculaire. In fine, nous nous proposons d'évaluer l'apport de l'élastographie dans le diagnostic des lésions scrotales et sa place par rapport aux autres techniques ultrasonores.

III.4.2 L'élastographie testiculaire : technique et faisabilité

Dans notre série tout comme dans la littérature, l'EQS est une technique dont la faisabilité et la reproductibilité sont excellentes. Le testicule étant un organe très mobile, la difficulté essentielle repose sur la fixation des bourses. Cette nécessité est facilement remplie en demandant au patient de tenir sa verge sur le ventre et en enveloppant la base du scrotum dans une lingette d'examen repliée sur elle-même au niveau du périnée maintenue en place par les jambes du patient en adduction.

Il est également nécessaire de minimiser la compression comme pour toute technique d'EQS. En effet, la réponse à la compression est linéaire uniquement dans le cas de petites déformations^{18 24}. Dans notre travail, nous avons exclu toute compression active de la part de l'opérateur, la compression étant uniquement assurée par le poids du transducteur posé sur le testicule.

Dans la littérature, les auteurs ne précisent pas exactement leurs modalités techniques⁴⁰^{42 41} mais tous utilisent la modalité RTE (Real Time Imaging, HITACHI) alors que nous utilisons la modalité e Sie Touch (SIEMENS). Les deux méthodes sont comparables par leur principe (EQS), la modalité RTE permettant de quantifier la pression exercée par le transducteur selon une échelle en 5 grades⁴⁰.

Afin de standardiser la caractérisation des lésions, nous les avons classées en fonction de la rigidité des tissus, en se basant sur la classification de Itoh³⁷, mais en l'adaptant aux observations subjectives que nous avons faites sur le tissu testiculaire. En effet, la classification de Itoh, faisant référence comme échelle d'interprétation de la déformabilité des tissus, a été établie par Ako Itoh en 2006, à partir de l'étude de lésions mammaires. Dans notre étude, nous avons adapté cette échelle en fonction d'une analyse subjective des élastogrammes obtenus au niveau testiculaire. Nous avons notamment redéfini le grade 5 de Itoh (plage de dureté apparente en élastographie plus grande que la lésion en échographie mode B). Cet item parfaitement adapté au cancer du sein où la tumeur infiltre le tissu environnant n'était pas retrouvé dans notre série où, bien au contraire, il existait une parfaite adéquation entre la taille des cancers en mode B et en élastographie. Ainsi, la déformabilité des lésions observées a été notée de 1 à 5, puis nous avons regroupé les résultats en lésions non dures (score 1, 2 et 3) ou dures (score 4 et 5).

III.4.3 Sémiologie élastographique testiculaire

Le testicule représente un modèle biomécanique original. En effet, il s'agit d'un organe qui présente une forme géométrique que l'on peut assimiler à un ellipsoïde allongé qui comporte donc une symétrie spatiale. Son contenu peut être assimilé à une gelée homogène. On peut considérer qu'il s'agit d'un milieu isotrope. Il est entouré par une membrane fibreuse épaisse et peu extensible, l'albuginée. Ce modèle est totalement différent du sein par exemple, où la compression détermine un déplacement des structures différent car non contraint dans un milieu non isotrope.

Dans les études expérimentales portant sur l'EQS, les modèles biomécaniques n'ont pas fait l'objet d'études spécifiques^{18 24}. Les objets utilisés étaient tous isotropes et présentaient une consistance gélatineuse (gel d'agar essentiellement) comportant des inclusions sphériques plus dures²⁴.

Il nous semble que la sémiologie testiculaire que nous observons est étroitement liée à son modèle biomécanique. L'aspect du testicule normal que nous avons constamment observé est un aspect « tribande » avec une périphérie apparemment plus « dure » et un centre plus « mou ». Cet aspect n'est pas décrit dans les autres études, certains clichés réalisés avec le mode RTE objectivant aussi cette caractéristique. Cet aspect est selon nous lié à une spécificité de la déformation testiculaire, et non pas secondaire à un artéfact qui fausserait les

résultats obtenus. L'EQS est une imagerie de la déformation d'un objet symétrique et isotrope contraint par une enveloppe continue et résistante et non pas une cartographie directe de la dureté testiculaire. La compression du testicule sur une de ses faces va déterminer une réaction de l'albuginée de la face opposée et compte tenu des principes d'isotropie et de symétrie, il se produit un gradient de déformation qui sera logiquement maximal dans les régions focales de l'ellipsoïde (cf figure 9).

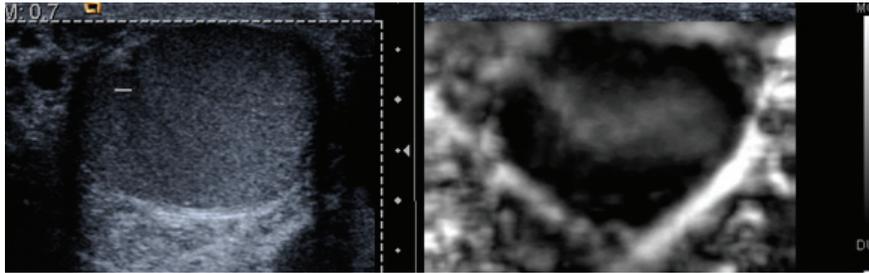


Figure 9 : aspect « tribande » typique en coupe axiale.

La périphérie testiculaire apparaît sobre, peu déformable donc dure (échelle de dureté sur la droite)

L'aspect « tribande » est susceptible de masquer une lésion périphérique trop petite (< 5 mm) pour entraîner lors de sa compression une perturbation biomécanique. Lorsqu'une lésion testiculaire se forme et atteint un certain volume, l'albuginée n'étant que peu déformable, la pression intra-testiculaire s'élève. Les principes préjudant au mode de déformation du testicule normal ne sont plus applicables et l'aspect « tribande » disparaît (cf figure 10).

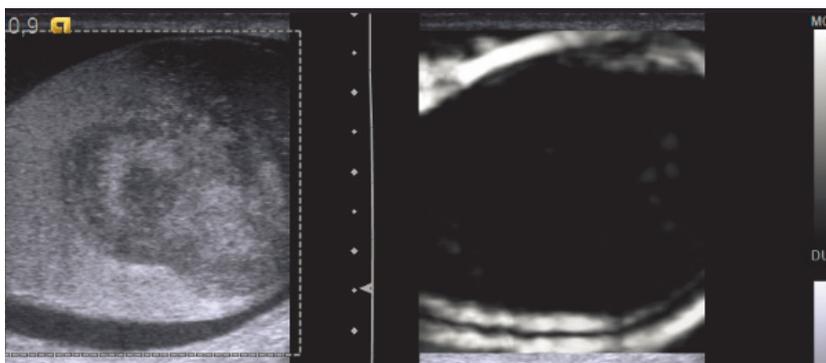


Figure 10 : volumineux carcinome embryonnaire entraînant une hyperpression intratesticulaire.

Celle-ci rend le testicule uniformément dur et peu déformable

Dans notre étude, nous avons constaté une perte de la déformabilité physiologique du testicule dans 92,3 % des tumeurs malignes contre seulement 25 % des tumeurs malignes.

Lorsque la lésion est très volumineuse, tout le testicule apparaît uniformément dur du fait de l'hyperpression et la tumeur elle-même n'est plus directement visible. Au voisinage d'une lésion très dure mais de taille insuffisante pour déterminer une hyperpression empêchant toute déformation, le parenchyme sain sera davantage déformé. Cette déformation sera prédominante du côté où s'exerce la compression du transducteur. Nous avons appelé cela « l'effet billot », le testicule normal étant alors comprimé par deux corps durs : la tumeur et la sonde. La limite antérieure de la tumeur est alors parfaitement nette (cf figure 11).

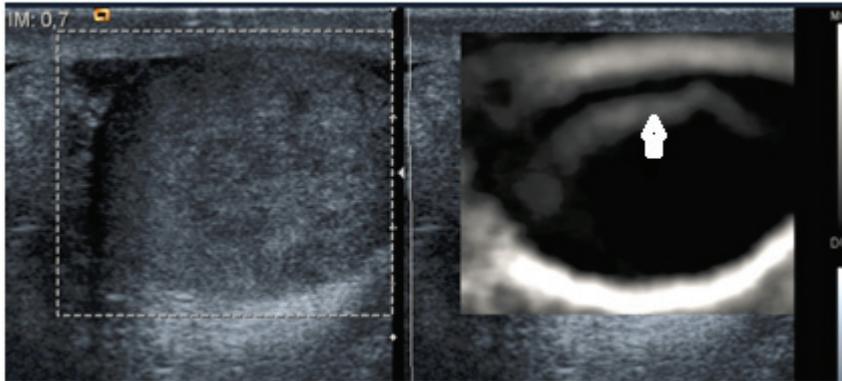


Figure 11 : séminome mal limité en échographie mode B (à gauche), très dure en EQS avec un effet « billot » antérieur (à droite, flèche).

En analyse univariée, cet effet « billot » était retrouvé dans 84,7 % des cas des tumeurs malignes, alors qu'il était absent dans 87,5 % des cas des tumeurs bénignes. En analyse multivariée, il est aussi significativement associé à la malignité des lésions. Cette sémiologie élastographique n'a jamais été décrite dans la littérature, mais semble apparaître comme caractéristique des lésions testiculaires malignes.

La présence de zones liquidiennes entraîne en élastographie un hypersignal constant postérieur. Cet effet s'explique par la transmission intégrale de la pression exercée par le transducteur, les liquides étant incompressibles¹⁸.

III.4.4 Valeur diagnostique de l'élastographie

L'analyse des résultats échographiques des tumeurs testiculaires n'identifie pas de différence significative en termes d'échogénicité, d'échostructure ou de régularité des contours.

Dans notre étude, la présence de micro-calcifications ou de macro-calcifications était retrouvée dans 50% des cas de lésions malignes mais dans aucune lésion bénigne. Cette

donnée doit être interprétée avec prudence compte tenu de notre petit effectif de lésions bénignes. Il est hautement probable de retrouver des macrocalcifications au sein de lésions bénignes comme une séquelle post-traumatique ou post-biopsique⁴. Les microcalcifications ont une prévalence de 1 à 2% et s'intègrent souvent dans un contexte de microlithiase testiculaire⁴³.

L'analyse en doppler s'est montrée contributive. En effet, les lésions malignes présentaient une vascularisation plus importante que le parenchyme environnant dans 88,5 % des cas ; à prédominance centrale ou mixte. Ces résultats, statistiquement significatifs, doivent néanmoins être interprétés avec beaucoup de réserves. En effet, le Doppler couleur testiculaire nécessite obligatoirement un appareil très haut de gamme et utilisant un transducteur de fréquence idéale (autour de 8 MHz soit une émission large bande de 5 à 10 MHz) pour une meilleure sensibilité aux flux lents. Les réglages doivent être optimisés et l'opérateur expérimenté en Doppler tissulaire, qui est une technique différente de l'échographie mode B. Il est également avéré que le Doppler couleur est peu ou pas efficace pour les lésions de taille inférieure à 1 cm⁴. Or, les lésions étudiées étaient toutes cliniquement palpables, de taille supérieure à 1 cm, analysées par un praticien très expérimenté et réalisées avec un outil très performant. De plus, rappelons qu'il existe de nombreux faux positifs tels que les tumeurs nécrotiques ou les lésions dont le diamètre est inférieur à 1 cm, ainsi que des faux positifs comme les lésions infectieuses ou inflammatoires (orchites focales, granulomatoses). Une population plus importante permettrait probablement de mettre en évidence les limites de cet examen.

Notre série montrait des résultats comparables aux données de la littérature concernant la sensibilité de la dureté de la lésion en appliquant la classification de Itoh. En analyse univariée, cette variable a été identifiée comme significativement associée à la malignité d'un nodule. En effet, la sensibilité pour déterminer le caractère malin d'une tumeur était de 96,2 %. La spécificité était moins élevée (37,5 %).

Dans la littérature, deux études ont confronté les données de l'EQS en utilisant un mode différent du nôtre (RTE, Hitachi) aux résultats de l'histologie. La référence était également le score d'Itoh. Les auteurs obtiennent des résultats remarquables avec des valeurs de sensibilité de 87,5%⁴⁰ et 100%⁴². La spécificité est aussi très élevée, supérieure à 80%, de

même que les valeurs prédictives négatives et positives. Aucun de ces travaux ne développe de sémiologie complémentaire au score d'Itoh.

Notre seul cas de faux négatif de tumeur maligne concernait un volumineux séminome mesurant 9 cm très largement nécrosé (pourcentage de nécrose estimé à 90% lors de l'analyse histologique) que nous avons classé en stade 3. Cette particularité expliquait la moindre dureté de la lésion qui ne déterminait pas d'effet billot. Dans les séries précitées, aucun faux négatif de tumeur maligne de taille supérieure à 1 cm n'était décrit. Les faux négatifs ont aussi décrits dans la série de Goddi concernant de petites lésions de taille inférieure à 1 cm. Nous n'avons pas ce type de lésions dans notre série qui ne concernait que les masses suspectes palpables. Un faux négatif en l'élastographie peut survenir pour une tumeur maligne largement nécrosée ou contenant une large composante kystique (tératomes). La nécrose peut être difficile à détecter si on ne dispose pas de Doppler couleur haut de gamme. L'IRM peut être très utile dans ces rares cas. Concernant les lésions kystiques, l'élastographie montre un aspect spécifique de la présence de liquides purs²⁴ de même que l'échographie mode B.

Nos cinq cas de faux positifs étaient en rapport avec trois cas d'hématomes et deux cas d'orchites dont une orchite ischémique vieillie. Un seul cas d'hématome déterminait un effet billot. Ces cinq lésions ont été considérées comme dures (Itoh 4 ou 5), expliquant notre plus faible spécificité par rapport aux autres études. Dans la littérature, un cas d'hématome⁴⁰, deux lésions cicatricielles et un kyste⁴² déterminaient des faux positifs. Selon notre analyse sémiologique, la survenue de faux positifs est probable pour tout processus entraînant une augmentation de la pression intra-testiculaire. Il pourra s'agir d'hématomes ou d'œdèmes inflammatoires ou ischémiques pour autant que ces lésions atteignent la taille critique nécessaire pour perturber l'architecture testiculaire normale.

III.4.5 Biais et limites de notre travail

Tout d'abord, la puissance de notre étude est limitée de par la taille de la population étudiée. Bien que les principaux types de tumeurs soit représentés, une étude sur une série plus grande est nécessaire afin d'obtenir une significativité plus importante. C'est pour cette raison que nous n'avons pas pu utiliser le test de χ^2 mais plutôt celui de Fisher, plus adapté aux faibles échantillons. De plus, concernant l'analyse en multivariée (à deux variables),

l'amélioration de la sensibilité est due au fait qu'une seule tumeur se retrouvait bien classée, ce qui montre la fragilité du résultat.

Nous n'avons pas de critère histologique pour confirmer formellement les lésions bénignes. Dans seulement un cas, celui d'une orchite ischémique, nous avons une confirmation anatomopathologique, car l'orchidectomie a été réalisée. Dans les autres situations, nous avons conforté le diagnostic de lésion bénigne par l'absence d'évolution au niveau du suivi clinique et radiologique.

Nous n'avons pas retenu de lésions infra-cliniques dans notre travail. Définir la sémiologie élastographique de lésions plus accessibles dans un cadre décisionnel parfois difficile nous est apparu comme une étape préalable indispensable.

Dans la technique d'EQS, la déformation est secondaire à une pression manuelle (technique « free-hand »), de sorte que les résultats sont dépendants de l'opérateur. Dans notre étude, un seul opérateur a réalisé tous les examens, ce qui limite les variations inter-individuelles. Cependant, il persiste des variations intra-individuelles et la reproductibilité n'a pas pu être étudiée. Dans une série récente⁴⁰, la reproductibilité inter-observateurs paraît bonne. Par ailleurs, les trois examens radiologiques (l'échographie, le doppler et la RTE) étaient réalisés au cours de la même séance. Par conséquent, l'interprétation des examens était sûrement influencée par les résultats des précédents. Il serait donc intéressant de procéder aux différents examens séparément et par des opérateurs différents.

Dans notre étude, nous n'avons pas développé de critères quantitatifs utilisant le ratio de contrainte²⁴ car cette modalité n'était pas disponible sur notre appareillage. Dans la littérature, les investigateurs disposant de cette modalité (RTE, Hitachi) ne l'ont pas utilisée. Une autre limitation plus générale est d'ordre physique. Nous avons considéré, à l'instar des autres équipes travaillant sur l'élastographie d'autres organes, que le testicule était un modèle hookéen. Ce qui signifie que toute déformation entraîne obligatoirement une réponse linéaire pour de faibles amplitudes²⁴.

L'EQS est une imagerie de la déformation tissulaire qui peut parfois donner des résultats divergents de la dureté réelle des tissus. La connaissance de cette sémiologie particulière et originale que nous avons développée permet de détecter et d'expliquer certains faux positifs de cette technique.

III.4.6 Développement et applications futures

Dans les situations où l'aspect tumoral est évident cliniquement, avec des marqueurs tumoraux positifs ou avec une imagerie échographique contributive, les investigations diagnostiques sont suffisantes pour justifier l'indication d'orchidectomie. En revanche, dans les cas de lésions avec une présentation atypique, comme par exemple les tableaux post-traumatiques (tumeur hémorragique ou hématome), les tableaux infectieux (tumeur ou orchite focale) ou les tableaux ischémiques (tumeur nécrosée ou torsion du cordon), l'élastographie pourrait avoir un réel rôle diagnostique discriminant.

L'association du critère élastographique (score de Itoh, Effet billot, perte de l'architecture) aux données échographiques (taille, présence de calcifications) et Doppler couleur (présence d'une hypervascularisation) pourrait permettre de définir un score très spécifique de chaque type de lésion.

Par ailleurs, les situations à risque de cancers testiculaires (antécédent de cryptorchidie, contexte d'infertilité et présence controlatérale d'une tumeur testiculaire) sont souvent à l'origine de la mise en évidence de lésions testiculaires infracliniques échographiques, dont la caractérisation est délicate. L'apport de l'élastographie reste à définir pour ces petites lésions, mais devrait contribuer à leur caractérisation et, ainsi, à la conduite à tenir.

L'évolution de l'EQS se fait actuellement vers une augmentation de la résolution des images et vers la définition de critères quantitatifs plus fiables. L'élastographie par ondes de cisaillement atteint également maintenant un degré de perfectionnement élevé qui doit permettre d'aborder le domaine des tumeurs testiculaires et notamment des lésions infra-centimétriques.

Ces techniques très prometteuses seront d'autant plus contributives qu'elles seront précédées d'une modélisation biomécanique du testicule.

IV CONCLUSION

Notre étude a montré la faisabilité de l'élastographie quasi-statique au niveau testiculaire, en développant une sémiologie spécifique et originale. De plus, nous avons identifié des signes élastographiques pertinents permettant de contribuer à différencier une tumeur testiculaire maligne d'une lésion bénigne.

Dès lors, nous devons définir la contribution potentielle de cet examen moderne dans la caractérisation des nodules mis en évidence lors du bilan d'imagerie des situations à risque de cancer testiculaire.

Ainsi, nous proposons une étude prospective afin d'évaluer l'apport de l'élastographie testiculaire vis-à-vis des petits nodules infracliniques découverts dans le cadre de bilans d'infertilité.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Butruille, C. *et al.* [Management of testicular lesions in a population of infertile patients]. *Progrès En Urol. J. Assoc. Française Urol. Société Française Urol.* 22, 45–52 (2012).
2. Neumann, A., Keller, T., Jocham, D. & Doehn, C. [Human placental alkaline phosphatase (hPLAP) is the most frequently elevated serum marker in testicular cancer]. *Aktuelle Urol.* 42, 311–315 (2011).
3. Albers *et al.* *Guidelines on testicular cancer.* (2013).
4. Puttemans. *Atlas d'échographie scrotale et pénienne.* (Sauramps Médical, 2004).
5. Kim, W. *et al.* US MR imaging correlation in pathologic conditions of the scrotum. *Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. North Am. Inc* 27, 1239–1253 (2007).
6. Tessler, F. N., Tublin, M. E. & Rifkin, M. D. Ultrasound assessment of testicular and paratesticular masses. *J. Clin. Ultrasound Jcu* 24, 423–436 (1996).
7. Ishigami, K., Yousef-Zahra, D. M. & Abu-Yousef, M. M. Enlargement and hypervascularity of both the epididymis and testis do not exclude involvement with lymphoma or leukemia. *J. Clin. Ultrasound Jcu* 32, 365–369 (2004).
8. Hélénon. *Technique d'exploration du contenu intra-scrotal de l'adulte, indication et résultats normaux.* (2007).
9. Horstman, W. G. Scrotal imaging. *Urol. Clin. North Am.* 24, 653–671 (1997).
10. Aganovic, L. & Cassidy, F. Imaging of the scrotum. *Radiol. Clin. North Am.* 50, 1145–1165 (2012).
11. Maizlin, Z. V. *et al.* Epidermoid cyst and teratoma of the testis: sonographic and histologic similarities. *J. Ultrasound Med. Off. J. Am. Inst. Ultrasound Med.* 24, 1403–1409; quiz 1410–1411 (2005).
12. Jimenez-López, M. *et al.* Dilatation of the rete testis: ultrasound study. *Eur. Radiol.* 9, 1327–1329 (1999).
13. Stewart, V. R. & Sidhu, P. S. The testis: the unusual, the rare and the bizarre. *Clin. Radiol.* 62, 289–302 (2007).
14. Tasu, J.-P., Faye, N., Eschwege, P., Rocher, L. & Bléry, M. Imaging of burned-out testis tumor: five new cases and review of the literature. *J. Ultrasound Med. Off. J. Am. Inst. Ultrasound Med.* 22, 515–521 (2003).
15. Lentini, J. F., Benson, C. B. & Richie, J. P. Sonographic features of focal orchitis. *J. Ultrasound Med. Off. J. Am. Inst. Ultrasound Med.* 8, 361–365 (1989).

16. Connolly, S. S., D'Arcy, F. T., Bredin, H. C., Callaghan, J. & Corcoran, M. O. Value of frozen section analysis with suspected testicular malignancy. *Urology* 67, 162–165 (2006).
17. Greenleaf, J. F., Fatemi, M. & Insana, M. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 5, 57–78 (2003).
18. Shiina, Nitta, Ueno & Bamber. Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelation method. *Journal Med Ultrasonics* (2002).
19. Parker, K. J., Taylor, L. S., Gracewski, S. & Rubens, D. J. A unified view of imaging the elastic properties of tissue. *J. Acoust. Soc. Am.* 117, 2705–2712 (2005).
20. Skovoroda, Klishko & Gusakian. Quantitative Analysis of the Mechanical Characteristics of Pathologically changed soft biological tissues. *Biophysics* (1995).
21. Sarvazyan, A. P., Rudenko, O. V., Swanson, S. D., Fowlkes, J. B. & Emelianov, S. Y. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med. Biol.* 24, 1419–1435 (1998).
22. Duck. *Physical Properties of tissue, A comprehensive Reference Book.* (1990).
23. Hall, T. J. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in US: beyond the basics: elasticity imaging with US. *Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. North Am. Inc* 23, 1657–1671 (2003).
24. Hoskins & Thrush. *Diagnostic ultrasound*: *Physics and Equipment.* (Cambridge University Press, 2010).
25. Righetti, R., Righetti, M., Ophir, J. & Krouskop, T. A. The feasibility of estimating and imaging the mechanical behavior of poroelastic materials using axial strain elastography. *Phys. Med. Biol.* 52, 3241–3259 (2007).
26. Pinton, G. F., Dahl, J. J. & Trahey, G. E. Rapid tracking of small displacements with ultrasound. *Ieee Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 53, 1103–1117 (2006).
27. Barbone, P. E. & Bamber, J. C. Quantitative elasticity imaging: what can and cannot be inferred from strain images. *Phys. Med. Biol.* 47, 2147–2164 (2002).
28. Bercoff, J., Tanter, M. & Fink, M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *Ieee Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 51, 396–409 (2004).

29. Friedrich-Rust, M. *et al.* Performance of transient elastography for the staging of liver fibrosis: a meta-analysis. *Gastroenterology* 134, 960–974 (2008).
30. *Critères diagnostiques et bilan initial de la cirrhose non compliquée.* (HAS, 2008).
31. Sadigh, G., Carlos, R. C., Neal, C. H. & Dwamena, B. A. Accuracy of quantitative ultrasound elastography for differentiation of malignant and benign breast abnormalities: a meta-analysis. *Breast Cancer Res. Treat.* 134, 923–931 (2012).
32. Berg, W. A. *et al.* Shear-wave elastography improves the specificity of breast US: the BE1 multinational study of 939 masses. *Radiology* 262, 435–449 (2012).
33. Balleyguier, C. *et al.* Breast elasticity: principles, technique, results: an update and overview of commercially available software. *Eur. J. Radiol.* 82, 427–434 (2013).
34. Palmeri, M. L. & Nightingale, K. R. What challenges must be overcome before ultrasound elasticity imaging is ready for the clinic? *Imaging Med.* 3, 433–444 (2011).
35. Gennisson, J.-L., Deffieux, T., Fink, M. & Tanter, M. Ultrasound elastography: Principles and techniques. *Diagn. Interv. Imaging* 94, 487–495 (2013).
36. Clark, K. J., Cronan, J. J. & Scola, F. H. Color Doppler sonography: anatomic and physiologic assessment of the thyroid. *J. Clin. Ultrasound Jcu* 23, 215–223 (1995).
37. Itoh, A. *et al.* Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 239, 341–350 (2006).
38. Pallwein, L. *et al.* Sonoelastography of the prostate: comparison with systematic biopsy findings in 492 patients. *Eur. J. Radiol.* 65, 304–310 (2008).
39. Raffaelli C.P *et al.* Elastographie ultrasonore testiculaire: faisabilité et intérêts. 1330 (2008).
40. Goddi, A., Sacchi, A., Magistretti, G., Almolla, J. & Salvatore, M. Real-time tissue elastography for testicular lesion assessment. *Eur. Radiol.* 22, 721–730 (2012).
41. Grasso, M., Blanco, S., Raber, M. & Nespoli, L. Elasto-sonography of the testis: preliminary experience. *Arch. Ital. Urol. Androl. Organo Uff. Soc. Ital. Ecogr. Urol. E Nefrol. Assoc. Ric. Urol.* 82, 160–163 (2010).
42. Aigner, F. *et al.* Real-time sonoelastography for the evaluation of testicular lesions. *Radiology* 263, 584–589 (2012).
43. Tan, M.-H. & Eng, C. Testicular microlithiasis: recent advances in understanding and management. *Nat. Rev. Urol.* 8, 153–163 (2011).

TABLE DES MATIERES

AVANT-PROPOS & REMERCIEMENTS	2
LISTE DES PROFESSEURS DE LA FACULTE DE MEDECINE DE NICE	5
SOMMAIRE	9
I POSITIONNEMENT DE LA PROBLEMATIQUE.....	10
I.1 La problématique du côté du clinicien	11
I.2 La problématique du côté du radiologue	13
I.2.1 Echographie et doppler couleur	13
I.2.1.1 Objectifs et fiabilité de l'examen	13
I.2.1.2 Aspects échographiques des tumeurs malignes testiculaires	14
I.2.1.3 L'apport du Doppler couleur	14
I.2.1.4 Echographie de contraste	15
I.2.2 Imagerie par résonance magnétique (IRM).....	15
I.2.3 Scanner et FDG-PET	15
I.2.4 Difficultés diagnostiques et limites de l'imagerie	16
I.2.4.1 Diagnostic différentiel	16
I.2.4.2 Caractérisation tissulaire	18
I.2.4.3 Bilan d'extension local	19
I.3 La problématique du côté de l'anatomopathologiste	20
II PRINCIPE DE L'ELASTOGRAPHIE	21
II.1 Rappels de physique des matériaux	23
II.2 Elasticité des tissus biologiques	24
II.2.1 Principes de mesure et valeurs normales	24
II.2.2 Déformation et ratio de déformation (« strain-ratio »)	26
II.3 Les techniques d'élastographie quasi-statique	27
II.3.1 Estimation de la contrainte utilisant le mode A	28

II.3.2	Estimation de la contrainte en utilisant l'effet Doppler tissulaire ...	30
II.3.3	Quantification de l'élasticité selon l'imagerie de la déformation ...	31
II.3.4	Variation de la déformation avec la profondeur	32
II.4	Les techniques d'élastographie dynamique ou en régime transitoire	32
II.4.1	Mode ARFI (Acoustic Radiation Force Impulse)	32
II.4.2	Elastographie par onde de cisaillement (SWE : Shear Wave Elastography)	33
II.5	Principales applications de l'élastographie ultrasonore	34
II.5.1	Evaluation de la fibrose tissulaire	34
II.5.2	Caractérisation des lésions tissulaires	35
II.6	Perspectives	35
III	NOTRE ETUDE	36
III.1	Problématiques, hypothèse et objectifs	37
III.2	Matériel et méthodes	38
III.2.1	Série de patients	38
III.2.2	Echographie testiculaire mode B	38
III.2.3	Doppler couleur	39
III.2.4	Elastographie quasi-statique	40
III.2.5	Evaluation diagnostique	42
III.2.6	Analyse statistique	43
III.3	RESULTATS	45
III.3.1	Analyse des résultats : description de la population	45
III.3.2	Analyse des résultats : caractéristiques anatomopathologiques	46
III.3.3	Analyse des résultats : étude de l'association entre les caractéristiques échographiques et les caractéristiques tumorales	47
III.3.4	Analyse des résultats : étude de l'association entre les caractéristiques doppler et les caractéristiques tumorales.....	48
III.3.5	Analyse des résultats : étude de l'association entre les caractéristiques élastographiques et les caractéristiques tumorales.....	49

III.3.6	Analyse des résultats : étude de l'association entre les critères élastographiques et les caractéristiques tumorales : analyse multivariée....	52
III.4	DISCUSSION.....	53
III.4.1	Les enjeux de l'élastographie testiculaire.....	53
III.4.2	L'élastographie testiculaire : technique et faisabilité	54
III.4.3	Sémiologie élastographique testiculaire	55
III.4.4	Valeur diagnostique de l'élastographie	57
III.4.5	Biais et limites de notre travail	59
III.4.6	Développement et applications futures.....	61
IV	CONCLUSION	62
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	64
	TABLE DES MATIERES	67
	LISTE DES ILLUSTRATIONS	70
	LISTE DES TABLEAUX.....	71
	ABRÉVIATIONS	72
	SERMENT D'HIPPOCRATE	73
	RESUME	74

LISTE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Application d'une force F à un fil élastique déterminant une déformation $\delta L/L$	23
Figure 2 : Application d'une contrainte uniforme à trois nodules d'élasticité variable ²⁴	27
Figure 3 : Relation entre déformation et dureté concernant trois lésions de duretés différentes.	28
Figure 4 : Elastographie quasi-statique sur fantôme simulant un nodule dur tumoral.	29
Figure 5 : Elastographie quasi-statique sur fantôme de nodule utilisant l'effet doppler tissulaire.	30
Figure 6 : deux zones d'intérêt (ROI pour region of interest) sont définies dans le nodule et dans le tissu adjacent à la même profondeur.	31
Figure 7 : création des ondes de cisaillement	33
Figure 8 : analyse d'un nodule mammaire en élastographie SWE (prototype Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence)	34
Figure 9 : aspect « tribande » typique en coupe axiale.	56
Figure 10 : volumineux carcinome embryonnaire entraînant une hyperpression intratesticulaire.....	56
Figure 11 : séminome mal limité en échographie mode B (à gauche), très dure en EQS avec un effet « billot » antérieur (à droite, flèche).....	57

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Valeurs du module de Young de divers matériaux et des tissus	25
Tableau 2 : Module de Young du tissu mammaire normal et des cancers du sein.	26
Tableau 3 : description clinique de la population	45
Tableau 4 : caractéristiques anatomopathologiques.....	46
Tableau 5 : caractéristiques échographiques.....	47
Tableau 6 : caractéristiques doppler.....	48
Tableau 7 : caractéristiques élastographiques	50
Tableau 8 : analyse de la Se (sensibilité), Sp (spécificité), VPP (valeur prédictive positive), VPN (valeur prédictive négative), et ACC (Accuracy, pour précision du critère étudié) pour le score de Itoh modifié (ITOH/M), l'effet « billot » (EB), la taille apparente en élastographie par rapport au mode B (TA), et la perte architecturale (PA).....	51

ABRÉVIATIONS

α FP : alpha-fœto-protéine

ARFI : Acoustic Radiation Force Impulse

BIRADS : Breast Imaging Reporting And Data System

cm : centimètre

DICOM : Digital Imaging and Communication in Medicine

EQS : Elastographie quasi-statique

FDG-PET : tomographie par émission de positons associée avec l'injection de fluorodésoxyglucose

HAS : Haute Autorité de Santé

hCG : Human Chorionic Gonadotropin

IC 95% : intervalle de confiance à 95 %

IRM : Imagerie par résonance magnétique

LDH : Lactate Deshydrogénase

mm : millimètre

MHz : mega hertz

n : nombre

NGIT : néoplasie germinale intra-tubulaire

Pa : pascals

PALP : Phosphatase alcaline placentaire

TDM : tomodensitométrie

TGNS : tumeur germinale non séminomateuse

TGS : tumeurs germinales séminomateuses

ROI : region of interest

RTE : Real Time Elastography

PRF : pulse repetition frequency

SWE : Shear Wave Elastography

μ m : micromètre

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'Hippocrate,

Je promets et je jure, au nom de l'Être Suprême, 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 n'exigerai jamais un salaire au dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui se 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.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon Devoir et mon Patient.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès sa conception. Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'Humanité.

Respectueux et reconnaissant envers les 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

Alexandre MARSAUD

APPORT DE L'ELASTOGRAPHIE DANS LA PRISE EN CHARGE DES SYNDROMES DE MASSE TESTICULAIRE UNE ETUDE PROSPECTIVE MENEES SUR 30 PATIENTS

74 pages, 43 références bibliographiques

Thèse d'exercice de Médecine – UFR de Médecine de Nice – 11 juillet 2013

RESUME

Introduction : La généralisation de la pratique de l'échographie testiculaire dans la surveillance de situations dites à risque tumoral a révélé une population de patient présentant des nodules testiculaires infra cliniques posant de réels problèmes de caractérisation (nodule bénin, malin ou à potentialité maligne). L'objectif primaire de ce travail est de démontrer la faisabilité de l'élastographie quasi-statique au niveau testiculaire et d'en déterminer une sémiologie spécifique. L'objectif secondaire est d'évaluer sa pertinence dans la prise en charge diagnostique des syndromes de masse testiculaire.

Matériels et Méthodes : Etude prospective monocentrique menée sur la période de août 2008 à septembre 2011 proposant une ELT à tous les syndromes de masse testiculaire adressés pour une exploration échographique. L'appareil utilisé (Siemens®, e Sie Touch) propose une ELT quasi-statique. Trois critères ont été retenus pour notre étude : dureté (score de Itoh), perte de l'architecture du parenchyme testiculaire, et l'effet billot. L'ELT a été réalisé par un seul et même opérateur. Une confrontation avec les données anatomopathologiques de la pièce opératoire a été effectuée pour les tumeurs opérées. Les analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS.

Résultats : 34 lésions testiculaires ont été analysées. 26 (76%) tumeurs malignes (TM) (10 séminomes pures, 10 TGNS, 5 tumeurs composites et 1 lymphome B), 8 (24%) d'origine non tumorale (NTM) (4 hématomes, 3 orchites et 1 ischémie). Dans 27 cas une confrontation ELT- anatomopathologie a été réalisée (26 TM, 1 NTM). La malignité d'une lésion est fortement corrélée à sa dureté élastographique (SE : 96,2% ; SP : 37,5% ; VPP : 83% ; VPN : 75%), la perte de l'architecture du parenchyme testiculaire (SE : 92,3% ; SP : 75% ; VPP : 92,3% ; VPN : 75%), ainsi qu'à un effet billot (SE : 84,6% ; SP : 87,5% ; VPP : 95,6% ; VPN : 63,6%).

Conclusion : Ce travail met en évidence une sémiologie ELT adaptée au testicule. Nous avons mis en évidence des critères spécifiques ELT de forte présomption de malignité. L'ELT semble donc un examen pertinent dans l'évaluation des masses testiculaires. Cette nouvelle approche pourrait nous aider à mieux caractériser les nodules testiculaires infra cliniques. Dans ce contexte, nous proposons une étude prospective multicentrique.

MOTS-CLES

Syndrome de masse, testicule, élastographie, cancer.