

N° d'ordre :

**UNIVERSITE PARIS XI
UFR SCIENTIFIQUE D'ORSAY**

THESE

Présentée
pour obtenir

**Le GRADE de DOCTEUR EN SCIENCES
DE L'UNIVERSITE PARIS XI ORSAY**

PAR

Faouzi GASSEM

**Sujet : Etude de faisabilité d'une nouvelle méthode
d'irradiation laser spatialement sélective
et applications dans le domaine biomédical**

Soutenu le 21 décembre 2004 devant la commission d'examen :

M. Jean-Louis Meyzonnette	Président
M. Claude Boccara	Rapporteur
Mme. Geneviève Bourg-Heckly	Rapporteur
M. René Farcy	Directeur de thèse (France)
M. Slaheddine Ghérissi	Directeur de thèse (Tunisie)
M. Hassen Aroui	Examineur

N° d'ordre :

**UNIVERSITE PARIS XI
UFR SCIENTIFIQUE D'ORSAY**

THESE

Présentée
pour obtenir

**Le GRADE de DOCTEUR EN SCIENCES
DE L'UNIVERSITE PARIS XI ORSAY**

PAR

Faouzi GASSEM

**Sujet : Etude de faisabilité d'une nouvelle méthode
d'irradiation laser spatialement sélective
et applications dans le domaine biomédical**

Soutenu le 21 décembre 2004 devant la commission d'examen :

M.	Jean-Louis Meyzonnette	Président
M.	Claude Boccara	Rapporteur
Mme.	Geneviève Bourg-Heckly	Rapporteur
M.	René Farcy	Directeur de thèse (France)
M.	Slaheddine Ghérissi	Directeur de thèse (Tunisie)
M.	Hassen Aroui	Examineur

Remerciement

Ce travail de thèse a été réalisé dans le cadre d'une cotutelle entre l'Université de Paris Sud-XI et l'Université de Tunis El Manar. Cette thèse s'est déroulée en alternance au Laboratoire Aimé Cotton et au Laboratoire de Photophysique de l'Ecole Supérieure des Sciences et Techniques de Tunis.

Je suis profondément reconnaissant à Monsieur René Farcy, qui m'a accueilli dans son équipe d'instrumentation biomédicale, de m'avoir accordé sa confiance et dirigé mes travaux avec un soutien constant tout au long de cette thèse. Je lui suis aussi reconnaissant pour ses conseils scientifiques et son soutien moral et financier.

Je souhaite également remercier Monsieur Ghérissi Slaheddine, mon codirecteur de thèse pour ses précieux encouragements et son soutien.

Je tiens sincèrement à remercier Monsieur Jean-Louis Meyzonnette qui ma honoré en acceptant d'être le président du jury, Monsieur Claude Boccara et Madame Jeneviève Bourg Heckly d'avoir accepté la charge de rapporteur et Monsieur Aroui Hassen celle d'examineur. Je les remercie de leur disponibilité et pour leurs remarques considérables.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur Roland Damaskini pour ces conseils et pour les relectures de ma thèses.

Je souhaite également remercier Madame Anita Bersellini qui a facilité ma mobilité entre la France et la Tunisie tant sur le plan administratif que sur le plan financier.

J'exprime ma gratitude a Monsieur Pierre Pillet, directeur de Laboratoire Aimé Cotton, pour m'avoir accueilli chaleureusement au sein du laboratoire. Je remercie Monsieur Patrice Lerroy et tout son équipe de mécanique ainsi que Monsieur Roger Leroux du service électronique. Ce

travail n'aurait jamais du voir le jour sans la richesse des compétences variées des services du laboratoire dont je remercie tous ses personnels.

*Que mes collègues et amis, de la faculté des sciences de Tunis et de l'école supérieures des sciences et techniques de Tunis, soient ici remerciés pour leur soutien amical et leur gentillesse, avec une pensée particulière envers **Mohamed Dhib, Jamel Salem et Saliha Nouri** de l'équipe de laboratoire à L'ESSTT, pour leur collaboration et pour l'ambiance amicale.*

*Je remercie bien vivement **Haikel Jelassi** thésard au laboratoire Aimé Cotton, **Mohamed Boubaya, Mahmoud Ganfoud et Zouheir Boutar**, sans eux, la vie quotidienne durant mes séjours à Paris ne serait pas ce qu'elle est.*

*Je tiens à remercier mes amies en Tunisie **Mahmoud Ben Amara, Adel El Moadhen, Hassen et Hatem El Ganfoud, Fayçal El Fidha, Atef Ben Yagoub, Bouich Warda, Mohamed Boucheddekh, Lotfi Ben Daoud, Hakim Maraouch** et tous mes amies d'enfances de **Ghyzen Djerba** en particulier **Riadh Elfidha et Adel Trabelsi**, pour leur soutien durant toute ces années ; il m'est malheureusement impossible de les citer tous, qu'ils soient néanmoins assurés de ma profonde reconnaissance.*

*Une grande pensée à ma fiancée **YOSRA** pour ces patiences et qui n'a jamais cessé de m'encourager.*

Enfin, je remercie profondément toute ma famille pour avoir toujours confiance en moi malgré mon éloignement depuis de (trop) nombreuses années, et pour avoir fait les sacrifices nécessaires afin que je puisse toujours étudier et apprendre.

Merci !



A mon père

A ma mère

A mes frères et sœurs

Et a ma fiancée

TABLE DES MATIERES

<i>Introduction générale</i>	1
------------------------------------	---

CHAPITRE 1 : Etat de l'art des systèmes de distribution de la lumière laser dans le domaine médical

A. Introduction	4
B. Les Systèmes de distribution d'éclairage utilisés en médecine.....	5
B.1. Pointage direct du faisceau.....	5
B.2 Les systèmes à balayage automatique : les scanners.....	7
B.2.1 Les scanners à laser CO ₂ pour la dermoabrasion.....	8
B.2.2 Les scanners pour le traitement des lésions vasculaires.....	8
C. Les Systèmes de distribution d'éclairage à l'état.....	9
de prototype de laboratoire	
D. Les Systèmes de distribution d'éclairage à l'état d'idée.....	11
D.1 Traitement de la cornée avec le laser Excimère à 193 nm.....	11
D.2 Traitement du fond de la rétine.....	12
D.3 Traitement en photothérapie.....	13
Conclusion.....	14

CHAPITRE 2 : Présentation d'une nouvelle méthode d'irradiation spatialement sélective

A. Méthode.....	15
A.1 Principe de base.....	15
A.2 Description de la méthode.....	16
B. Mode de fonctionnement du dispositif d'irradiation.....	18
en utilisant un SLM	
B.1 Utilisation d'un LC-SLM.....	18
B.2 Utilisation d'un DMD.....	21
Conclusion.....	25

CHAPITRE 3 : Réalisation du dispositif expérimental

A. Partie optique.....	26
A.1 Présentation du dispositif expérimental.....	26
A.2 Composants optiques utilisées.....	28
A.3 Grandissement du dispositif.....	31
A.4 Choix de la surface de traitement.....	32
A.5 Rendement du dispositif	32
B. Partie électronique.....	33
B.1 Mesure du temps de réponse de vidéo projecteur.....	33
B.2 Synchronisation des tirs laser avec le signal vidéo.....	34
C. Partie informatique.....	36
C.1 Principe de l'asservissement de l'irradiation sur.....	36
l'imagerie vidéo	
C.2 Logigrammes de programmation du microcontrôleur.....	37
C.3 Acquisition et traitement d'image.....	39

CHAPITRE 4 : Résultats expérimentaux

A. Reproduction des formes.....	42
B. Contrôle de l'attribution des doses.....	43
C. Le suivie des cibles en cas de déplacement.....	44
D. Calibrage.....	46
E. Compromis et Limitations du dispositif.....	49
F. Uniformité d'attribution des doses : Raccordement d'image.....	49
F.1 Principe du raccordement	50
F.2 Algorithme.....	52
F.3 Résultat du raccordement	54

CHAPITRE 5 : Recherche d'applications dans le domaine biomédical

A. Introduction.....	57
B. Application a l'épilation laser.....	58
B.1 Les techniques habituelles d'épilation.....	59

B.2 L'épilation laser.....	59
B.3 Le mécanisme de repousse des poils.....	60
B.4 Le choix des paramètres physiques du laser.....	61
B.4.1 Le choix de la longueur d'onde.....	61
B.4.2 Sélection de la durée du pulse.....	63
B.4.3 Choix de la densité d'énergie.....	64
B.5 Le refroidissement.....	64
B.6 Les lasers épilatoires qui existent en marché	65
B.6.1 Le laser rubis	65
B.6.2 Le laser alexandrite	65
B.6.3 Le laser diode.....	65
B.6.4 Le laser Nd:YAG.....	66
B.6.5 La lampe flash (IPL [Intense Pulsed Light])	66
B.7 Faisabilité de l'épilation laser par notre dispositif.....	67
B.7.1 Proposition de stratégie d'irradiation	67
B.7.2 Considérations des flux.....	68
C. Application au traitement des lésions vasculaires.....	70
C.1 Les lasers vasculaires.....	71
C.1.1 Généralités.....	71
C.1.2 Interaction peau-lumière : différences suivant.....	72
les lasers vasculaires	
C.2 Faisabilité du traitement des lésions vasculaires par notre dispositif.....	74
C.2.1 Proposition de stratégie d'irradiation.....	74
C.2.2 Considérations de flux.....	75
D. Autres domaines d'applications évaluées et non retenus.....	76
D.1 Traitement des veines de grand diamètre.....	76
D.2 Traitements de la vessie au bloc opératoire.....	76
D.3 Photochimiothérapie.....	77
D.4 Ophtalmologie.....	77
D.5 Manipulation des confrontations cellules-bactéries, immunologie.....	78
E. Ingénierie tissulaire.....	79
Conclusion et perspectives.....	84

<i>Annexe 1</i>	86
<i>Annexe 2</i>	94
<i>Annexe 3</i>	98
<i>Annexe 4</i>	105
<i>Annexe 5</i>	112
<i>Références</i>	120

Introduction générale

L'utilisation de la lumière pour traiter les surfaces biologiques et plus particulièrement la peau est une discipline ancienne qui a débuté au début du siècle dernier. Nous n'avons pas l'intention de faire ici une revue exhaustive des traitements tissulaires par la lumière, nous nous limiterons à quelques exemples permettant d'introduire notre démarche.

Parmi les processus non sélectifs quant à la distribution spatiale de lumière on peut citer par exemple l'exposition aux UVA de la totalité du corps après prise orale de psoralène pour traiter des maladies comme le psoriasis (réaction photochimique induisant la mort cellulaire programmée), les premières tentatives de photo coagulation de la rétine avec les lampes à Xénon (réaction thermique). Le laser a permis d'améliorer l'efficacité de traitements comme la photo coagulation de la rétine en permettant de mieux cibler la zone traitée. Il a également permis, grâce à son aptitude à localiser une grande quantité d'énergie dans une bande étroite de longueur d'onde, d'aboutir à une efficacité thérapeutique par effet thermique dans de nouveaux domaines dont les plus connus sont :

- Le traitement des angiomes (tâches de vin) par le laser à Argon. Le rayonnement, réparti de manière uniforme sur la zone à traiter, est absorbé de manière préférentielle par les chromophores sensibles à sa longueur d'onde et responsables de la tâche. Cette dernière est détruite sélectivement par ce processus.

- L'épilation laser des poils foncés sur peau claire. Le rayonnement laser visible ou proche IR est absorbé de manière préférentielle par le noir et chauffe donc la surface du poil plus que la peau claire. Celui-ci, bon conducteur de la chaleur, la transmet jusqu'au bulbe où l'élévation de température détruit la racine par hyperthermie.

Dans le cadre des processus photochimiques sélectifs on peut citer la photo chimiothérapie : un marqueur fluorescent (porphyrines, Ala...) est injecté par voie intraveineuse. Cette substance est retenue de manière préférentielle par les zones tumorales. On irradie de manière uniforme la tumeur à la longueur d'onde d'absorption des marqueurs, le rayonnement cette fois détruit de manière sélective les cellules contenant les marqueurs par une réaction photochimique (génération d'un oxygène

singulet). On peut également obtenir cet effet avec des sources classiques. Le laser apporte cependant un bénéfice incontournable quand il faut irradier l'intérieur du corps par le biais d'un dispositif fibré car la lumière laser se couple très efficacement au système fibré contrairement aux sources classiques.

La recherche de nouvelles formes de sélectivité dans le traitement des tissus par les photons n'est pas actuellement une thématique active, contrairement à l'analyse par la lumière des cellules et des tissus qui connaît actuellement une phase intense d'évolution : entrée en phase clinique de la spectroscopie d'intensité, microscopie biphotonique, spectroscopie d'autofluorescence résolue dans le temps...

Nous nous attaquons au domaine le moins actif : la recherche de nouvelles formes de sélectivité pour l'irradiation des tissus et des cellules. Si quasiment personne ne s'intéresse au domaine, c'est qu'il n'y a pas de besoins évidents sur le plan thérapeutique. On ne peut donc s'attendre à être guidé par l'optimisation d'un processus connu. Il nous a semblé qu'une nouvelle façon de maîtriser la répartition des doses lumineuses, en la localisant précisément sur les zones à irradier, pouvait non seulement améliorer l'efficacité d'un traitement connu mais aussi ouvrir de nouvelles voies. L'idée de base est de contrôler la répartition de la lumière traitante à partir de l'imagerie vidéo de la surface à traiter : nous espérons ainsi n'irradier que les zones pathologiques et renforcer ainsi la sélectivité. Cette meilleure sélectivité spatiale en photothérapie pourrait permettre d'accroître les doses aux cibles à irradier sans endommager les cellules environnantes. Nous espérons également de cette façon pouvoir être relativement insensible au bouger de la surface à traiter ou de l'appareil de traitement.

Nos arguments de départ sont donc de proposer un système sélectif de dépôt de lumière beaucoup plus rapide, contrôlé et habile que ne peut l'être un praticien. Mais en contrepartie moins intelligent puisqu'il fera appel à un traitement automatique des images qui ne peut forcément pas égaler le praticien en toutes circonstances.

Il s'agit d'une nouvelle technique et mon travail est le début de ce projet. Il s'agit de faire un premier dispositif permettant de cerner la faisabilité, les possibilités réelles et les limitations, de montrer le dispositif afin de trouver et créer de nouveaux besoins. Il ne s'agit en aucun cas d'une réponse à une demande ciblée, il n'y en a pas de clairement définie...

Le premier chapitre présente un état de l'art des méthodes usuelles de répartition de la lumière laser en photothérapie : déplacement manuel du faisceau, balayage automatique obtenu par l'intermédiaire de scanners à miroirs. A l'heure actuelle, il n'existe pas d'instruments qui mettent en relation directe l'imagerie de diagnostic et le faisceau de lumière traitante. Par contre des idées faisant appels à l'imagerie pour contrôler l'irradiation laser ont été émises, mais n'ont donné lieu qu'à des rares publications de principe sans évaluations des performances réelles de prototypes. Nous allons répertorier les propositions faites.

Dans le deuxième chapitre nous décrivons la méthode que nous proposons en explicitant le principe de fonctionnement de la méthode utilisant des modulateurs à cristaux liquide (LCD) ou des systèmes à miroirs micromécaniques (DMD). Nous expliquerons pourquoi les miroirs galvanométriques ne sont pas possibles, pas plus que les déflecteurs acousto-optiques.

Le troisième chapitre décrit la réalisation du dispositif expérimental de validation du principe de la méthode ainsi que les différents éléments : carte électronique à base de microcontrôleur pour la synchronisation des tirs lasers avec l'imagerie vidéo et l'utilisation du logiciel Labwindows pour assurer l'asservissement.

Le quatrième chapitre concerne les résultats que nous avons obtenus, les limites qui peuvent se présenter lors du passage à une application concrète, les moyens de surmonter certaines d'entre elles.

Le cinquième et dernier chapitre concerne l'étude des applications potentielles du dispositif que nous analysons une à une pour n'en retenir qu'une seule à la fin, la plus adaptée et ayant le plus fort potentiel pour la suite.

La conclusion permettra de faire le tour des résultats obtenus, notamment les points forts et les points faibles du dispositif, ainsi que les développements nécessaires à l'application retenue.

Chapitre 1

Etat de l'art des systèmes de distribution de la lumière laser dans le domaine médical

A. INTRODUCTION

Nous allons effectuer une revue des dispositifs actuellement utilisés pour distribuer l'énergie laser de manière sélective sur une surface biologique afin d'obtenir un effet traitant. Nous n'aborderons pas les dispositifs lasers destinés à l'analyse diagnostique de la surface comme la microscopie de fluorescence, l'imagerie par scanners laser, etc...

Dans le domaine médical, la façon d'amener la lumière laser sur la zone à traiter dépend des caractéristiques du faisceau (longueur d'onde, puissance, durée de pulse, fréquence de répétition) et de l'objectif thérapeutique. Un système de distribution de lumière se compose en général d'une source, d'un guide de lumière et d'un dispositif final de distribution de l'éclairement éventuellement inclus dans une pièce à main.

Les lasers ayant des longueurs d'onde dans le visible et l'infrarouge proche peuvent être transportés par des fibres en silice. Pour l'infrarouge moyen et lointain des guides d'ondes creux et des bras articulés à miroirs sont mis en oeuvre. La répartition de la densité de puissance sur le tissu cible est contrôlée par un déplacement direct du laser ou par le mouvement d'une optique. Pour traiter des zones superficielles, le faisceau laser peut être distribué par une pièce à main incluant un système optique focalisant le faisceau, ou un système de balayage automatique à miroirs. Pour traiter des zones situées à l'intérieur du corps humain, le faisceau est distribué par un endoscope à fibres flexible ou par un endoscope rigide. La longueur d'onde du laser, sa distribution temporelle (continue ou pulsée) déterminera la contribution des effets thermiques, mécaniques ou photochimiques s'exerçant sur le tissu.

Nous nous intéressons ici uniquement au dispositif de distribution de l'éclairement, objet de notre travail.

B. LES SYSTEMES DE DISTRIBUTION DE L'ECLAIREMENT UTILISES EN MEDECINE

B.1 Pointage direct du faisceau

Il s'agit du dispositif le plus élémentaire de distribution de lumière laser. La figure 1 représente un exemple d'un tel dispositif utilisant une fibre pour le transport du faisceau. Le faisceau, éventuellement focalisé par une lentille, est tenu à l'aide d'une pièce à main par le thérapeute. La distribution de la lumière est contrôlée par la vision humaine.

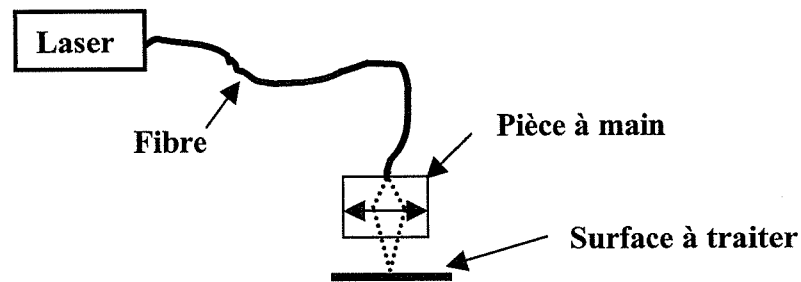


Figure 1 : Illustration schématique d'un dispositif d'irradiation à pointage manuel du faisceau

Des lentilles de courte focale (100–150 mm) sont incorporées dans des pièces à main pour un ciblage manuel des lésions tissulaires. La dimension du spot sur le tissu sera déterminée par la distance focale et la distance entre la lentille et le tissu. Comme la densité de puissance est inversement proportionnelle au carré de la distance pour une source quasi ponctuelle, la distance est très critique pour contrôler l'effet sur le tissu [1]. Pour maintenir la densité de puissance constante, une combinaison de deux lentilles est utilisée pour créer un faisceau collimaté. Ces pièces à main collimatées diminuent le diamètre du faisceau, la dimension du spot est fixée et indépendante de la distance au tissu.

Des pièces à main focalisées couplées au laser à CO₂ sont utilisées pour la vaporisation des lésions de la peau [2]. Des lésions pigmentaires, par exemple les tatouages, sont détruites en utilisant des lasers pulsés Q-switched Nd:YAG ou à ruby distribués par des pièces à main collimatées avec un spot de plusieurs millimètres de diamètre [3].

Afin d'améliorer le pointé visuel du praticien, des optiques de visée sont parfois associées (figure 2).

Un tel dispositif à laser CO₂ est utilisé en ORL pour traiter les amygdales ou les cordes vocales. Le point d'impact du faisceau est matérialisé par un laser rouge de faible puissance.

De façon générale, la sortie du bras articulé est couplée à un microscope opératoire (ou plus exactement une loupe binoculaire). Le faisceau est dirigé sur l'axe optique du microscope en utilisant un petit déflecteur de 90°. Un joystick est utilisé pour incliner légèrement le déflecteur, ce qui déplace le faisceau à travers le champ de vue. Le faisceau est focalisé sur le tissu en utilisant des optiques de distance focale compatible avec les optiques du microscope, habituellement de 200 à 400 mm. C'est encore la dimension du spot (proportionnel à la densité de puissance) qui déterminera l'effet sur le tissu. Le microscope permet une ablation précise de tissu avec un retour visuel. Les bras manipulateurs à microscope sont utilisés par les chirurgiens ORL pour l'oreille, le cou et la gorge [4], par exemple pour l'ablation des lésions au niveau du larynx et par les gynécologues [5], par exemple pour l'ablation du col de l'utérus.

Pour permettre les traitements à l'intérieur du corps, le bras articulé est couplé à un endoscope rigide. Le faisceau laser est resserré par une lentille de grande focale (300-500 mm) et il est aligné à travers le canal actif d'un endoscope rigide coaxial avec les optiques. L'énergie du laser peut être utilisée dans des cavités qui sont remplies d'air comme dans les procédures laparoscopiques [6] et thoracoscopiques [7]. Quelquefois, dans les cavités comme le genou par exemple le fluide est remplacé temporairement par du gaz CO₂ pour permettre l'exposition laser.

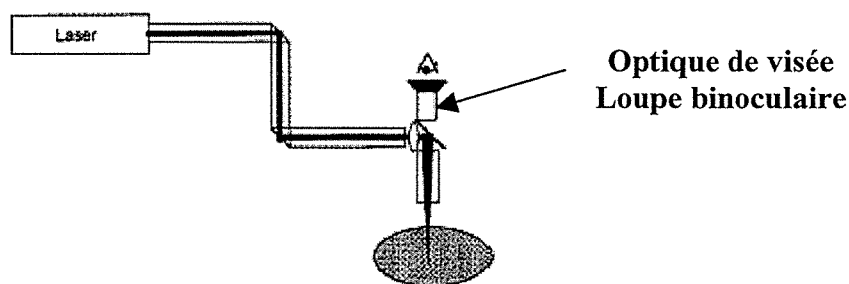


Figure 2 : Faisceau laser CO₂ guidé par un bras articulé associé à une optique de visée

Dans toutes ces méthodes de maniement du faisceau laser, le temps d'exposition et la répartition spatiale de l'irradiation sont fortement dépendants du geste du médecin. Un simple bougé du système de distribution ou du patient au cours du traitement a des conséquences non contrôlables. Lorsqu'un traitement nécessite une résolution spatiale

élevée le faisceau est focalisé et le traitement se fait point par point ce qui allonge considérablement la durée du traitement. Le pointage manuel du faisceau ne permet pas de contrôler avec précision l'impact du faisceau sur le tissu cible. Par conséquent certaines zones seront surexposées pendant que d'autres seront sous-exposées. Il n'y a donc ni contrôle des contours ni des doses. D'autre part, deux médecins n'ont pas les mêmes vitesses de déplacement de la main et même s'ils réalisent le même type de traitement, ils aboutissent à une distribution spatio-temporelle différente du faisceau laser. Cette variabilité influe considérablement sur le résultat final du traitement. Plus la résolution spatiale recherchée est grande (point de focalisation petit) plus l'irradiation est sensible au bougé du patient.

B.2 Les systèmes à balayage automatique : les scanners

Pour standardiser les gestes du médecin et gérer la distribution du faisceau laser, un balayage automatique est recommandé.

Une surface peut être parcourue en utilisant des miroirs galvanométriques (figure 3) capables de pivoter selon deux axes orthogonaux. Cela permet une irradiation rapide et globale d'une surface précédemment délimitée. Les dimensions de la surface traitée peuvent être ajustées par un programme. Le tissu est irradié en limitant les points surexposés.

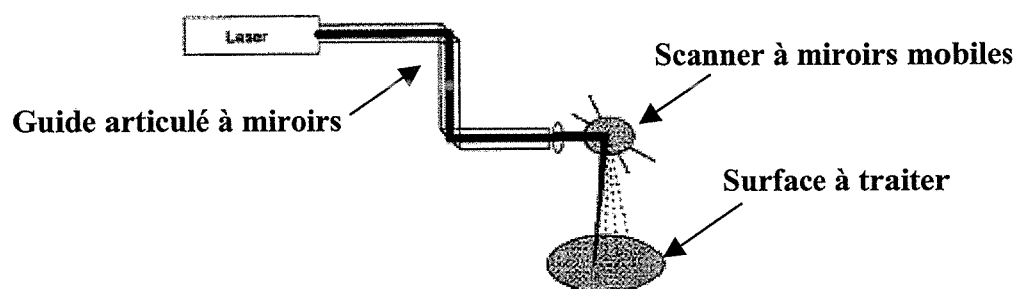


Figure 3 : Illustration schématique d'un dispositif d'irradiation utilisant un scanner à miroir mobile

Une autre méthode de balayage est utilisée lorsque le faisceau est délivré à travers une fibre. La sortie de la fibre est déplacée dans le plan objet de la lentille. L'image de l'extrémité de la fibre est focalisée sur la surface du tissu cible et elle est balayée sur cette surface par le déplacement de la fibre dans le plan objet.

B.2.1 Les scanners à laser CO₂ pour la dermoabrasion

En dépit de l'absorption superficielle de l'énergie, un laser continu à CO₂ peut créer des dégâts importants en profondeur dus à la diffusion thermique durant l'exposition. Pour atteindre la température d'ablation instantanément, le faisceau doit être très focalisé (densité de puissance très élevée). Cependant, cela provoque un petit cratère qui augmente en profondeur avec le temps d'exposition. Pour obtenir une ablation superficielle, le faisceau est déplacé en spirale à grande vitesse. L'appareil de balayage est incorporé dans la pièce à main à l'extrémité du bras articulé.

Pour des lasers à CO₂ impulsionnels, un scanner a été développé avec un menu de pré-réglage permettant d'ajuster la dimension et le chevauchement des spots individuels. En combinant l'énergie de pulse et le taux de répétition, la profondeur de l'ablation et l'effet thermique peuvent être contrôlés.

Ces systèmes de balayage peuvent être utilisés par exemple pour l'abrasion du derme ou pour le lissage des rides de la peau [8], une application qui est devenue très populaire en chirurgie esthétique. Bien que ce soit la partie superficielle de la peau qui soit pelée par ablation, il peut y avoir aussi un effet thermique considérable. Le chauffage induit le rétrécissement des fils de collagène dans le derme provoquant un étirement des rides à la surface.

B.2.2 Les scanners pour le traitement des lésions vasculaires

Dans le cas du traitement des taches de vin, par exemple, des scanners automatiques balayant systématiquement une surface prédéfinie ont été développés tel que le CC-scan [9], le Multiscan [10], le Scanall [11]. Ces systèmes permettent de réaliser un dosage plus uniforme que celui accompli par les techniques manuelles.

L'Hexascan [12] (Figure 4) semble être le système de balayage le plus utilisé. Il permet de juxtaposer précisément les impacts du spot laser [13].

Des spots de 1 mm de diamètre remplissent une forme hexagonale (Figure 5) de façon à ce que chaque spot soit dirigé aussi loin que possible du précédent, ce qui ne permet pas une accumulation de chaleur dans une seule zone [14]. Le diamètre de la zone hexagonale peut être pré-réglé de 1 à 13 mm. L'énergie du laser est transportée à travers une fibre jusqu'à la pièce à main dans laquelle le scanner est incorporé. Le temps d'exposition global est contrôlé par un volet mécanique.

pas à V.

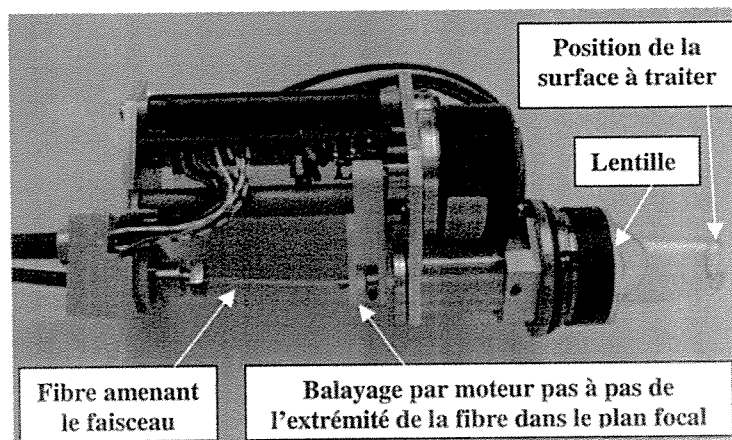


Figure 4 : Photo de l'Hexascan

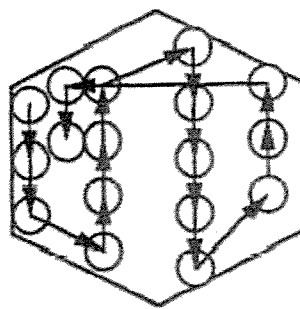


Figure 5 : Balayage du spot laser sous forme d'un hexagone

C. LES SYSTEMES DE DISTRIBUTION D'ECLAIREMENT A L'ETAT DE PROTOTYPES DE LABORATOIRES

Ces dernières années on voit apparaître dans la littérature des principes de systèmes d'irradiation sélectifs prenant en compte la structure de la surface. Ils sont à l'état d'idée ou ils ont fait l'objet d'une première maquette. Nous allons mentionner ici un système ayant donné lieu à une publication reflétant des résultats de prototypes préliminaires. Ce système appelé "Smart Scalpel" [15] utilise les informations spectroscopiques (Figure 6) comme signal de contrôle pour cibler et traiter sélectivement une lésion par un faisceau laser focalisé. L'appareil est conçu pour le traitement des tâches de vin. L'idée est d'irradier sélectivement une région en se basant sur ces propriétés colorimétriques.

Une source de lumière blanche (lampe à Xénon) éclaire les vaisseaux de l'angiome. Elle produit un trait fin de lumière sur la surface. Ce trait est imagé sur deux barrettes CCD après passage dans deux filtres respectivement rouge et vert (Figure 7). La différence de signal entre les deux lignes de photorécepteurs sert à contrôler le faisceau

laser traitant. Ce dernier est orienté par des miroirs galvanométriques. La surface traitée rapportée est de 4 x 6 mm, la résolution est de 50 μm dans une direction et de 100 μm dans l'autre [15]. La limitation due à la vitesse des miroirs galvanométriques est de 3 secondes pour le balayage de la surface découpée en 50 lignes.

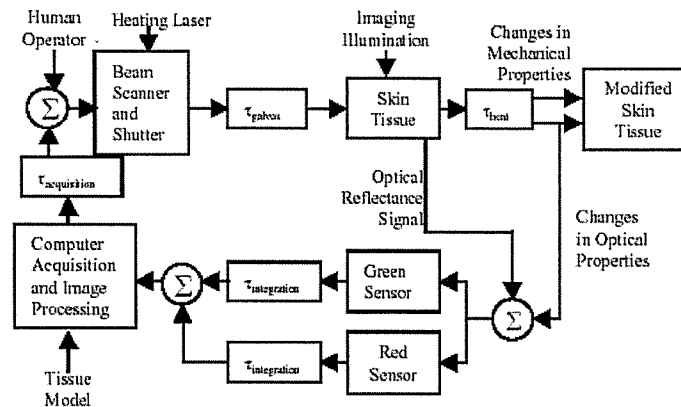


Figure 6 : Utilisation du signal spectroscopique de retour pour contrôler le pointage laser.

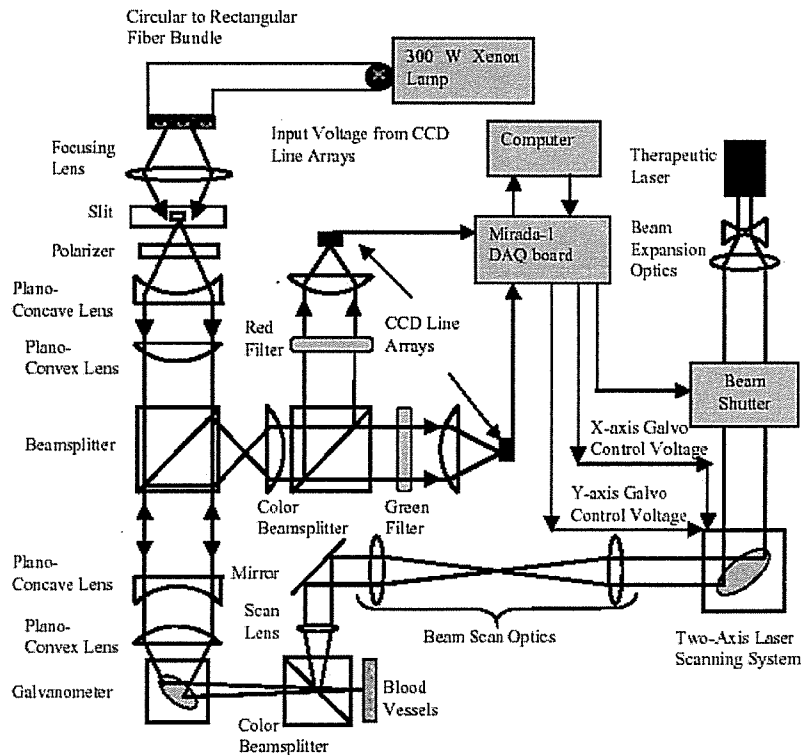


Figure 7 : Illustration schématique du Smart Scalpel

D. LES SYSTEMES DE DISTRIBUTION D'ECLAIREMENT

A L'ETAT D'IDEE

Il s'agit de schémas trouvés dans les recherches d'antériorité du brevet que nous avons déposé. Nous n'avons pas trouvé d'autres traces, soit en publications, soit en divulgation de prototypes. Nous ne pouvons savoir si les montages ont été effectivement réalisés, ni connaître les éventuelles performances effectives.

D.1 Traitement de la cornée avec le laser Excimère à 193 nm

En modifiant la courbure de la cornée, l'œil peut être corrigé pour la vision de près et de loin jusqu'à 4-5 dioptries. Les pulses de 10 ns du laser ArF excimer à 193 nm détruisent seulement quelques micromètres du tissu par tir [16]. Le faisceau est délivré par un système à miroirs et le spot couvre la cornée entière. Une méthode pour amener la cornée à la forme calculée est d'utiliser un diaphragme variable. La courbure est ajustée en endommageant une partie de la surface de la cornée. Dans ces techniques il n'y a pas de retour effectif durant le traitement sur l'état réel de la cornée.

Plusieurs brevets ont proposé des solutions pour que cette ablation soit effectivement contrôlée par un signal de retour évaluant, durant le traitement, l'état réel de la surface à traiter. On peut citer par exemple le brevet US5350374 [17] dont la représentation schématique du dispositif est donnée par la figure 8.

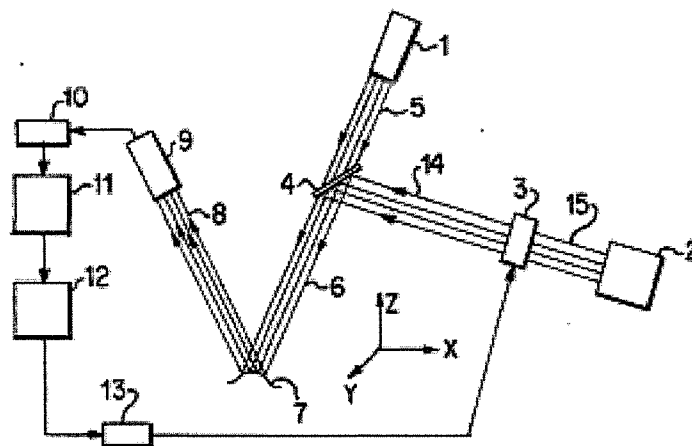


Figure 8 : Schéma de principe du contrôle cornéen

Le bloc 1 représente une source de lumière blanche et un système de projection créant sur la cornée une grille de points contrastés régulièrement espacés. Le bloc 2 est le laser à Excimère ayant l'effet photoablatif. Le bloc 9 est la caméra qui sous un angle

décalé par rapport à la projection analyse la déformation de la grille de points, ce qui permet de remonter au profil de la cornée. L'élément 3 est un modulateur spatial de lumière à micromiroirs (DMD) permettant par l'intermédiaire de la séparatrice 4 de moduler spatialement l'intensité du laser sur la cornée et donc d'ajuster la dose en fonction de l'information prélevée sur la caméra. On retrouve une variante de ce schéma dans la référence [18].

D.2 Traitement du fond de la rétine

Le brevet de la société Carl Zeiss [19] est destiné au traitement du fond de la rétine. Le montage du dispositif proposé est donné par la figure 9. Le fond de l'œil (1) est imagé sur une matrice CCD (20). L'image est transmise à un ordinateur (6) et projetée sur l'écran (7). Le bloc (16.1) est une source laser fibrée éclairant une matrice LCD (24) contrôlée par le ordinateur (6), le plan de la matrice LCD est conjugué du fond de l'œil. La matrice LCD joue le rôle de masque à géométrie variable pour sélectionner la forme de surface à traiter. La matrice LCD peut être remplacée par un iris manipulé manuellement par l'observateur regardant l'écran (5). Nous n'avons pas trouvé de publications de ce montage autre que le brevet.

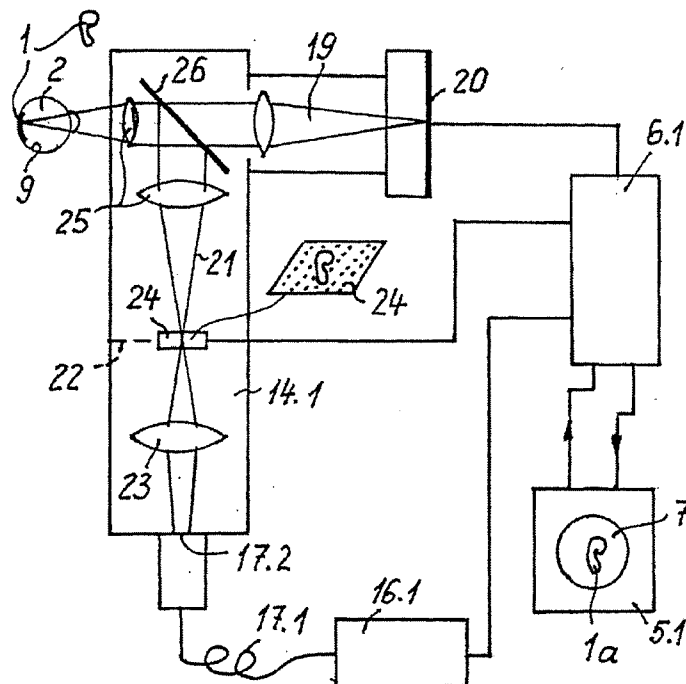


Figure 9 : Schéma de principe du traitement du fond de la rétine

D.3 Traitement en photothérapie

Le brevet US5514127 [20] propose un dispositif pour la photochimiothérapie à l'intérieur du corps. Le montage est donné par la figure 10. Le bloc 2 est une source laser, le bloc 35 est un polariseur conjugué de la face d'entrée 13 de l'endoscope 12. L'image de sortie 40 de l'endoscope est imagée sur la surface 22 à traiter. Dans cette configuration la surface 22 est éclairée uniformément. La lumière rétrodiffusée par la surface 22 fait une image de cette dernière par l'intermédiaire de l'endoscope sur le bloc 26 constitué d'un oculaire et d'un observateur, qui va ajuster la puissance du laser en fonction des effets observés. L'objectif est de ne pas faire une irradiation "en aveugle" en photochimiothérapie à l'intérieur du corps comme cela est le cas avec les systèmes fibrés standards.

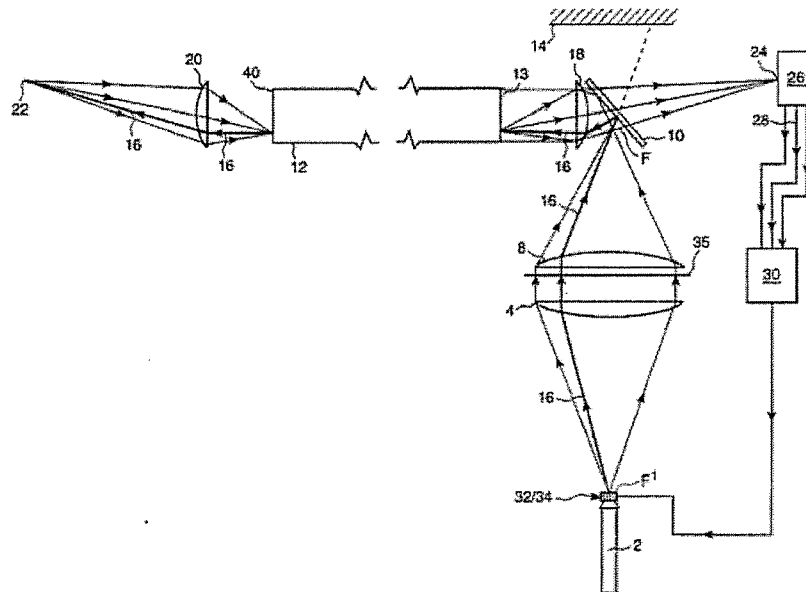


Figure 10 : Schéma du principe du dispositif

L'auteur du brevet mentionne la possibilité de mettre juste avant 35 un modulateur spatial de lumière et en 26 une caméra qui commande le modulateur tout en précisant que cela n'est pas utile à l'application recherchée. Cette mention est cependant une configuration proche de celle que nous nous proposons d'étudier ici. Nous n'avons pas trouvé de suite à ce brevet, ni en publications, ni en réalisations.

CONCLUSION

Nous avons d'un côté des techniques établies de traitement par la lumière des surfaces biologiques d'utilisation courantes : manipulation manuelle du faisceau laser, scanners permettant un éclairage uniforme. De l'autre des idées de contrôle automatique par l'imagerie de la répartition spatiale de l'éclairage centrées sur des applications potentielles, avec à chaque fois une sorte de scepticisme des auteurs, qui jugent l'utilisation automatique de l'imagerie comme un "gros moyen" possible, mais pas comme la solution fonctionnelle pratique. Seul le "Smart Scapel" utilisant des miroirs galvanométriques semble avoir été effectivement prototypé. Nous allons donc réaliser une configuration à modulateur spatial de lumière de la famille des deux derniers brevets présentés et évaluer ce que l'on peut effectivement en faire sans partir sur une application particulière à priori.

Chapitre 2

Présentation d'une nouvelle méthode d'irradiation spatialement sélective

Ce chapitre est consacré à la présentation de la méthode que nous proposons pour contrôler l'irradiation sélective lors du traitement d'une surface. La méthode se base sur l'utilisation d'un modulateur spatial de lumière (SLM). On présentera les modulateurs spatiaux de lumière à cristaux liquide (LCD) et à micro miroirs mécaniques (DMD) en donnant des exemples schématiques du principe de la méthode utilisant chaque type de modulateur.

A. METHODE

A.1 Principe de base

La méthode que nous proposons se base sur le couplage entre une caméra pour imager les cibles et un système de projection à modulateur spatial de lumière (SLM) pour les irradier sélectivement. La sélectivité est assurée grâce à l'asservissement de l'irradiation sur les résultats de l'acquisition vidéo. Le couplage entre la caméra et le modulateur est assuré par un ordinateur.

La figure 1 montre la configuration schématique du dispositif. Le point cible à irradier A_1 est imagé en A'_1 à travers un système optique (S) et une lame séparatrice (SE) sur le plan image du détecteur de la caméra. On produit un point source de lumière A_2 sur le plan du modulateur spatial de lumière, A_2 est le « symétrique » de A'_1 par rapport à la lame séparatrice. La position de A_2 est obtenue en utilisant un ordinateur (PC) qui reçoit l'image de la caméra et commande le modulateur. Le point A_2 est projeté en A'_2 sur le plan image du modulateur à travers la séparatrice (SE) et le système optique (S). Par un bon ajustement de la position mécanique de la surface image de la caméra, de la surface du modulateur et de (SE) on a la coïncidence de la surface à traiter et du plan image du modulateur ainsi que de A_1 et A'_2 . En modulant la

luminosité du point source A_2 on peut renvoyer plus ou moins de lumière sur le point cible A_1 .

La coïncidence géométrique de la cible avec l'irradiation se fait grâce à la superposition des trajets optiques pris par la lumière de l'imagerie et celle de la projection entre le plan cible et la séparatrice. Cette superposition peut être assimilée à un pseudo retour inverse de la lumière (la lumière initiale et celle renvoyée peuvent être de nature différente).

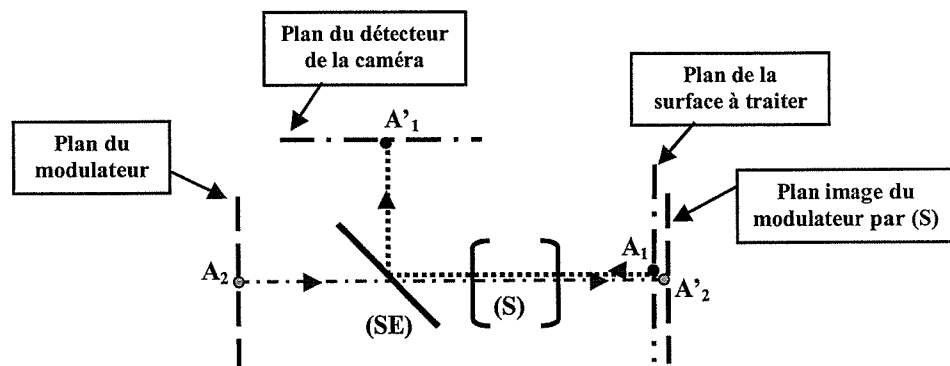


Figure 1 : Illustration schématique du principe de base de la technique.
(S) : système optique et (SE) : séparateur de lumière

A.2 Description de la méthode

On dispose d'une surface à traiter par laser (figure 2). Cette surface est éclairée par une source de lumière de faible intensité. La lumière rétro diffusée est captée par une caméra. L'image obtenue est numérisée puis transférée à un ordinateur par l'intermédiaire d'une carte d'acquisition. Un programme de traitement d'image est appliqué dans le but de localiser les cibles à irradier dans cette surface. On attribue, à la fin du traitement, du blanc aux pixels correspondant aux cibles et du noir au reste. La nouvelle image est transmise à un vidéo projecteur dont la surface active est un SLM qui est illuminé par un faisceau laser étalé. Selon l'état de pixel du SLM, correspondant à l'image traitée, la lumière laser sera arrêtée ou projetée vers la surface objet à travers la lentille de projection. De cette manière, le SLM va jouer le rôle d'un diaphragme qui a la forme de la cible. Le diaphragme est conjugué avec la surface à traiter de façon à ce que l'irradiation soit localisée uniquement sur les cibles et ainsi les parties environnantes seront préservées.

A la fin du parcours le laser reprend le même chemin, mais en sens inverse, que celui de la lumière ayant servi pour imager la surface à traiter. C'est cette superposition des chemins optiques qui assure le suivi des cibles par l'irradiation en cas d'un mouvement relatif entre la surface à traiter et le dispositif d'irradiation [21].

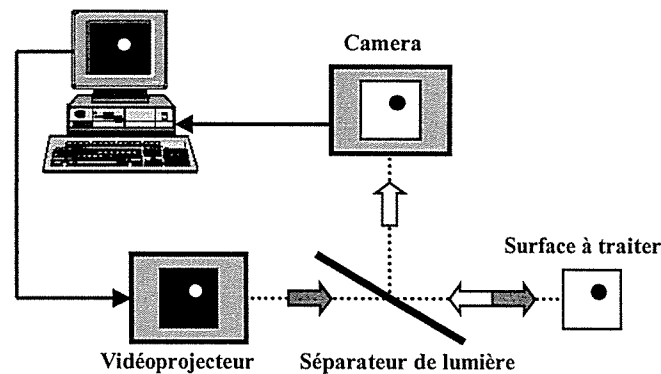


Figure 2 : Illustration schématique de la méthode d'irradiation

Un microscope ou un endoscope peut être placé entre la surface à traiter et le dispositif d'irradiation (figure 3). Le principe de la méthode reste le même. Le dispositif d'irradiation est mis au point sur plan intermédiaire. Ce plan est celui de l'image de la surface à traiter obtenue par l'endoscope ou le microscope.

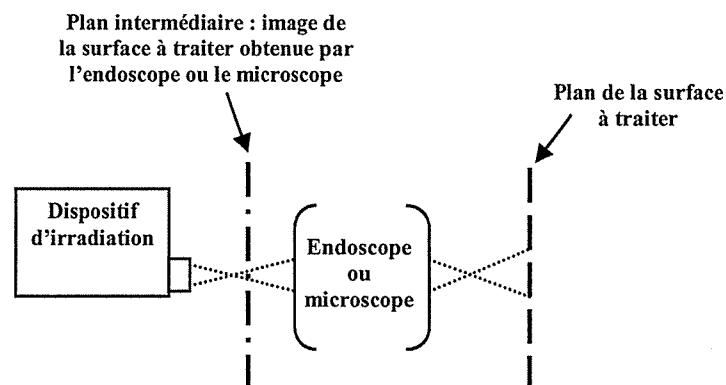


Figure 3 : Adaptation d'un microscope ou un endoscope au dispositif d'irradiation

Les composants clés pour réaliser notre montage sont les modulateurs spatiaux de lumière. Il est donc nécessaire d'analyser leurs caractéristiques, ce qui est l'objet du paragraphe suivant.

B. MODE DE FONCTIONNEMENT DU DISPOSITIF D'IRRADIATION UTILISANT UN SLM

Un modulateur spatial de lumière est un composant capable de moduler spatialement, suivant une ou deux dimensions, au moins une des caractéristiques d'une onde électromagnétique : l'amplitude, la phase ou la polarisation. Selon la technologie utilisée, la modulation spatiale de lumière peut être continue ou échantillonnée, fonctionnant en régime de transmission ou de réflexion. Les SLM sont des éléments clé pour une large variété de systèmes optiques [22]. Leur reconfigurabilité spatio-temporelle et leur fort degré d'intégration leur confèrent un rôle très important pour des applications temps réel en affichage et en traitement optique de l'information (reconnaissance de formes, optique adaptative, commutation optique spatiale, etc.).

Il existe deux grandes familles de SLMs ; les SLMs à cristaux liquides (LC-SLM) et les SLMs à micro miroirs mécanique (DMD-SLM).

B.1 Utilisation d'un LC-SLM

Il existe plusieurs types de SLMs à cristaux liquides [23]. Ces derniers sont décrits dans l'annexe 1. Nous allons nous limiter ici à identifier les principales caractéristiques optiques de ce type de composant.

Un modulateur d'intensité à cristaux liquides est placé entre un analyseur et un polariseur.

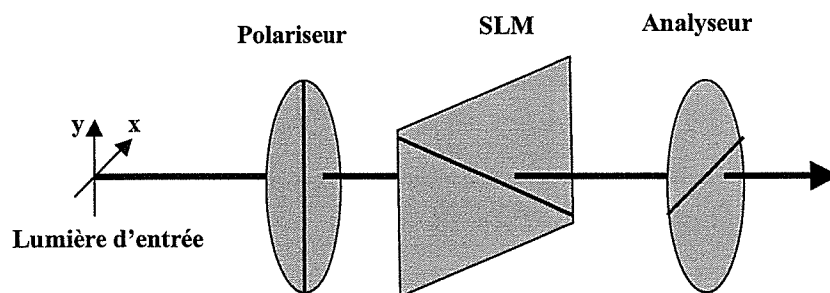


Figure 4 : Association de polariseurs utilisés pour la transformation de la polarisation de la lumière incidente en une polarisation elliptique

La biréfringence de chaque pixel est commandée électriquement par un signal vidéo. La variation de la biréfringence de la cellule induite par la tension électrique module le taux de transmission du pixel. Le contraste entre le blanc et le noir est typiquement de 400/1. Les formats couramment disponibles sont le SVGA (600x800 pixels) et le XGA (1024x768 pixels).

La figure 5 montre les étapes suivies pour irradier la surface objet avec un modulateur à cristaux liquides. On effectue un traitement d'image pour calculer la fonction filtre (image bidimensionnelle) adaptée à l'application. Le traitement d'image consiste à localiser les cibles à irradier dans la surface à traiter. Le résultat numérique (image binaire) est ensuite transféré par l'ordinateur au modulateur LC, qui le convertit en pixels opaques ou transparents. Le modulateur est éclairé par une source de lumière. Par un bon calcul des grandissements on superpose l'image projetée et la surface à traiter, ce qui fait coïncider l'irradiation avec les cibles.

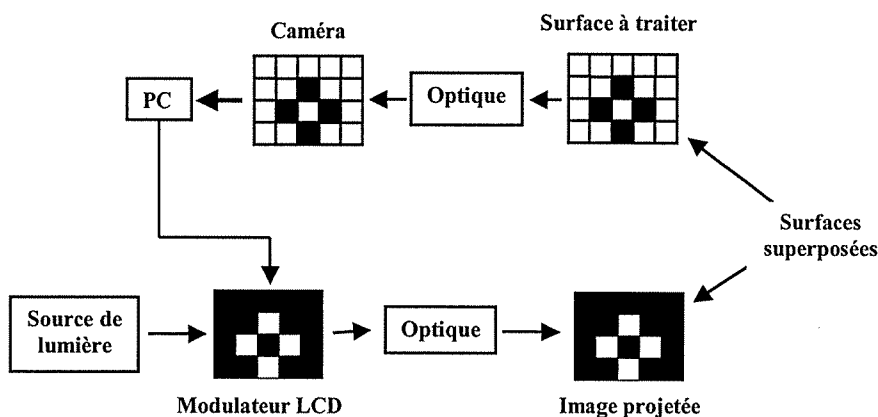


Figure 5: Schéma représentatif des étapes effectuées pour traiter une surface donnée en utilisant un modulateur à cristaux liquides.

Le taux de transmission du modulateur LC est modeste, de l'ordre de 15 % dans le visible (figure 6). Ceci est dû à plusieurs phénomènes :

- Le polariseur rectiligne d'entrée fait perdre 50 % de l'énergie d'une source de lumière non polarisée.
- Il y a un espace opaque d'interstice entre les pixels ce qui nuit au rendement (perte de 45 %)
- A cela s'ajoute les pertes par diffraction, par l'absorption des pixels....

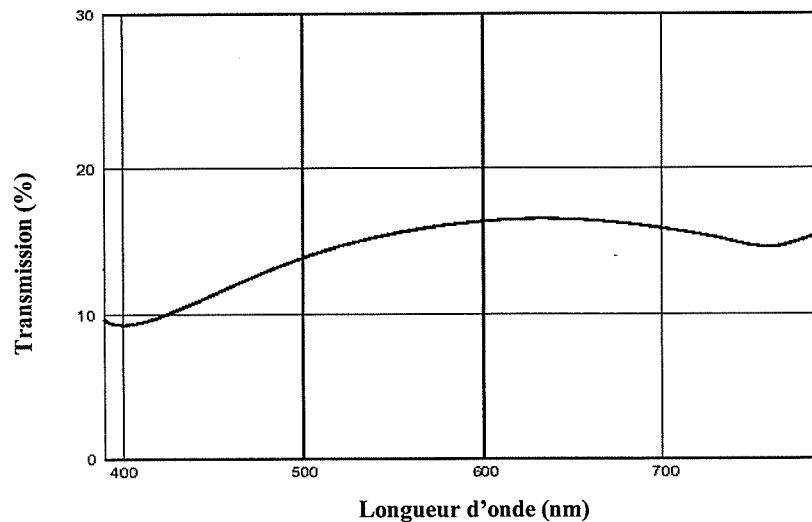


Figure 6 : Courbe de transmission du modulateur LC

Ces modulateurs étant utilisés dans le contexte de la vidéoprojection, une donnée essentielle est la puissance maximale que l'on peut avoir en sortie du modulateur ; les différents phénomènes d'absorption vont échauffer le modulateur. Les constructeurs sont très discrets sur la courbe donnant la durée de vie du modulateur en fonction de la puissance d'éclairage à son entrée, car très souvent ils ne l'ont pas évaluée. Un moyen de se faire une idée est d'analyser ce qui est fait dans les vidéo projecteurs, sachant qu'il y a une recherche d'optimisation de la puissance en sortie. Pour un projecteur tri LCD (figure 7), 2400 Lumens sont accessibles avec des LCD d'un demi pouce de diamètre, ce qui fait 4 W d'éclairage dans le visible, soit environ 1 W par modulateur après le cube dichroïque et l'objectif de projection. Notre montage (voir chapitre suivant) va comporter également un objectif et un cube séparateur. Nous serons donc approximativement dans les mêmes conditions. Sachant que nous utiliserons de la lumière laser il est possible de perdre moins d'énergie grâce à une collimation plus structurée des faisceaux, nous garderons cependant la grandeur conservatrice de 1 W comme potentiel de puissance continue de sortie.

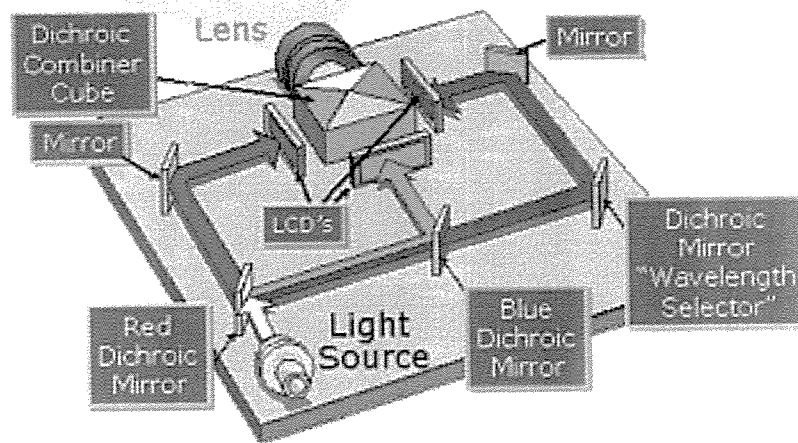


Figure 7 : Schéma de principe d'un vidéoprojecteur

B.2 Utilisation d'un DMD

Les miroirs micromécaniques ou les DMD (Digital Micromirror Device) (figure 8) de Texas Instruments sont originalement conçus pour la projection numérique de lumière [24]. Chaque micro miroir a la forme d'un carré de $16 \mu\text{m}$ de côté et il peut se mettre dans l'une des trois positions: 0 degrés, +10 degrés et -10 degrés par rapport au plan de la matrice (figure 9). La position +10 degrés est reportée à l'état ON ou état 1, alors que la position -10 degré correspond à l'état OFF ou état 0. La position 0 degré est la position du repos.

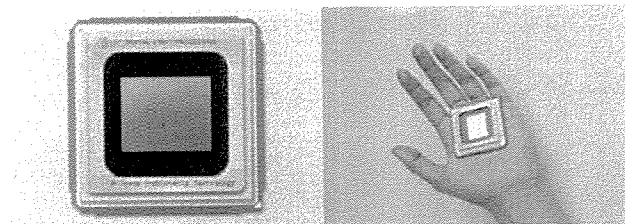


Figure 8. Photo d'un SXGA DMD (1280x1024 pixels; 1 710 320 miroirs)

Les micro miroirs sont individuellement contrôlés par une cellule SRAM (figure 9) qui se trouve sous la matrice. Écrire un 1 dans la cellule causera une rotation à la position +10 degré du micro miroir correspondante. Le miroir tiendra cette place jusqu'à ce qu'une nouvelle impulsion soit reçue [25].

Un intervalle de $1\mu\text{m}$ est exigé entre chaque miroir pour une performance adéquate. Les miroirs ont relativement une haute performance, avec une vitesse de changement d'état autour de $100\ \mu\text{s}$ [26,27]. Les miroirs peuvent tenir indéfiniment dans une position donnée à température ambiante sans détruire la performance du miroir [28].

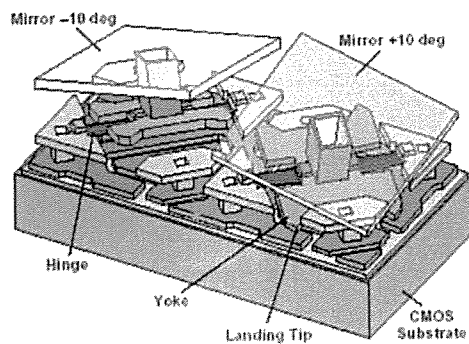


Figure 9 : Pivotement des micromiroirs du DMD en $\pm 10^\circ$

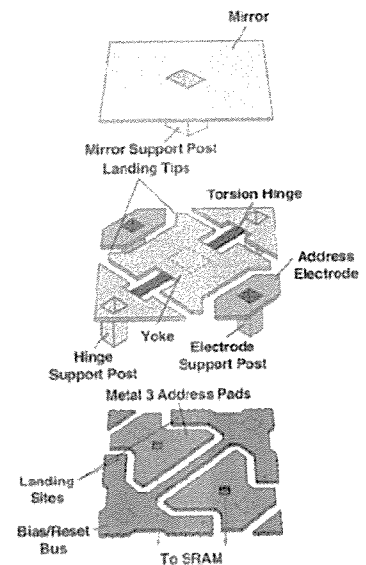


Figure 10 : Structure du DMD

La figure 11 illustre le comportement possible du système d'irradiation en utilisant un DMD. Considérons le cas où la surface à traiter est constituée de deux zones noires séparées d'une zone blanche. Ces zones sont alignées et correspondant chacune à la taille d'un pixel et qu'il faille irradier les zones noires. Etant donné le critère retenu qui est d'irradier les zones noires, le système de traitement des données inverse le contraste de l'image obtenue par la caméra. Le système de projection reçoit deux zones blanches séparées d'une zone noire, les miroirs M_1 et M_3 sont en position "ON" et M_2 en position "OFF" ce qui produit une irradiation coïncidant avec la surface objet en position et localisée sur les zones noires de cette surface.

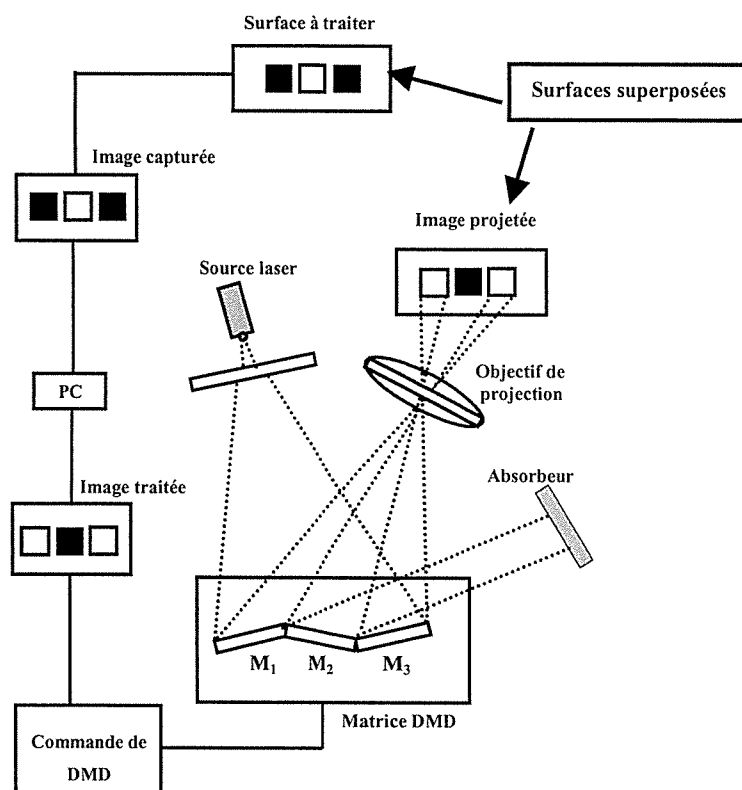


Figure 11. Illustration schématique du fonctionnement du dispositif en utilisant une matrice DMD.

L'efficacité totale de réflexion d'un DMD est limitée à environ 70 %. Ce taux de réflexion tient compte du taux de remplissage et des pertes liées à la diffraction et à l'absorption des micromiroirs (figure 12). La grandeur publiée par le constructeur Texas Instrument concernant le flux maximal supportable en continu est de 14 W/cm^2 . Par contre on trouve pour les applications aux vidéo projecteurs plutôt la valeur de 9 W/cm^2 . Il semblerait que les 14 W initiaux de lumière blanche filtrée donnent 9 W de lumière visible effective (les 5 W étant de l'infrarouge résiduel). Avec un rendement de 70 % à la réflexion, il reste 6 W environ à l'entrée de l'objectif de projection (figure 13) et 4 W (2300 lumens , valeur accessible aux vidéoprojecteurs mono DMD) en sortie. On retiendra que l'on peut extraire 4 fois plus d'énergie, à surface de modulateur égale, d'un système à modulateur DMD par rapport à un système à modulateur à cristaux liquides.

Notre objectif essentiel ici est de dégager les ordres de grandeur des puissances maximales accessibles à notre système, point qui sera crucial pour le choix de l'application (voir chapitre 5).

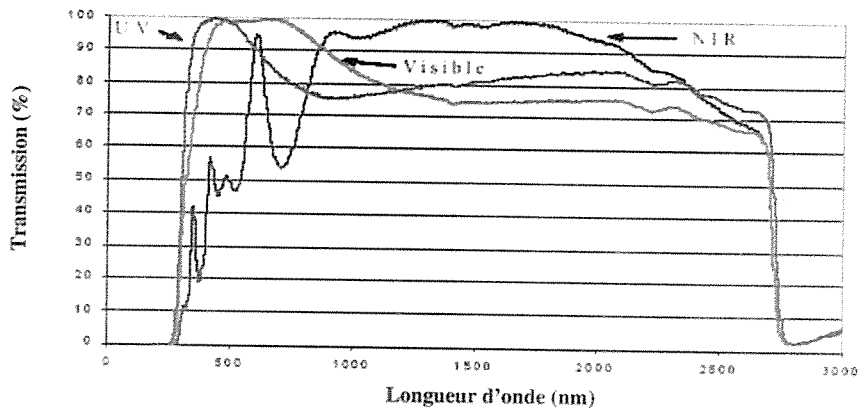


Figure 12 : Transmission relative des filtres des DMD spécialisés dans le visible, l'ultraviolet (UV) et le proche infrarouge (NIR)

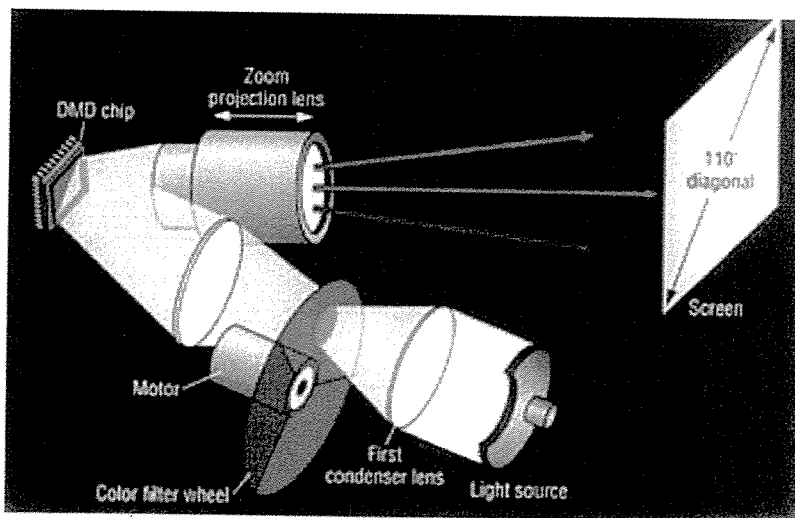


Figure 13 : Schéma typique d'utilisation dans un vidéo projecteur

Remarque : Utilisation des modulateurs acousto-optiques

Ces modulateurs permettent de dévier la lumière suivant un axe. Typiquement pour un faisceau laser de 5 mm de diamètre ils peuvent faire un angle maximal de déviation de 2° et générer 500 pas de déviation. En combinant deux modulateurs croisés on peut faire une déviation en XY. Nous n'avons pas réussi à imaginer un système « raisonnable à mettre en œuvre » à base de modulateurs acousto-optiques pouvant générer une image bidimensionnelle dans les dimensions qui nous intéressent (quelques millimètres carrés) de résolution décamicrométrique (voir la justification de ces dimensions et de cette résolution dans les chapitres suivants). Cette alternative a donc été laissée de côté.

Conclusion

Nous avons dû établir un choix de modulateur pour notre première maquette de démonstration. Il s'est fixé sur le modulateur le plus facilement disponible : un modulateur LCD de format SVGA, d'un demi - pouce de diamètre, issu d'un vidéoprojecteur. Les fabricants ne vendant pas leurs matrices en dehors de gros contrats industriels, ces composants sont difficilement accessibles en recherche, sauf si on est prêt à payer très cher, et ce qui est proposé provient de vidéoprojecteurs démontés remis en boîte pour un prix 5 à 6 fois supérieur. Les modulateurs DMD n'étaient pas disponibles pour la recherche au début de la thèse (uniquement sur contrats industriels de masse). Depuis un an on peut les commander à une société sous contrat avec Texas Instrument, pour 10 000 Dollars pièce, alors que les fabricants de vidéoprojecteurs les achètent moins de 400 Dollars. Nous n'avons pas ressenti la nécessité pour l'instant d'acheter une telle matrice. S'il faut faire un dispositif à DMD, nous l'extrairons comme pour la LCD d'un vidéoprojecteur.

Chapitre 3

Réalisation du dispositif expérimental

Dans ce chapitre je présente les étapes que j'ai suivies pour réaliser le montage expérimental. Ce chapitre comporte trois parties : une partie optique où est présenté le dispositif expérimental ainsi que les caractéristiques des composants optiques utilisés ; une partie électronique qui s'intéresse à la réalisation de l'interface qui gère la communication entre le dispositif, l'ordinateur et la source laser ; une partie informatique qui explique la gestion de l'asservissement de la distribution de la lumière laser sur l'imagerie.

A. PARTIE OPTIQUE

A.1 Présentation du dispositif expérimental

Pour valider le principe de la méthode d'irradiation, nous avons réalisé le montage expérimental dont le schéma optique est donné par la figure 1.

La surface à traiter est éclairée par un assemblage de LEDs blanches. Une partie de la lumière rétro-diffusée est déviée par un cube séparateur vers un détecteur CMOS par l'intermédiaire d'un miroir puis d'un objectif f_1 . L'image obtenue est transmise à un ordinateur par l'intermédiaire d'une carte d'acquisition d'image de type PCI NI-IMAQ 1408. On applique ensuite le programme de traitement d'image qui consiste à détecter les positions des cibles à irradier dans le champ de la caméra. L'image traitée est affichée par une matrice LCD. Nous avons utilisé l'électronique d'un vidéo projecteur pour commander la LCD avec l'image d'entrée arrivant du PC. Cette matrice est placée entre deux polariseurs P_1 et P_2 pour générer la modulation d'intensité dont le principe est présenté dans l'annexe 1. Toute la surface active de la matrice LCD est éclairée par une diode laser fibrée dont la sortie est collimatée par la lentille f_3 . Selon l'état de chaque pixel de la matrice LCD, la lumière laser sera bloquée ou transmise vers la surface objet par l'intermédiaire de l'objectif de projection f_2 . Il s'agit donc de conjuguer la surface active de la matrice LCD avec la surface à traiter. Les objectifs f_1 et f_2 sont calculés et positionnés de façon à obtenir un grandissement global du dispositif égal à l'unité.

Le montage expérimental réalisé est donné par la figure 2.

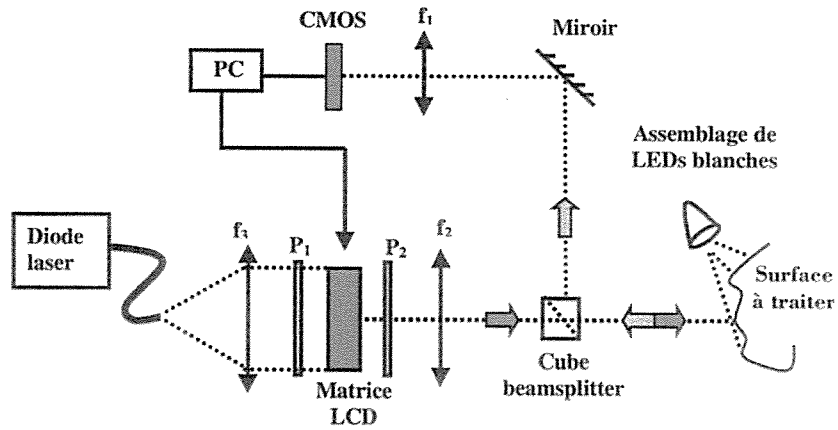
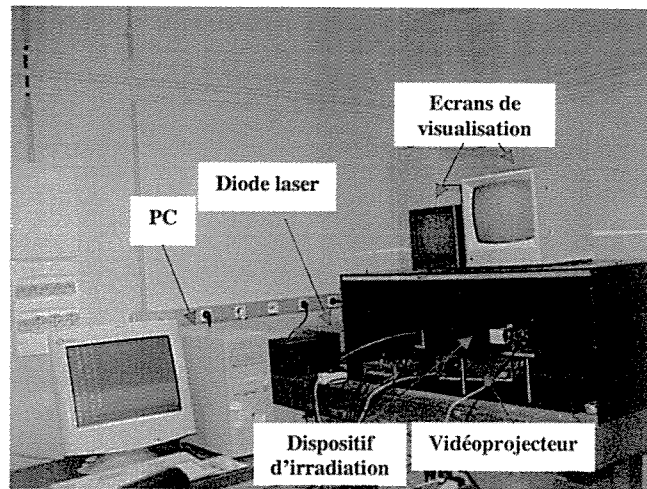
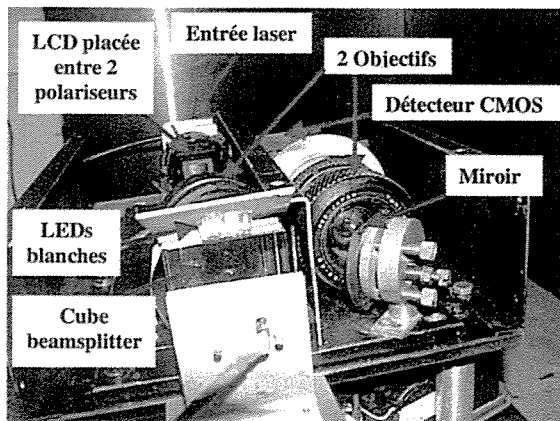


Figure 1 : Schéma optique du montage expérimental

(a)



(b)



(c)

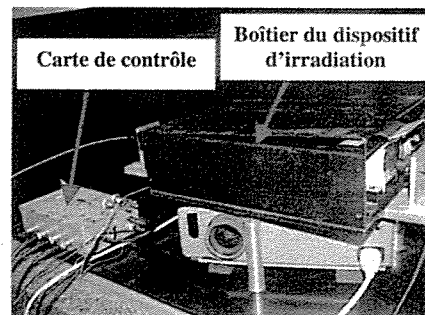


Figure 2 : Photos du montage expérimental : (a) Vue d'ensemble, (b) : Composants optiques du dispositif d'irradiation et (c) Boîtier du dispositif d'irradiation

Les caractéristiques des composants utilisés dans le dispositif expérimental sont détaillées dans le paragraphe suivant.

A.2 Composants optiques utilisés

La source d'éclairage est un assemblage de LEDs blanches de haute luminance dont l'angle d'émission est de 60°. L'éclairage est choisi de façon à obtenir sur la caméra un bon contraste ce qui facilite l'analyse de l'image. On utilise un éclairage pulsé plutôt qu'un éclairage continu, la raison principale est d'augmenter la brillance effective des LEDs durant le pulse. De plus nous allons détecter et analyser par la même caméra l'image de la réponse laser et nous avons donc intérêt à couper l'éclairage pour pouvoir analyser seulement l'irradiation.

Le cube séparateur de lumière utilisé est un cube de dimension 25.4 mm dont la transmission dans la région 750-850 nm est représentée par la figure 3. La lumière sortant de la LCD est en polarisation p et le cube a donc une transmission de 80 % à 840 nm

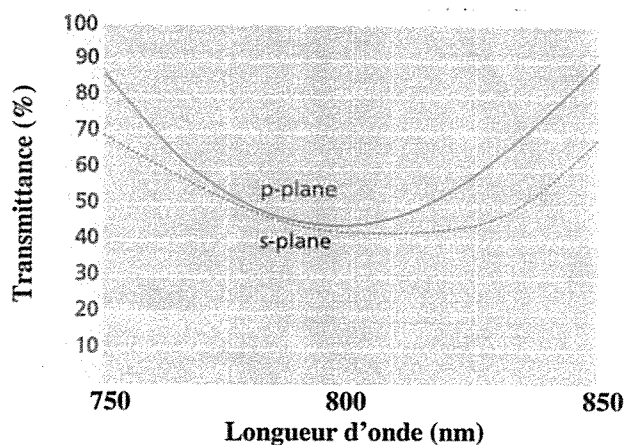


Figure 3 : Transmittance typique du cube beamsplitter

L'objectif de détection et celui de projection sont identiques (Tokina SZ-X) de focales ajustables de 35 à 70 mm. Le choix d'objectif à focale variable permet de changer la dimension de la surface à traiter sans changer à chaque fois les optiques.

Le capteur utilisé pour la détection de la surface à traiter est un détecteur couleur Omnivision CMOS C-Cam8 (figure 4) à sortie analogique de 628 (H) x 582 (V) pixels de résolution avec 0,3 pouce de diamètre. Il fonctionne à une cadence de 25 images par

seconde. La sensibilité de la caméra s'étend sur un spectre allant de $\lambda_1 = 300$ nm jusqu'à $\lambda_2 = 1150$ nm (figure 5).

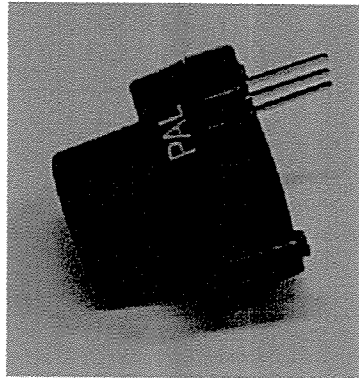


Figure 4 : Photo du détecteur CMOS utilisé

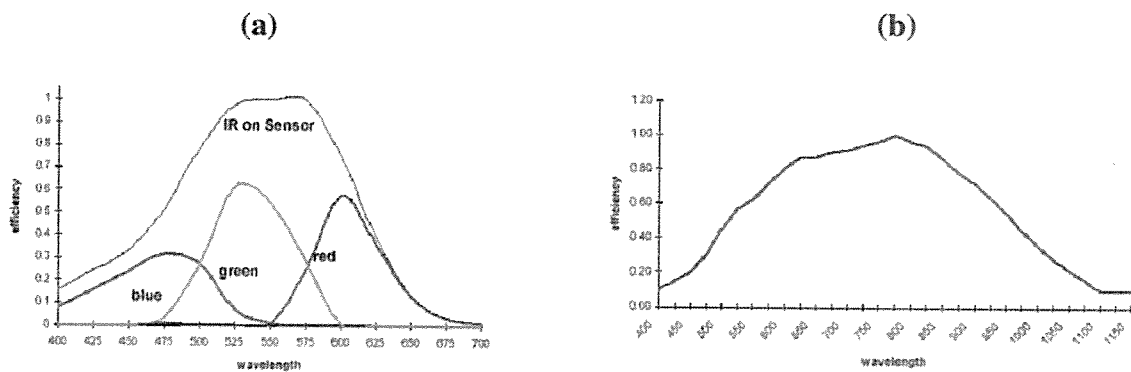


Figure 5 : Réponse de la caméra
(a) Réponse relative
(b) Réponse spectrale

La source laser utilisée est une diode laser fibrée THOMSON-CSF LD601 fournie par Thales Laser Diode (figure 6.a). La diode émet à la longueur d'onde de 837.5 nm (figure 6.b) choisie pour des applications en dermatologie. La puissance peut aller jusqu'à 30 Watt (figure 6.c) et elle peut être modulée jusqu'à 10 kHz. La fibre est de 600 μm de diamètre et d'ouverture numérique de 0.22. La lumière laser en sortie de la fibre est collimatée par une lentille f_3 pour illuminer toute la surface active de la matrice LCD avec un faisceau d'entrée parallèle. Signalons que nous avons choisi une diode fibrée pour qu'à la sortie de la fibre la distribution spatiale du laser soit uniforme mais nous avons observé un anneau de chute d'intensité (figure 6.d). Le fabricant après avoir longtemps détourné les questions a reconnu que le défaut était général à ce type de

dispositif et n'a pas été en mesure de fournir une explication ni de proposer une méthode de correction du problème sans occasionner de perte d'énergie.

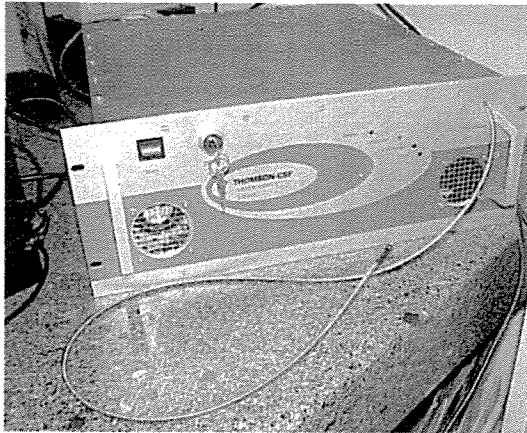


Figure 6.a : Photo de la diode laser

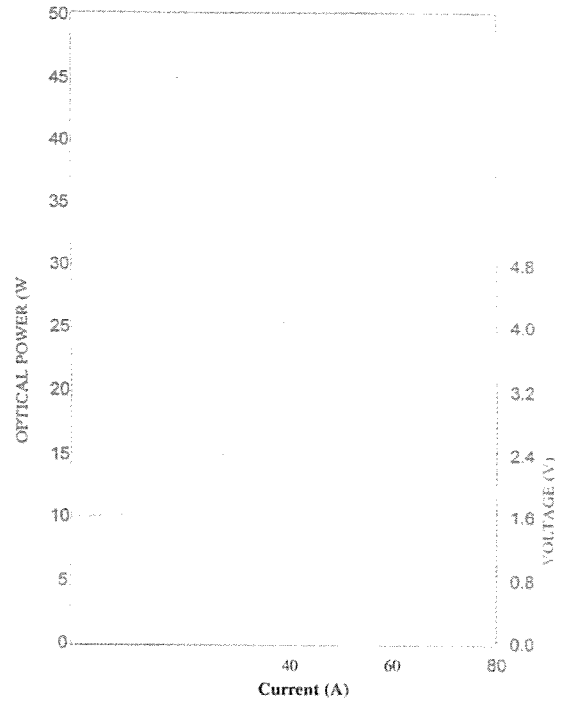


Figure 6.b : Variation de la puissance d'émission de la diode laser en fonction du courant

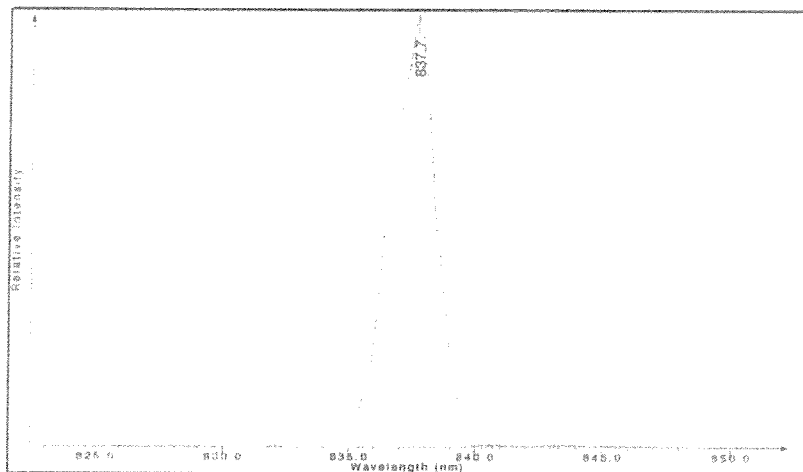


Figure 6.c : Spectre d'émission de la diode laser

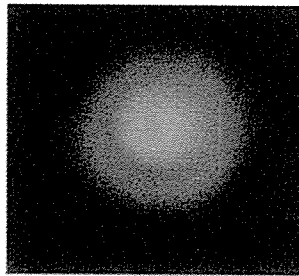


Figure 6.d : Image du spot laser à la sortie de la fibre

La matrice LCD utilisée (figure 7) est l'une des trois matrices d'un vidéoprojecteur Sony SVGA-CS2. Cette matrice est de 0,7 pouce de diagonale ayant 800x600 pixels de résolution. Nous avons utilisé l'électronique standard du vidéoprojecteur pour commander la LCD et pour afficher l'image d'entrée venant du PC. La matrice est placée entre deux polariseurs P1 et P2 (hama PL linear M49 IX) (figure 8); le premier sert à polariser la lumière laser et le second sert à analyser la distribution spatiale de l'image laser projetée vers la surface à traiter. Nous avons changé les polariseurs initiaux de la LCD parce qu'ils ne sont pas adaptés à la longueur d'onde de 840 nm que nous utilisons.

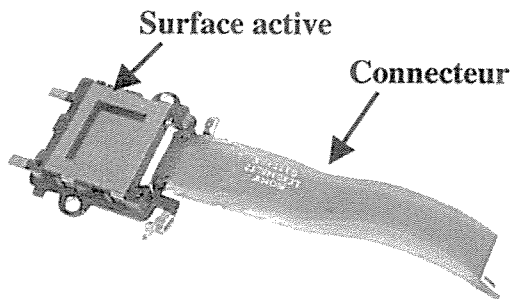


Figure 7 : Photo de la matrice LCD

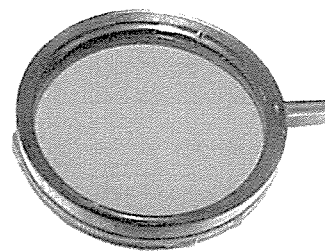


Figure 8 : Photo du polariseur

A.3 Grandissement du dispositif

Soit G_1 le grandissement de l'objectif f_1 pour conjuguer la surface à traiter avec le détecteur de la caméra, G_2 le rapport entre la dimension de la surface active de la LCD et celle du détecteur de la caméra et G_3 le grandissement de l'objectif f_2 pour conjuguer la surface active de la LCD avec la surface à traiter.

Le grandissement global G introduit par le dispositif est donné par :

$$G = G_1.G_2.G_3$$

Pour faire coïncider l'irradiation avec la surface objet, la dimension de l'image projetée doit être égale à celle de la surface captée par la caméra, ce qui revient à dire que le grandissement global G du dispositif est égal à l'unité.

Soit :

$$G_1.G_2.G_3 = 1$$

A.4 Choix de la surface de traitement

Pour effectuer le réglage optique il fallait à priori décider de la dimension de la surface à traiter. Il y a un compromis à faire entre la résolution et la dimension de la surface. Etant donné que le "smart scalpel" [15] obtient une résolution de $50 \times 100 \mu\text{m}$, il fallait montrer que le montage pouvait avoir une meilleure résolution. Comme nous n'avons pas prévu de coupler la première version de ce montage à un microscope, il n'est pas non plus question de descendre à une résolution micrométrique. Nous nous sommes fixés sur une résolution intermédiaire et nous avons retenu une surface au format 4/3 de $6 \times 4.5 \text{ mm}$ ce qui nous permet, avec les 628×582 pixels de la caméra, d'avoir une résolution maximale d'acquisition de l'ordre de $10 \times 8 \mu\text{m}$.

A.5 Rendement du dispositif

La collimation du faisceau laser issu de la fibre est faite par une lentille unique, la transmission est de l'ordre de 0,96 (pour chaque face) à cause des pertes par réflexion. La LCD a une transmission de l'ordre de 15% (voir chapitre 2). L'objectif de projection a une transmission de 85 %. Le cube séparateur a une transmission de 80%. Le rendement du dispositif est donc inférieur à 10 %. Avec 30W de puissance laser à l'entrée (puissance maximale disponible) on peut espérer sortir 3W. En fait le modulateur ne peut supporter les 30W en entrée (destruction du premier polariseur) et on doit se limiter à 7 ou 8 W (nous prenons une marge de sécurité, n'ayant pas de modulateurs en abondance). Ce qui fait en sortie une puissance de l'ordre de 700 mW. Un traitement antireflet n'améliorera que de 2 ou 3 % le rendement. Il faut optimiser la transmission du cube séparateur, mais si on le fait de trop, il n'y aura plus assez de lumière envoyée sur la caméra. Il existe des LCD de transmission supérieure à 15 %,

mais cela ne changera pas fondamentalement les choses. Seule l'utilisation d'un DMD permet de passer d'une transmission de 15 % à près de 70 % et de gagner un facteur 4 (voir chapitre 2).

Nous avons fait (sans être équipé correctement pour cela) des mesures expérimentales de flux pour vérifier ces ordres de grandeur. Avec une marge d'erreur relative de 20 % à chaque fois, nous avons à peu près retrouvé les valeurs théoriques. On verra au chapitre 5 que l'optimisation du flux n'est pas cruciale pour l'avenir proche de la manipulation. Nous nous contenterons pour l'avenir de prendre en considération la mesure du flux sur la surface irradiée.

B. PARTIE ELECTRONIQUE

B.1 Mesure du temps de réponse du vidéo projecteur

Pour mesurer le temps de réponse du vidéo projecteur nous avons utilisé le montage de la figure 9. Un phototransistor est placé dans le plan focal du dispositif d'irradiation (c-à-d dans le plan de la surface cible). Ce phototransistor est exposé à des pulses d'éclairage à l'aide d'une LED blanche. Le signal vidéo de la caméra est transmis vers le vidéo projecteur dont la matrice LCD est illuminée en continu. La réponse du vidéoprojecteur est détectée par le même phototransistor. Le signal détecté par le phototransistor (figure 10) est affiché à l'aide d'un oscilloscope numérique. On voit bien que le décalage entre le profil d'éclairage et celui du laser est de l'ordre de 40 ms ; c'est le temps de réponse du vidéoprojecteur.

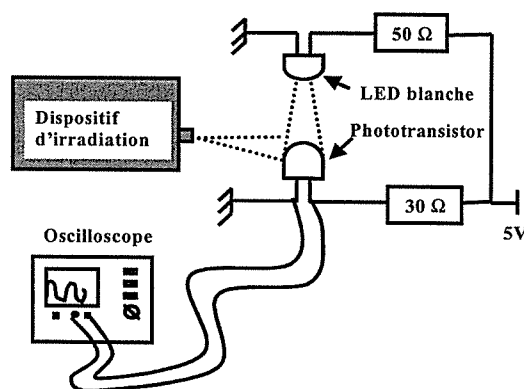


Figure 9 : Montage utilisé pour la mesure du temps de réponse du vidéoprojecteur

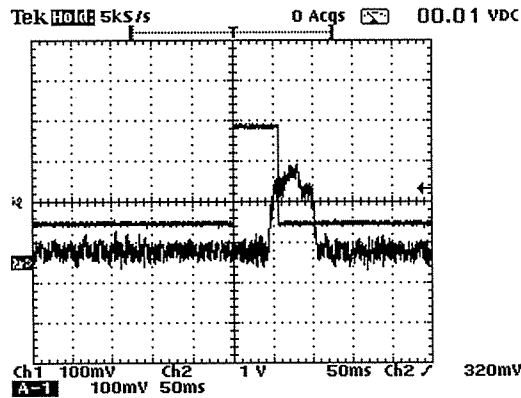


Figure 10 : Pulse d'éclairage et celui de la réponse du vidéoprojecteur

B.2 Synchronisation des tirs laser avec le signal vidéo

Il faut générer une synchronisation verticale du signal vidéo pour identifier le début de chaque image. Pour cela, nous avons utilisé un séparateur synchro LM1881 de National Semiconductor. Il fournit, à partir du signal vidéo composite, l'ensemble des signaux de synchronisation du flux vidéo (figure 11).

Le signal Pair / Impair (« Odd/Even »), fourni en sortie du séparateur synchro, marque la transition d'une trame paire à une trame impaire. Nous combinons la sortie synchronisation verticale et la sortie pair/impair pour détecter le début de l'image. Ceci est réalisé par le microcontrôleur pour indiquer précisément l'instant de déclenchement du tir laser.

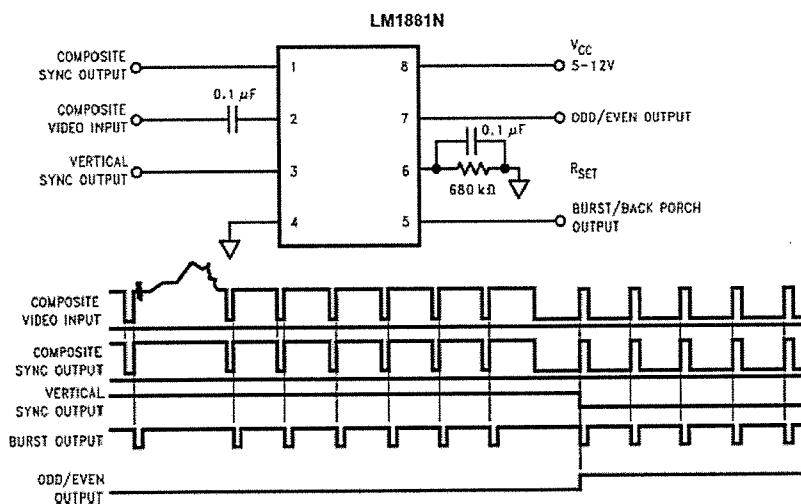


Figure 11 : Diagramme de connexion du séparateur synchro LM1881

Nous avons utilisé un microcontrôleur PIC16LF876 de Microchip pour gérer la communication entre le PC, la diode laser et le dispositif d'irradiation. Ce microcontrôleur possède un convertisseur A/D utilisé pour détecter l'une des trois positions du "SWITCH" (interrupteur à trois états). Chaque position correspond à un type de contrôle des tirs lasers et ceci pour éviter de reprogrammer le microcontrôleur chaque fois qu'on passe du réglage (ajustement du grandissement) à la mesure.

La carte de gestion dont le montage sous le logiciel ISIS est donné par la figure 12 a été réalisée pour servir comme interface entre l'ordinateur et le dispositif d'irradiation. La fabrication de la carte est détaillée en annexe 2 et la boîte de contrôle est donnée par la figure 13.

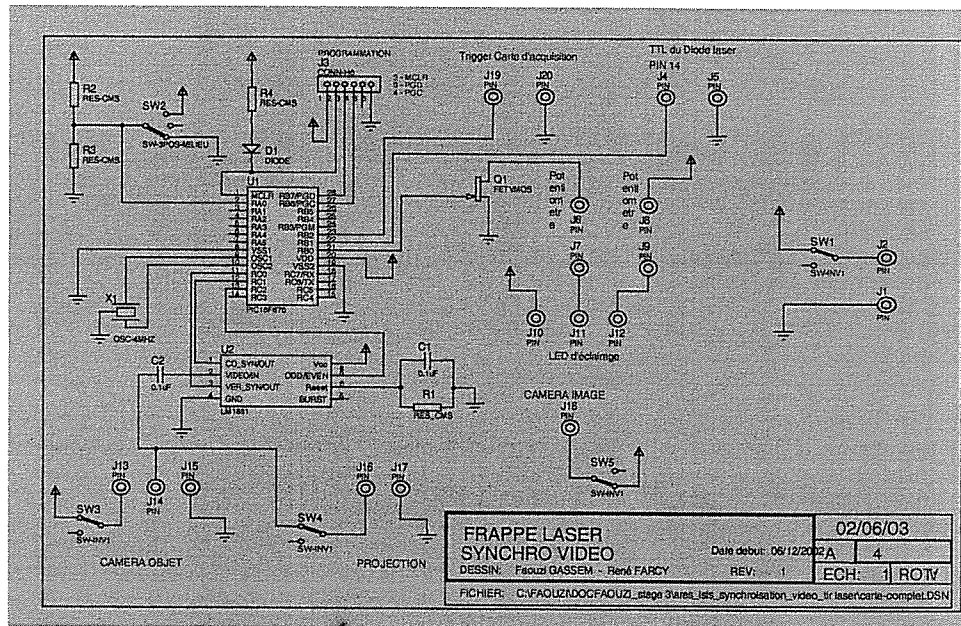


Figure 12 : Schéma électronique de la carte réalisé sous ISIS

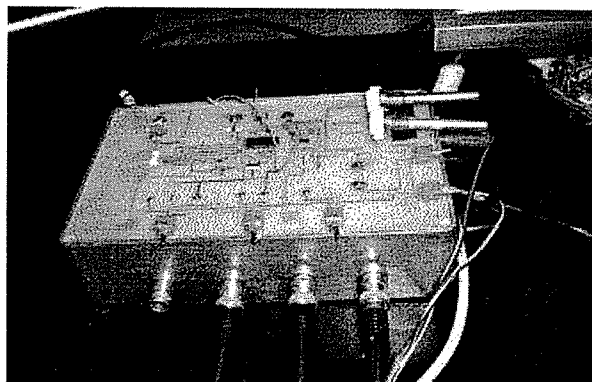


Figure 13 : Photo du boîtier de gestion

C. PARTIE INFORMATIQUE

C.1 Principe de l'asservissement de l'irradiation sur l'imagerie vidéo

Le diagramme de communication entre les différents composants du dispositif est donné par la figure 14. La surface à traiter est éclairée par les LEDs blanches. L'image de cette surface est capturée par la caméra puis transférée vers l'ordinateur. Le programme de traitement d'image est appliqué dans le but de localiser les cibles à irradier dans le champ de la caméra. L'image traitée est affichée sur la matrice LCD grâce à l'électronique du vidéoprojecteur. Au moment de l'affichage de l'image à traiter, l'ordinateur envoie un premier signal (un trigger) vers le microcontrôleur pour déclencher l'irradiation en pulsant la diode laser. La durée de l'affichage de l'image sur la matrice LCD constitue la durée de l'impulsion laser qui dépend de l'application. A la fin de l'affichage, l'ordinateur envoie un deuxième signal vers le microcontrôleur pour couper le laser.

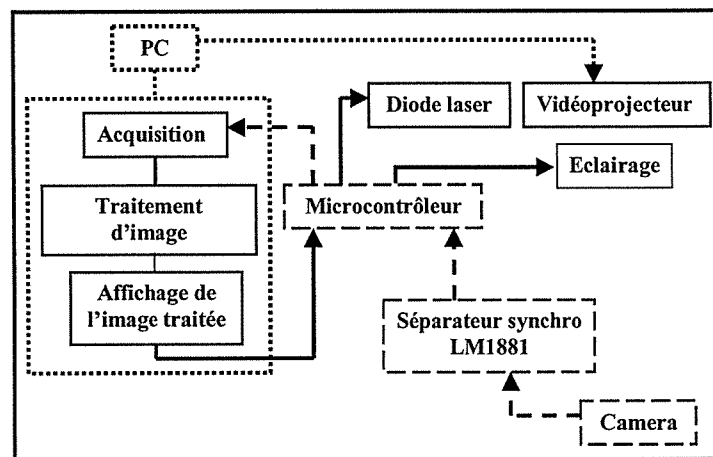


Figure 14 : Diagramme de communication entre les différents composants du dispositif

Les impulsions d'éclairage et les tirs laser sont cadencés selon le timing représenté par la figure 15. Nous travaillons à cadence vidéo, la lumière d'éclairage doit avoir au moins $T_1 = 40$ ms d'impulsion. Le temps d'exécution du programme de traitement d'image T_2 dépend de la complexité de l'algorithme. Le temps de réponse du vidéoprojecteur est de $T_3 = 40$ ms. La durée de l'irradiation T_4 ainsi que la fréquence de répétition dépendent de l'effet thérapeutique désiré.

La durée T de chaque boucle de traitement est donnée par :

$$T = T_1 + T_2 + T_3 + T_4$$

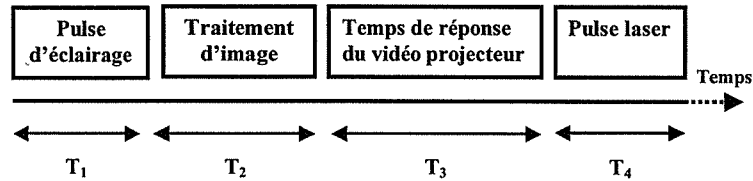


Figure 15 : Le timing correspondant à chaque boucle de traitement

C.2 Logigrammes de programmation du microcontrôleur

La programmation du microcontrôleur est effectuée en assembleur à l'aide du logiciel MPLAB fourni par Microchip. Afin de simplifier l'écriture du programme, j'ai dressé des logigrammes me permettant de dessiner la squelette du programme. Dans ces logigrammes j'utilise la légende suivante :

□ : programmes et sous-programmes

⬡ : actions

◇ : tests

Le logigramme principal comprend trois étapes (figure 16); la première étape consiste à initialiser le microcontrôleur (μC) et à définir les entrées sorties, la deuxième étape consiste à détecter l'état de 'SWITCH' et enfin la troisième étape consiste à pulser la diode laser.

Le logigramme I permet la conversion analogique numérique du résultat de SWITCH (figure 17.a) et le logigramme II consiste à exécuter un type de contrôle de l'irradiation selon la position de SWITCH en pulsant la source laser (figure 17.b).

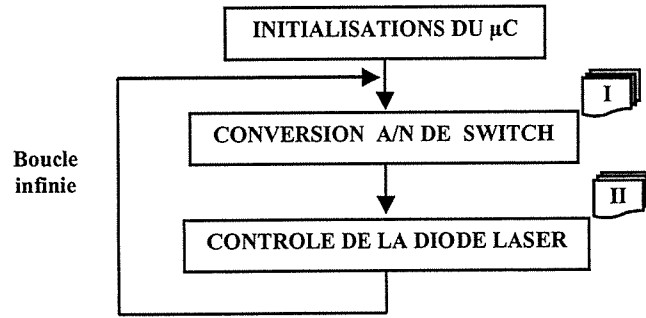


Figure 16 : Programme principale

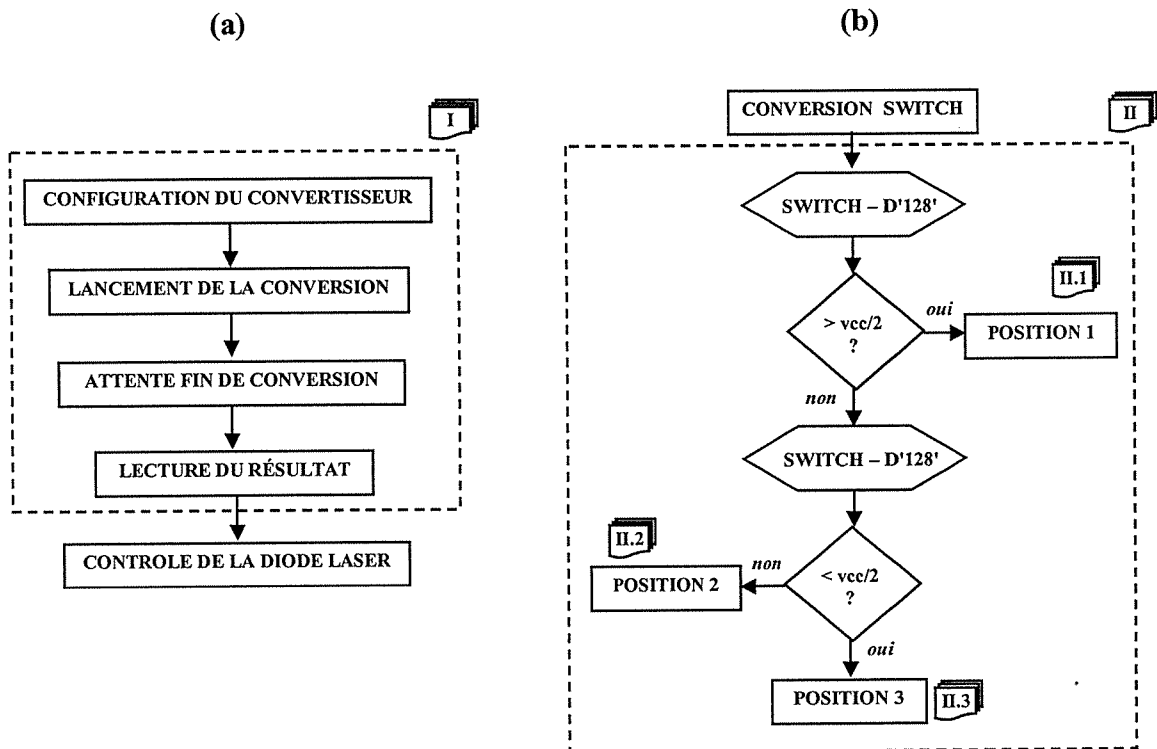


Figure 17 : (a) Sous programme I et (b) Sous programme II

Le logigramme II.1 (figure 18.a) consiste à réaliser des impulsions laser synchronisées avec les images capturées, le logigramme III.2 (figure 18.b) consiste à contrôler la diode pour délivrer une irradiation continue dans le but de réaliser le calibrage du dispositif et d'analyser le contraste de la réponse laser. Enfin le logigramme III.3 (figure 18.c) consiste à réaliser des tirs lasers mais sans traitement d'image. Il est utilisé pour faire l'ajustement entre le grandissement de la surface à traiter et celui de l'image laser projetée.

Ainsi le programme écrit en assembleur est détaillé en Annexe 3.

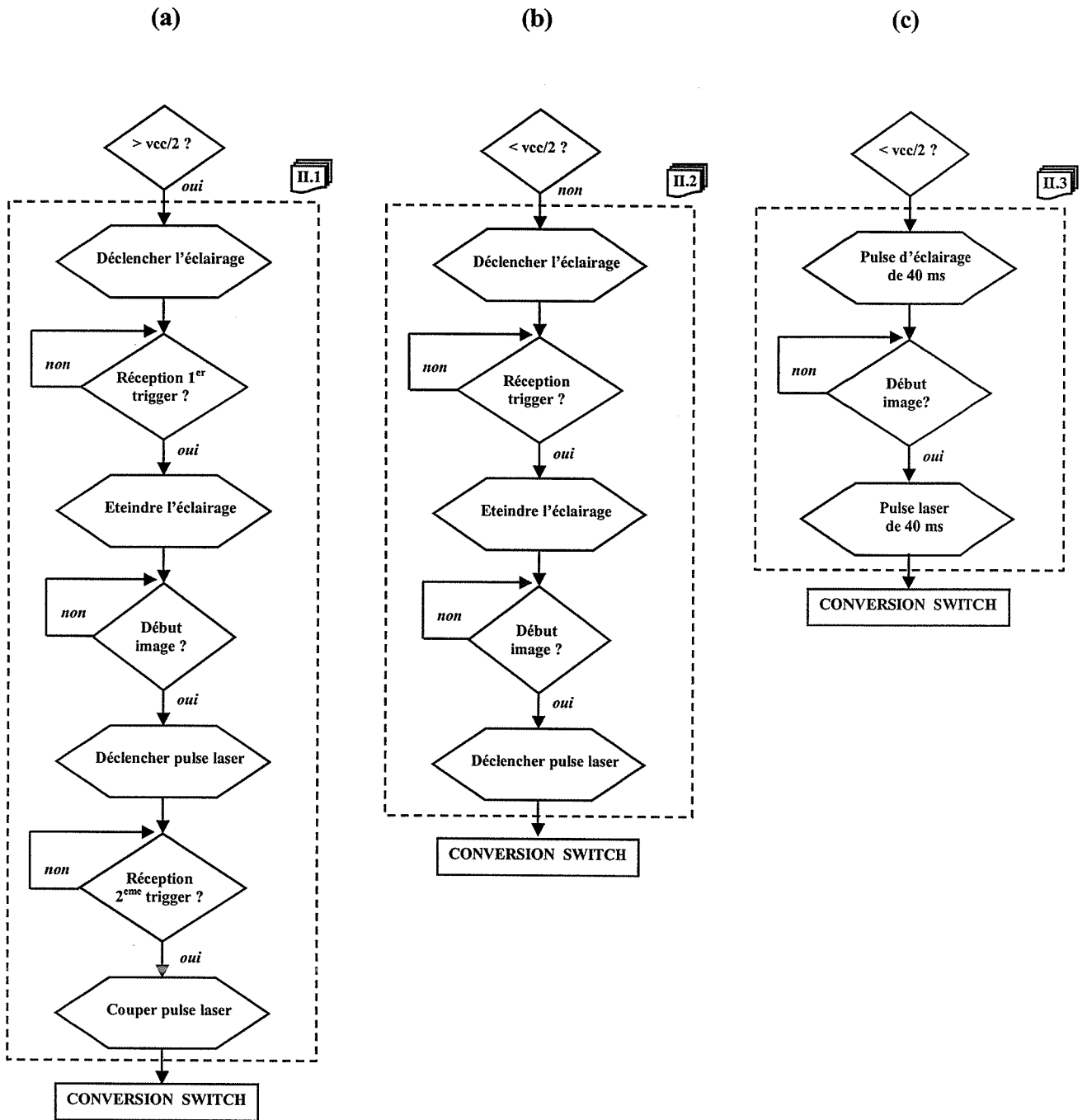


Figure 18 : (a) Sous programme II.1, (b) Sous programme II.2 et (c) Sous programme II.3

C.3 Acquisition et traitement d'image

Le dispositif informatique permet la gestion du traitement. Il comprend un ordinateur équipé d'un microprocesseur Pentium III, une carte d'acquisition d'image, une carte de contrôle des tirs laser et le logiciel LabWindows qui permet l'exécution du programme du traitement d'image et de gérer la communication entre ces composants.

La carte d'acquisition d'image est une carte PCI-NI IMAQ 1408 qui permet la numérisation du signal vidéo venant de la caméra avec une résolution de 8 bits (soit 256 niveaux de gris). Le logiciel LabWindows/CVI que nous avons utilisé est un environnement ANSI C intégré, spécialement conçu pour créer des applications d'instrumentation virtuelle. Doté de bibliothèques d'entrées/sorties, de routines d'analyse et d'outils de création d'interfaces utilisateurs, LabWindows/CVI permet de construire des systèmes de test automatisés et de contrôler des applications.

Le programme LabWindows/CVI nécessite plusieurs types de fichiers :

- Source.c pour le contrôle du programme
- Include.h pour les bibliothèques de sous fonctions
- L'interface utilisateur .uir

Tous ces fichiers sont répertoriés dans la fenêtre projet.prj

L'interface utilisateur que j'ai créée (figure 19) est constituée d'un panneau qui intègre les éléments de contrôle suivants : l'interface utilisée pour l'acquisition, le type de l'image (couleur ou noir et blanc), la durée de pulse laser et le nombre de tirs à effectuer avant de lancer le traitement en cliquant sur la commande "OK". Le bouton "Quitter" est utilisé pour arrêter l'exécution du programme.

Il faut générer ensuite les codes contrôlant le fonctionnement du panneau. Par exemple le code associé au bouton "OK" est le suivant :

```
Int CVICALLBACK OK(int panel, int control, int event, void *callbackData, int
eventData1, int eventData2)
{
switch(event)
{
case EVENT_COMMIT :
```

**(Programme d'acquisition , traitement d'image
et émissions des triggers au microcontrôleur
pour pulser la diode laser)**

```
break;
}
return 0;
}
```

Le programme source.c suit les étapes de la figure 20 et un exemple de programme qui permet de détecter deux types de cible et de les irradier sélectivement est donné dans l'annexe 4.

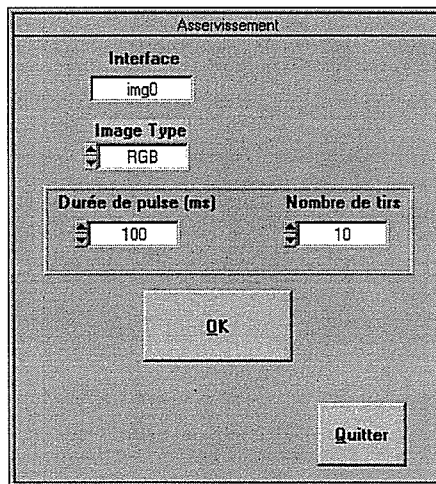


Figure 19 : Interface utilisateur

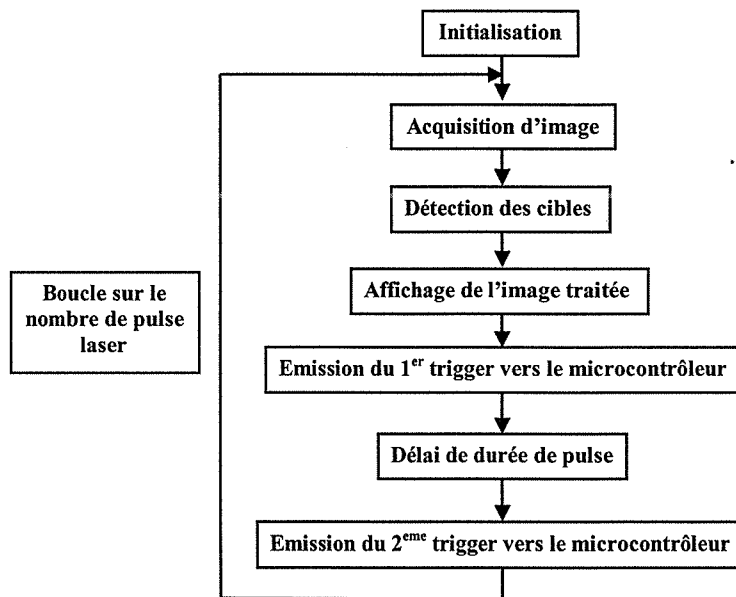


Figure 20 : Principales étapes suivies pour la gestion de l'asservissement

Chapitre 4

Résultats expérimentaux

Dans ce chapitre je présente les résultats expérimentaux ainsi que les compromis et les limites du dispositif. A la fin du chapitre je présente la méthode d'ajustement des flux lors de recouvrement de petites surfaces.

A. Reproduction des formes

On considère une surface objet donnée par la figure 1.a. Le but est d'irradier les étoiles et de préserver le reste. Un programme de traitement d'image est appliqué à l'image d'origine pour détecter la position des étoiles dans cette image. Une fois détectées, on attribue des pixels blancs à celles qui correspondent aux étoiles et du noir ailleurs. L'image finale est affichée sur la matrice LCD. Le PC envoie un premier signal au microcontrôleur pour déclencher le pulse laser. A la fin de l'affichage de l'image, le PC envoie un 2^{ème} signal pour couper le laser. La réponse du dispositif d'irradiation est donnée par la figure 1.b. L'image de l'irradiation est capturée par la caméra ayant servi à imager la surface cible.

Ces images montrent qualitativement une bonne sélectivité spatiale. En effet le laser est bien localisé sur les cibles en reproduisant les formes des étoiles. Dire reproduction de forme veut dire un bon contrôle des bords ce qui est très difficile à réaliser avec un pointage direct de la source laser.

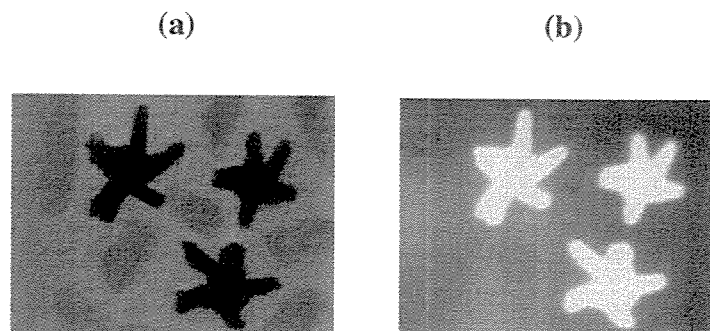


Figure 1 : (a) Image de la surface objet et (b) l'image de la réponse laser.

B. Contrôle de l'attribution des doses

Le second critère de sélectivité que peut réaliser le dispositif est celui lié à l'attribution des doses. Considérons deux types de cibles représentées par des étoiles et des ovals (figure 2.a), le but est d'irradier les étoiles et les ovals soit séparément (figure 2.b et 2.c) soit simultanément (figure 2.d). Le traitement simultané peut être réalisé avec des doses différentes (figure 3) pour la même puissance d'entrée. Nous nous sommes limités à deux types de cibles pour ne pas encombrer les images et pour la démonstration. Mais en réalité on peut contrôler 256 doses différentes à la fois avec une même puissance d'entrée du laser. Ceci est réalisé grâce à la matrice LCD qui peut générer 256 niveaux de gris et donc moduler le laser en 256 intensités à la sortie. Le traitement d'image consiste à détecter les positions des étoiles et des ovals, attribuer du blanc aux pixels correspondant aux étoiles et un niveau de gris donné aux ovals (dans notre cas 128). Ainsi les ovals sont irradiés par la moitié de la dose attribuée aux étoiles (figure 2.d).

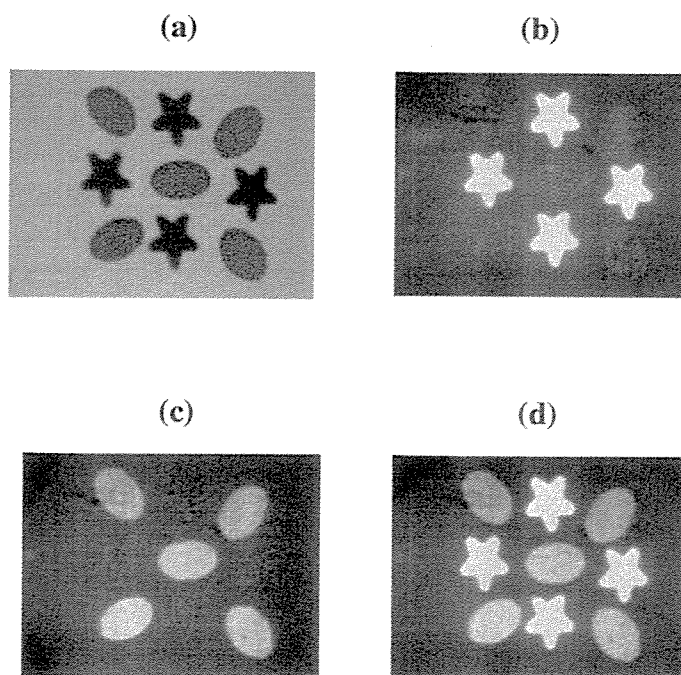


Figure 2 : (a): Image de la surface objet, (b): Irradiation des étoiles seules, (c): Irradiation des ovals seuls, (d): Irradiation des étoiles et des ovals simultanément et avec des doses différentes.

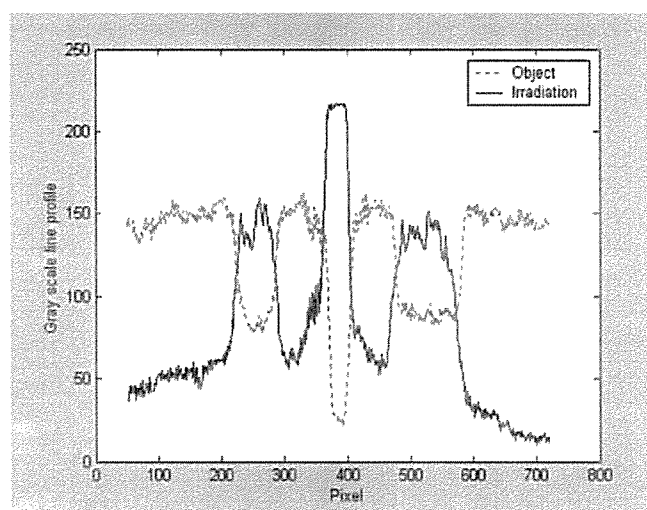


Figure 3 : Profil d'une ligne de l'image de la surface à traiter et celui de l'image de l'irradiation correspondante.

C. Le suivi des cibles en cas de déplacement

On fait bouger la surface objet latéralement dans le plan focal du dispositif. Une séquence d'image de la surface objet et celle de l'irradiation est capturée alternativement par la même caméra du dispositif. Comme l'indique la figure 4, quand les cibles bougent l'irradiation les suit. Ceci est réalisé non pas d'une façon dynamique par déplacement mécanique des optiques ou du laser mais simplement par une succession d'images. En effet le système fonctionne en boucle et pour chaque boucle le système acquière une image, la traite pour localiser les cibles. L'image traitée est affichée sur la LCD qui est conjuguée avec la surface à traiter. Si la surface objet bouge le système acquière la nouvelle image de la surface objet qui correspond au champ du dispositif et le traitement d'image va être appliqué à cette nouvelle image et non pas à la précédente.

Considérons les points A et B associés respectivement aux pixels d'un ovale et d'une étoile (figure 5.a). Les figures 5.b et 5.c représentent respectivement les trajectoires de A et B lors du déplacement de la surface objet. La forme de la trajectoire est identique pour les deux points A et B parce qu'il s'agit d'un déplacement global de la surface sur laquelle les ovales et les étoiles sont immobiles.

Ces figures montrent une bonne coïncidence de l'irradiation avec les cibles dans le centre du champ du dispositif mais il y a un petit décalage aux bords du champ. Ceci est dû aux aberrations. En effet le système optique de détection et celui de projection

fonctionnent à des longueurs d'ondes différentes induisant une aberration chromatique. A ceci il faut ajouter la distorsion et les autres types d'aberrations liées aux optiques utilisées. La correction d'une partie des défauts optiques est réalisée par traitement d'image et nous allons expliquer dans la suite la procédure de correction.

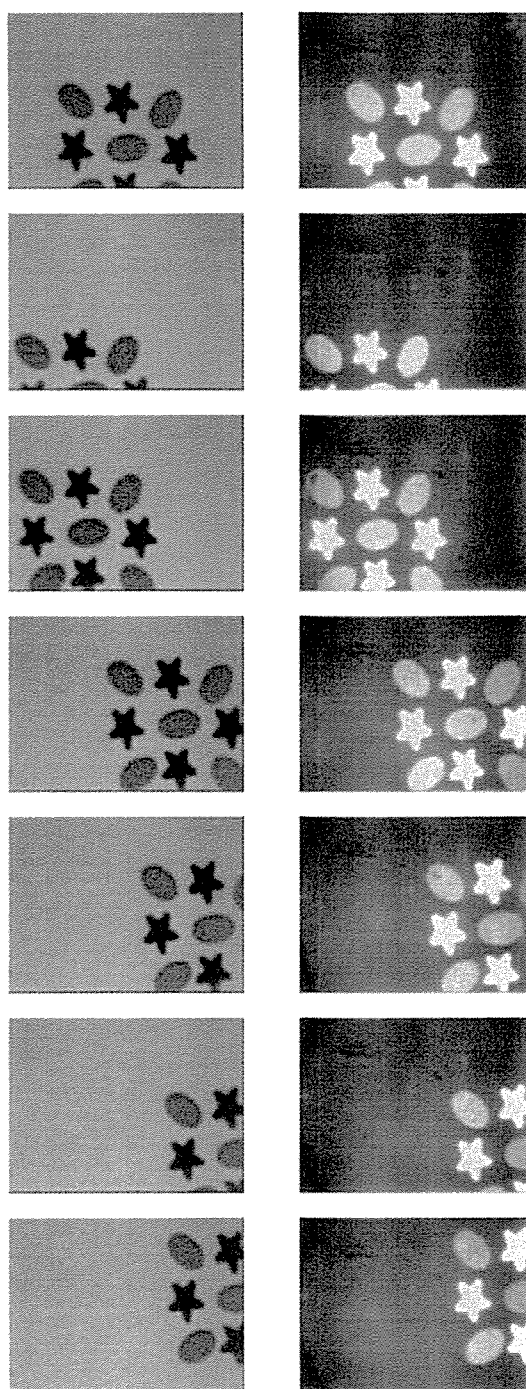


Figure 4 : Une séquence d'image d'une surface mobile et celle de la réponse laser correspondante

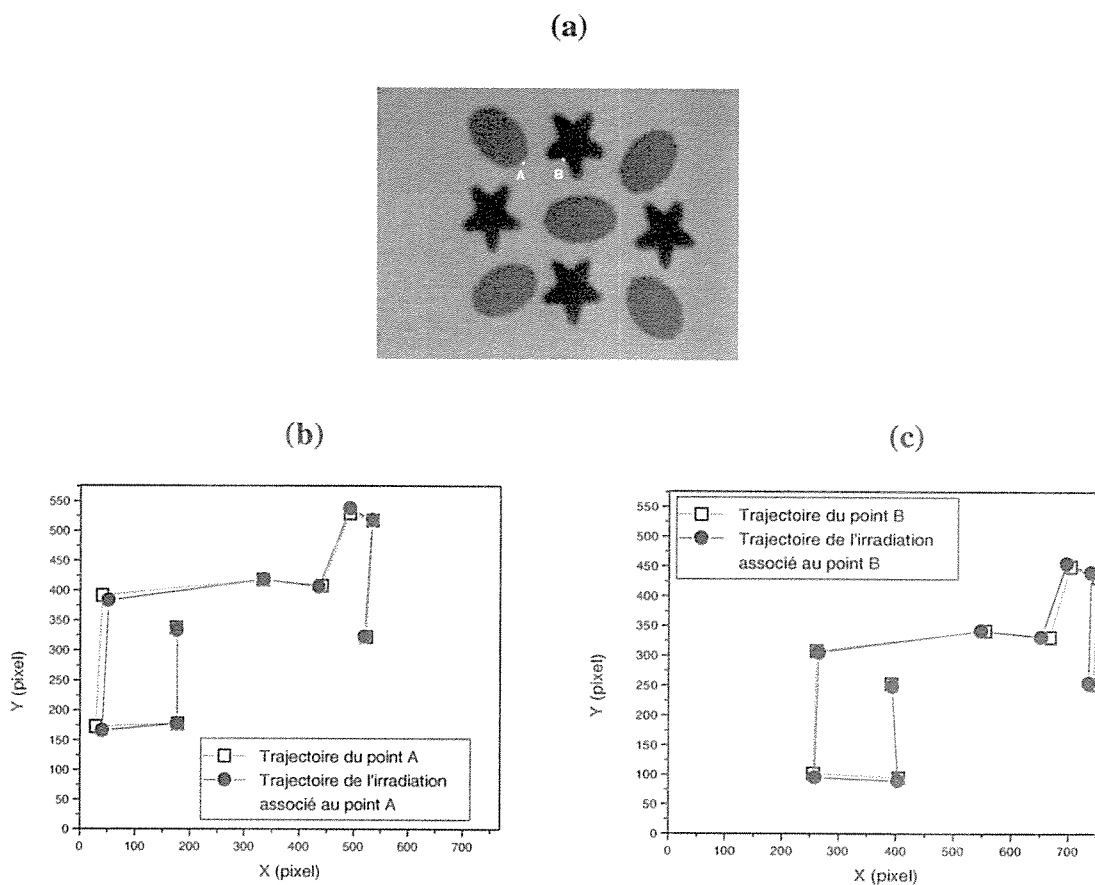


Figure 5 : (a) Surface objet, (b) Trajectoire du point A et celui de l'irradiation correspondante durant le déplacement de la surface objet, (c) Trajectoires des points B et celui de l'irradiation correspondante durant le déplacement de la surface objet

D. Calibrage

Comme nous l'avons mentionné ci-dessus, il existe des petits décalages spatiaux entre les cibles et les réponses laser correspondantes. Ces décalages sont liés aux problèmes du centrage mécanique des composants utilisés ainsi qu'aux aberrations optiques.

Pour faire le calibrage du dispositif nous utilisons une grille de points noirs (figure 6.a). Ces points noirs constituent les cibles à irradier. On applique par traitement d'image une inversion du contraste à l'image de la grille d'entrée. La réponse laser du dispositif est donnée par la figure 6b. Pour voir le décalage entre chaque cible et l'irradiation correspondante on superpose l'image d'entrée inversée avec celle de l'irradiation (figure 6.c).

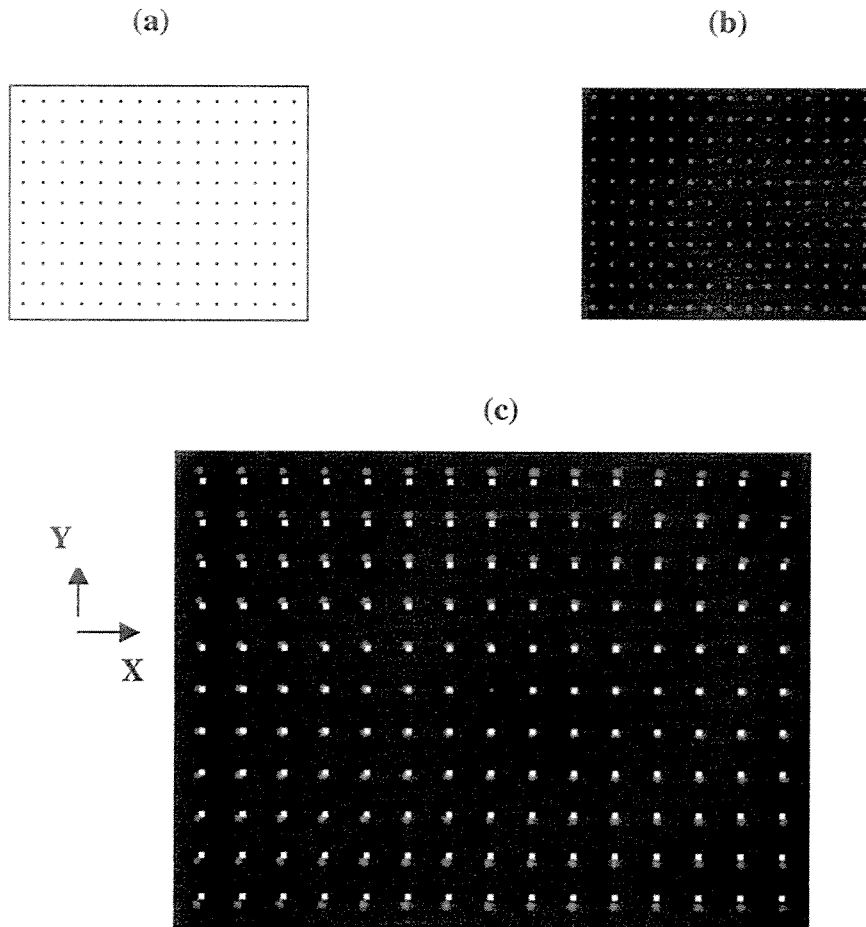


Figure 6 : (a) : Grille de calibrage, (b): Réponse laser (c): Superposition de la réponse laser et de l'image d'entrée inversée

La figure 6.c montre immédiatement que le grandissement vertical est différent du grandissement horizontal. En effet la caméra est de 628×582 pixels de résolution donc elle n'a pas le format 4:3 standard alors que la matrice LCD de 800×600 pixels de résolution vérifie bien le format 4:3. De plus, une distorsion de l'image et un mauvais alignement des optiques sont visibles. La manière la plus simple pour corriger ces défauts, quelles que soient leurs origines, est d'appliquer une correction par traitement d'image une fois l'ajustement mécanique réalisé.

D'autre part, la largeur de chaque point noir de la grille est 7 pixels et la largeur (1/e) de l'irradiation correspondante est 9 pixels. Ce défaut correspond à la sphéricité et à la coma et il n'est améliorable que par une meilleure optique et non par l'électronique de traitement d'image. Nous considérons donc que la résolution du dispositif est de l'ordre de $30 \mu\text{m}$ ($10 \mu\text{m}$ liés à l'acquisition et $20 \mu\text{m}$ liés à la projection).

Nous allons maintenant procéder à la correction du premier type de défaut (distorsion + décalage mécanique + formats). Analysons en premier lieu le bord gauche de l'image de la figure 6.c et numérotions les points de 1 à 16 (figure 7). Pour chaque point on mesure le décalage entre le point cible et celui de l'irradiation (tableau 1 et 2).

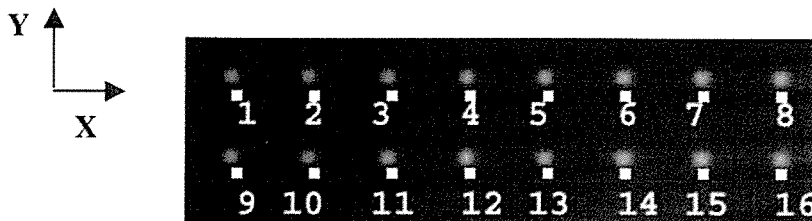


Figure 7 : Numérotation des différents points

Tableau 1 : Ajustement horizontal (X) et vertical (Y) pour les points 1 à 8.

Point	1	2	3	4	5	6	7	8
(X,Y)	(3,13)	(3,13)	(3,12)	(3,12)	(2,12)	(1,12)	(1,12)	(0,12)

Tableau 2 : Ajustement horizontal (X) et vertical (Y) pour les points 9 à 16.

Point	9	10	11	12	13	14	15	16
(X,Y)	(3,10)	(3,10)	(3,10)	(2,10)	(1,10)	(1,9)	(0,9)	(0,9)

Pour la zone incluant les points 1 à 4 on translate l'image traitée de 3 pixels dans la direction X et 12 pixels verticalement avant de l'afficher dans la matrice LCD. Pour la zone incluant les points 5 à 8 nous effectuons un décalage de $X=2$, $Y=12$; pour les points 9 à 12 une translation de $X = 3$, $Y = 10$; pour les points 13 à 16 une translation de $X = 1$, $Y = 9$ et ainsi de suite. De la même manière nous corrigeons les décalages des autres parties de l'image de la figure 6c. Ce calibrage est réalisé automatiquement et périodiquement pour chaque image à la fin du traitement d'image et avant l'affichage sur la matrice LCD pour corriger les différentes sources de défauts dans le système d'irradiation.

E. Compromis et limitations du dispositif

Pour que la durée de traitement soit rapide, pour une application donnée, on a intérêt à travailler avec une grande surface. Dans notre cas on conjugue la LCD avec la surface à traiter. Donc plus la dimension de la surface projetée augmente plus la résolution diminue.

D'autre part, la durée d'exécution du programme de détection des cibles dépend de la complexité du programme de traitement d'image. En effet plus l'application devient complexe plus le temps de la boucle augmente ce qui diminue la vitesse de suivi des cibles par l'irradiation en cas d'un déplacement.

Le dispositif possède des limitations d'ordre technologique de fond liées à ce que les modulateurs spatiaux de lumière qui existent dans le marché sont limités en flux ce qui nous impose à travailler avec des surfaces réduites. Il y a aussi des limitations liées au grand nombre de surfaces optiques ce qui augmente les pertes. En plus des limitations d'ordre technologique de fond il y a des limitations liées aux aberrations et au centrage optique et mécanique. Ces limitations sont améliorables pour chaque type d'application après avoir choisi le système optique additionnel. Le principe de correction est le même que celui présenté dans le paragraphe précédent portant sur le calibrage.

F. Uniformité d'attribution des doses : Raccordement d'images

Quand la surface à traiter est de grande dimension par rapport à la dimension de l'image projetée, le dispositif doit être balayé en projetant une succession d'images.

Comme il y a une succession de distributions d'irradiation, il y aura des superpositions d'images laser. Ainsi une cible peut être traitée deux fois ou plus. Il y aura donc un recouvrement des spots provoquant une accumulation thermique. Pour corriger cette surdose, nous avons adapté au dispositif un corrélateur d'intensité (du type de ceux utilisés dans les souris optiques d'un ordinateur) pour mesurer le déplacement de la surface à traiter et calculer ensuite la zone d'intérêt dans chaque image, c'est-à-dire la zone qui n'a pas été traitée dans tous les pulses qui précèdent.

Dans notre cas le montage expérimental est fixe et nous déplaçons latéralement la surface objet dans le plan focal du dispositif.

F.1 Principe du raccordement

Le déplacement de la surface objet par rapport au corrélateur d'intensité sera transformé en nombre de pixels sur l'écran du PC. Sous Labwindows, on détecte la position du détecteur à l'instant de l'acquisition de chaque image et on calcule le déplacement de chaque surface par rapport à toutes les surfaces qui précèdent pour former un masque correspondant à la partie utile (la zone qui n'a pas été traitée dans toute la séquence qui précède) dans chaque boucle de traitement. Nous appliquons donc l'algorithme de détection des cibles juste sur cette partie utile de chaque image détectée.

Soit L et H respectivement la correspondance en nombre de pixels (sur l'écran) de la largeur et la hauteur de l'image laser projetée par le dispositif d'irradiation. L et H sont donc la résolution de l'écran. Puisque nous affichons l'image traitée en plein écran du PC avant de la transmettre à la LCD on aura $L = 800$ et $H = 600$.

Soit : $\Delta X_{i,k} = X_i - X_k$ et $\Delta Y_{i,k} = Y_i - Y_k$ avec $k = i-1 : -1 : 0$

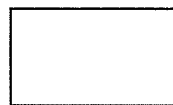
où $\Delta X_{i,k}$ et $\Delta Y_{i,k}$ sont respectivement les déplacements horizontal et vertical de la surface Σ_i par rapport à la surface Σ_k .

Pour déterminer la surface utile dans l'image associée à Σ_i deux cas se présentent :

- **1^{er} cas : Si $\Delta X_{i,k} \geq L$ ou $\Delta Y_{i,k} \geq H$**

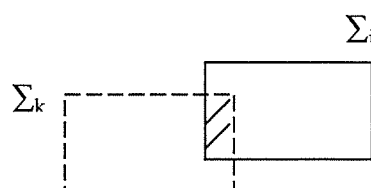
Dans ce cas les deux image Σ_i et Σ_k ne se superposent pas. Alors la surface entière Σ_i est considérée comme surface utile et l'algorithme de détection des cibles sera appliqué sur toute l'image détectée. Ainsi le masque est le suivant :

masque1

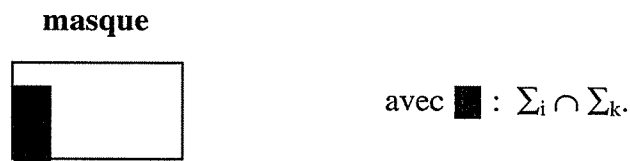


- **2^{er} cas : Si $\Delta X_{i,k} \leq L$ et $\Delta Y_{i,k} \leq H$**

Dans ce cas les deux image Σ_i et Σ_k se chevauchent;



Ainsi le masque est le suivant :



Donc seule la partie blanche du masque va être considérée comme partie utile de Σ_i c'est à dire la partie à laquelle sera appliqué l'algorithme de détection des cibles.

Prenons un exemple simple pour expliquer le principe de raccordement. On suppose que la surface à traiter s'est déplacée trois fois au cours du traitement.

On aura donc $i = 0,1,2,3$ (figure 8).

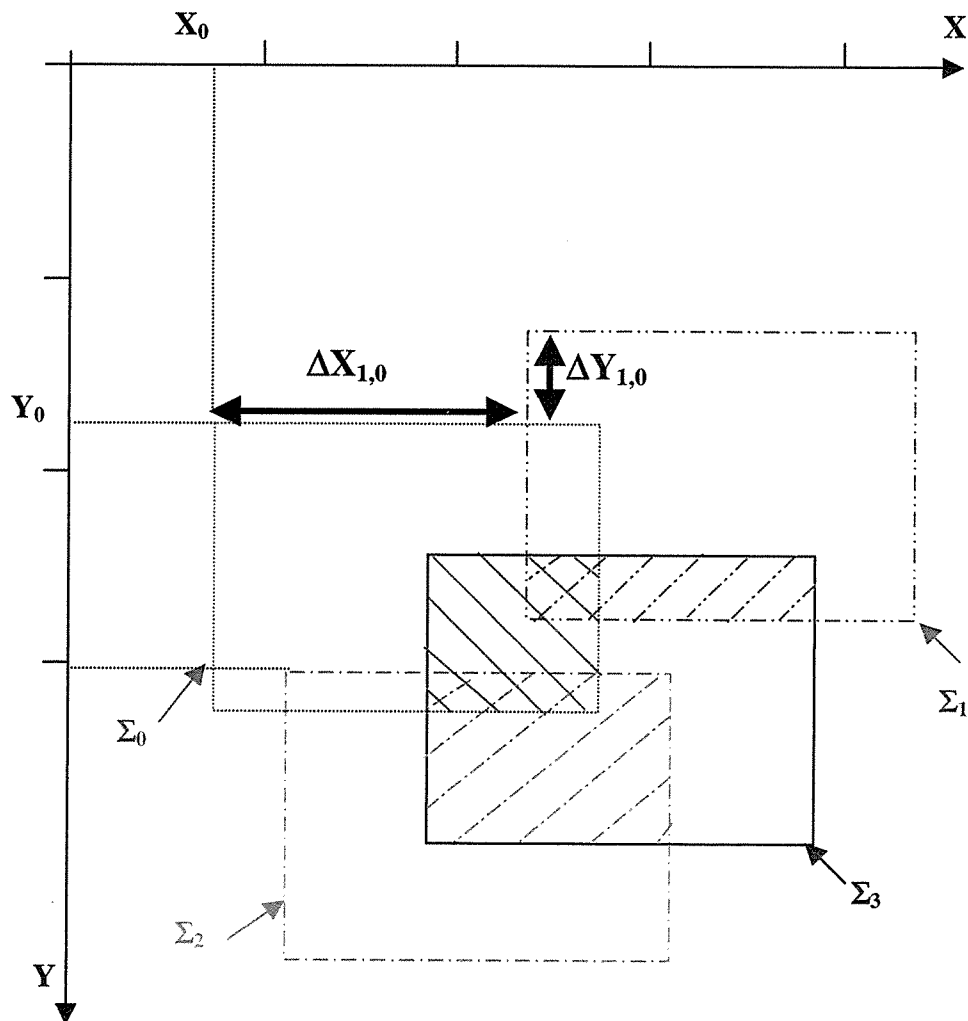
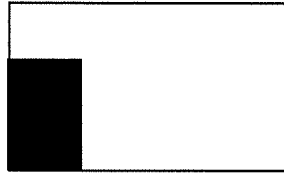
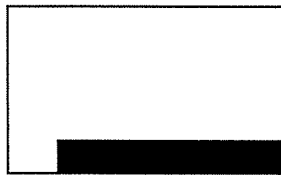


Figure 8 : Représentation schématique du déplacement de la surface cible.

- La première image laser va correspondre à toute la surface initiale Σ_0 .
- Le premier déplacement conduit à la superposition de Σ_1 avec Σ_0 . Le masque est le suivant :



- Au cours du second déplacement Σ_2 ne se superpose pas avec Σ_1 mais elle se superpose avec Σ_0 . Le masque qu'il faut considérer pour appliquer l'algorithme de détection des cibles est le suivant :



- Au cours du troisième déplacement Σ_3 se superpose avec toutes les surfaces précédentes. Ainsi le masque est donné par :



Dans le cas général et pour une succession de déplacements de la surface objet l'algorithme est donné dans le paragraphe suivant.

F.2 Algorithme

Dans chaque boucle de traitement l'algorithme de raccordement d'image est représenté schématiquement par la figure 9. L'algorithme associé au sous programme I permet de déterminer la zone utile dans chaque image et il est donné par la figure 10. Le sous programme II de détection des cibles dépend de l'application.

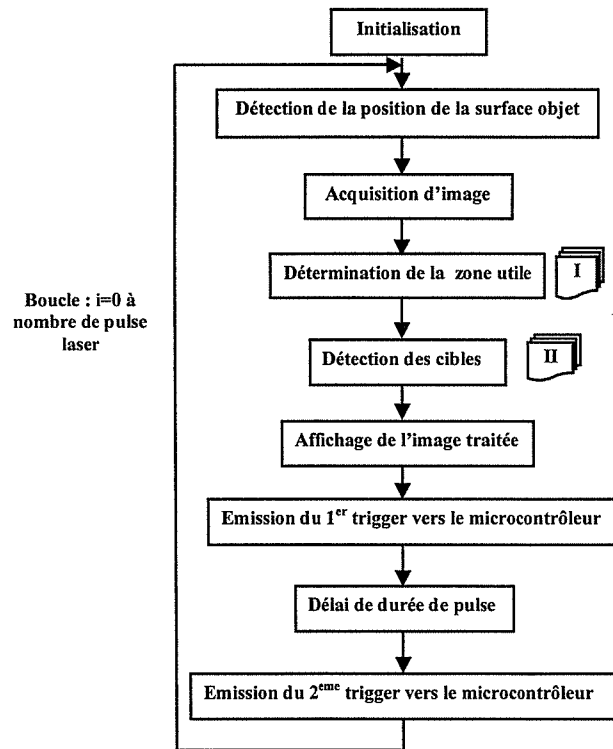


Figure 9 : Les étapes à suivre pour ajuster les doses lors d'un recouvrement de petites surfaces.

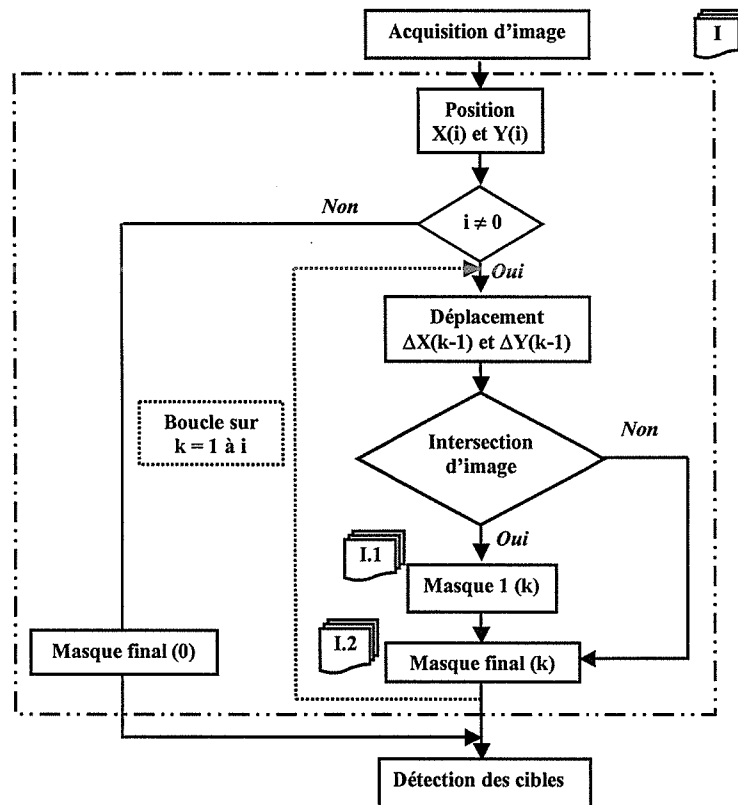
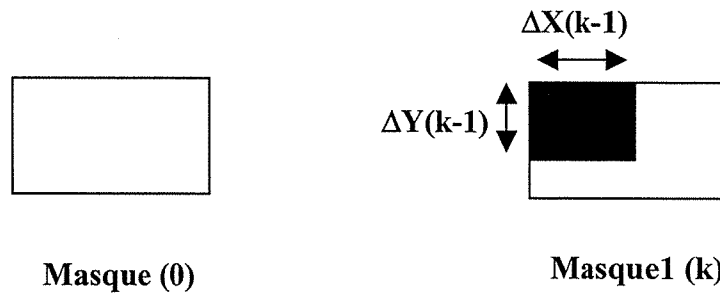


Figure 10 : Détermination de la zone utile dans chaque surface à traiter.

Le sous programme I.1 de la figure 10 permet de déterminer le masque intermédiaire masque1(k) calculé lorsqu'il y a superposition entre les images. Pour cela on fait appel à la fonction ImaqShift de la bibliothèque IMAQ VISION.

La fonction ImaqShift(masque1(k), masque(0), $\Delta X(k-1)$, $\Delta Y(k-1)$, 0) permet de déplacer les pixels du masque(0) de $\Delta X(k-1)$ pixels horizontalement et de $\Delta Y(k-1)$ verticalement en remplissant par la valeur 0 le reste de l'image.

masque(0) n'est rien d'autre qu'une image blanche ;



Le sous programme I.2 de la figure 10 permet de déterminer le masque final masque final(k) qui n'est rien d'autre que la zone qui n'a pas été traitée dans tous les pulses précédents. Pour cela on fait appel à la fonction ImaqMask de la bibliothèque IMAQ VISION. La fonction ImaqMask(masque final(k), masque1(k), source) permet de copier l'image source vers le masque de la manière suivante : si un pixel p(m,n) du masque1 a la valeur 0 alors la fonction met 0 au pixel p(m,n) du masque. Sinon elle copie la valeur du pixel p(m,n) de la source vers le pixel p(m,n) du masque.

Enfin, le programme de raccordement d'images écrit sous Labwindows est donné dans l'annexe 5.

F.3 Résultat du raccordement

On dispose d'une surface à traiter constituée par des chiffres et des lettres considérées comme des cibles à irradier. La figure 11.a représente une séquence d'images de la surface à traiter au cours de déplacement dans le plan focal du dispositif. Le but est de localiser l'irradiation ainsi que d'attribuer la même dose pour chaque cible. Le choix d'une image constituée par des chiffres et des lettres nous permet de connaître visuellement l'efficacité de l'algorithme. En effet il est difficile d'analyser le résultat de l'algorithme si on utilise des images de la peau par exemple.

La figure 11.b représente la zone d'intérêt pour chaque image après l'application du programme de raccordement et la figure 11.c représente la détection des cibles dans chaque zone d'intérêt. Ici il s'agit de détecter les positions des cibles noires (chiffres et lettres), on a utilisé donc juste un seuillage sur le niveau de gris de l'image.

On voit bien que la totalité de la première image a été prise en compte. La deuxième image est identique à la première, ce qui indique qu'à ce stade il n'y a pas de déplacement. Toutes les cibles ont été traitées dans la première boucle c'est pourquoi la réponse laser sera nulle. On procède après à un déplacement à gauche au niveau du champ de la caméra. Il y aura donc une superposition avec les zones précédentes. Ainsi le chiffre 4 a été traité en deux fois, une partie dans la première boucle et l'autre partie dans la troisième. La même chose pour le chiffre 5 qui a été traité en trois fois correspondant à la troisième, quatrième et cinquième boucle. A la fin du déplacement on revient presque à la même position initiale ; Toutes les cibles ont été traitées dans les boucles précédentes. Ainsi la réponse laser sera nulle.

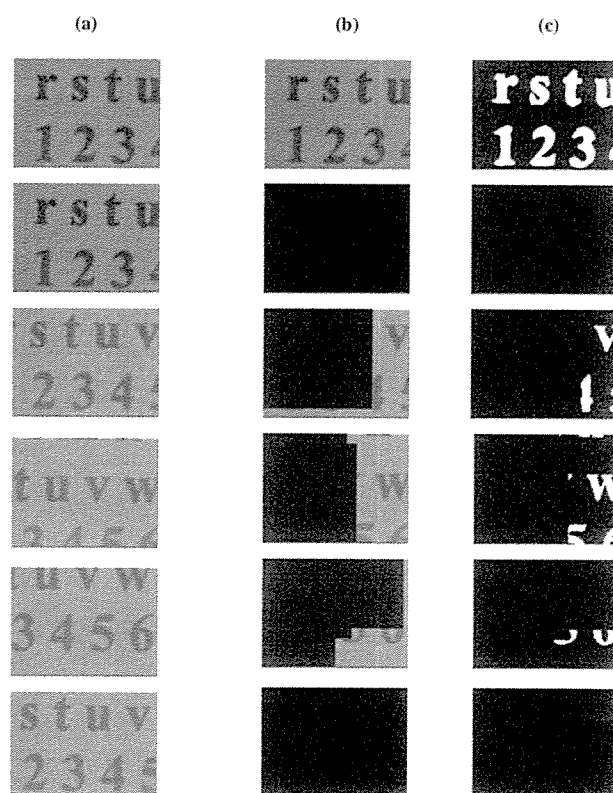


Figure 10 : (a) Séquence de la surface à traiter en déplacement, (b) Calcul de la zone d'intérêt et (c) Détection des cibles dans la zone d'intérêt.

Le dispositif de raccordement tel qu'il est décrit ne permet pas de faire face à une rotation de la surface. Pour cela il faudrait avoir deux corrélateurs aux extrémités de la surface pour mesurer sa rotation. Les calculs vont devenir beaucoup plus compliqués. Nous n'avons pas considéré la possibilité de rotation dans la mesure où cette configuration ne peut pas se présenter dans l'application que nous allons retenir (voir fin du chapitre 5). En effet le déplacement sera assuré par une platine motorisée XY, le corrélateur d'intensité sera remplacé par des capteurs de déplacement de la platine et seuls des mouvements de translations seront effectués.

Chapitre 5

Recherche d'applications dans le domaine biomédical

A. INTRODUCTION :

Comme nous l'avons annoncé dans l'introduction, le système étudié ne répond pas à une demande particulière définissant ses caractéristiques. Dès que l'on a pu avoir un premier fonctionnement illustratif du dispositif, nous l'avons montré à plusieurs personnes de différentes disciplines (biologie cellulaire, chirurgie ORL, urologie, oncologie, ophtalmologie, immunologie, dermatologie, hématologie, hépatologie...), pour avoir leur avis sur une application éventuelle dans leur domaine. Passé l'intérêt et l'enthousiasme de la démonstration amusante, il n'y a pas eu de réponse directe sur une application évidente du dispositif. En fonction des remarques faites par les thérapeutes, nous avons repris une analyse détaillée des "applications potentielles" au cas par cas. Nous avons beaucoup développé la première application "candidate" afin de mettre la démarche en place, puis nous sommes passés plus vite en ne présentant que les points clés.

Pour évaluer une application nous allons étudier les processus physiques mis en jeu et nous poser les questions suivantes : Quelle quantité d'énergie doit on délivrer sur la surface pour obtenir l'effet voulu ? Quelle est la durée de ce dépôt d'énergie ? Notre dispositif peut il délivrer cette énergie (éventuellement en modifiant sa conception) ? Existe - t - il une source de lumière appropriée sur le marché pouvant être connectée ? Les propriétés de la nouvelle forme de distribution de la lumière sont elles susceptibles d'accroître l'efficacité du traitement ? Les contraintes ergonomiques apportées par le dispositif sont elles supportables (y compris en faisant les modifications adéquates) ? Le temps de développement et les coûts sont ils cohérents avec le bénéfice médical potentiel ? Sachant que dans le domaine de l'innovation instrumentale, il faut accompagner le système et le faire évoluer jusqu'au bout de sa validation clinique pour le voir réellement exister. On se permettra une dernière question : a - t - on une réelle motivation pour consacrer plusieurs années de travail à l'application considérée?

Avant d'aborder les applications potentielles en dermatologie, il importe de résoudre un préliminaire technique. En effet, l'objectif de projection de la lumière traitante pour être lumineux doit être très ouvert et n'a donc pas une forte profondeur de champ (inférieure au mm en pratique). Pour éviter la courbure de la peau et fonctionner à profondeur de champ réduite, une plaque de plexiglas peut être adaptée au dispositif (figure 1). Cette plaque permet également de maintenir une stabilité totale de la peau par rapport à l'appareil de traitement. Elle est fixée au dispositif par un support qui sert à maintenir la séparation entre le tissu et l'appareil.

Cette plaque est souhaitable de toute façon, même si la courbure de la peau est faible, elle permet une mise au point rapide et stable, il suffit pour cela d'appliquer la plaque. De plus, le temps de la boucle d'asservissement étant de l'ordre de la seconde, si on veut maintenir une stabilité à 30 μm près (résolution de l'appareil), la pression de la plaque sur la peau permet d'avoir cette stabilité relative entre la peau et l'appareil à l'échelle de la seconde.

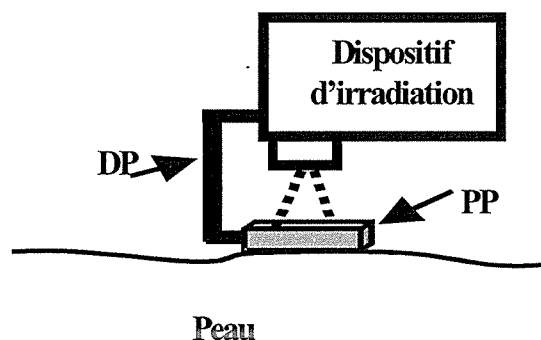


Figure 1 : Adaptation d'une plaque de plexiglas (PP) et d'une pièce de distance (DP) au système d'irradiation

B. APPLICATION A L'EPILATION LASER

Nous développons cette application de manière particulière pour plusieurs raisons :

- L'épilation laser a été l'application "pédagogique" permettant d'expliquer facilement l'intérêt du montage : il s'agit d'irradier uniquement les poils au lieu de toute la surface de la peau.

- Nous avons analysé les mécanismes de destruction du poil sur le plan de la physiologie afin de voir si on avait une chance d'améliorer le traitement en irradiant différemment.

- Cet exemple va également servir pédagogiquement à analyser les contraintes connexes : ergonomie, économie, bénéfice démontrable, utilité réelle, mode.... Ce qui nous permettra de traiter plus vite les autres cas d'applications.

B.1 Les techniques habituelles d'épilation

Les techniques traditionnelles telles que le rasage, l'épilation à la cire, les crèmes épilatoires ne permettent pas l'élimination définitive des poils.

L'électrolyse est utilisée comme technique d'élimination des poils superflus depuis 130 ans [29]. Dans l'électrolyse, un courant continu de faible niveau passe à travers les tissus entre deux électrodes. Ceci a comme conséquence d'endommager les tissus et de détruire les follicules pileux par la création d'une réaction chimique se produisant au bout d'une des électrodes. La thermolyse par contre utilise un courant alternatif de haute fréquence à bas niveau de tension et de courant, pour détruire thermiquement les follicules [30,31]. Ces techniques supposent l'insertion d'une aiguille dans l'infundibulum folliculaire parallèlement à l'axe du poil, avancée lentement jusqu'à ce que la base du follicule soit atteinte, à une profondeur de 3 à 4 mm. Les deux techniques sont toutefois associées à la douleur et à un risque non négligeable d'infection et de marques cicatricielles. Le procédé est par ailleurs extrêmement long. Des deux, la thermolyse (ou haute fréquence) présente un risque légèrement plus grand de marquage et de douleur [32,33] .

B.2 L'épilation laser

L'épilation laser est définie comme la suppression à long terme de la croissance des poils par application de la lumière laser au tissu. Elle est basée sur la technique connue sous le nom de "Photothermolyse sélective" [34,35]. Cette technique a été développée au début des années 80 pour le traitement des lésions vasculaires par des lasers impulsionnels à colorant [36]. Elle n'a cependant pas été identifiée comme technique d'épilation jusqu'à ce que ce soit devenu le sujet d'un brevet [37] et plus tard d'un communiqué scientifique [38].

La Photothermolyse est basée sur le principe de l'emploi de l'énergie d'un laser pour détruire sélectivement une cible sous la surface de la peau tout en laissant intacte la structure du tissu sain environnant. Il faut donc irradier la surface de la peau avec une source laser appropriée qui va seulement fixer son énergie dans la cible.

Pour que la photothermolyse sélective fonctionne bien, les critères suivants doivent être vérifiés :

- La cible doit contenir un chromophore qui peut sélectivement absorber la longueur d'onde particulière du laser employé; dans certains cas la cible primaire ne contient pas le chromophore approprié mais est suffisamment près d'une telle substance pour permettre sa destruction sélective par l'intermédiaire d'un mécanisme secondaire (c'est le cas dans le traitement des lésions vasculaires) ;

- Les tissus sains environnants doivent posséder le moins possible du chromophore ciblé, pour permettre à la lumière d'être librement transmise ;

- L'absorption de l'énergie du laser par les tissus sains ne doit produire aucun dommage durable ou irréversible ;

- La quantité de lumière laser atteignant la cible doit être suffisante, en intensité et en durée, pour induire l'effet clinique désiré, qui souvent sera le chauffage de la cible au-dessus d'un certain seuil et le maintien à ce niveau pendant une période donnée.

B.3 Le mécanisme de repousse des poils

Le poil se forme dans une sorte de poche sous la peau appelée 'follicule pileux'. Ce que nous voyons sortir n'est que la tige du poil qui est la partie kératinisée, durcie, de ce tissu pileux qui pousse à partir du follicule.

En détruisant le mécanisme de repousse avec une source laser appropriée, on peut aboutir à la destruction permanente des poils [39,40,41]. Les cellules qui induisent la croissance des poils se trouvent dans la région du follicule située entre le bulbe et le bulge, inclus [42] (figure 2).

Durant le cycle de vie des poils, ces cellules initient la croissance d'une nouvelle tige après une période de repos du follicule. A un moment donné, tous les follicules se trouvent dans une de ces trois phases [43] : anagène, catagène ou télogène (figure 3). La suppression de la repousse pileuse ne peut avoir lieu que lorsque le follicule est dans la phase anagène car c'est la seule phase où le poil est accroché au bulbe. La longueur de chacune des phases du cycle change de manière significative d'un endroit du corps à l'autre, ainsi que la proportion de follicules se trouvant dans une phase ou une autre à un moment donné. Il est donc nécessaire de faire plusieurs séances d'épilation espacées dans le temps.

En utilisant un laser aux paramètres appropriés, on pourra éliminer de façon contrôlée les cellules génératrices, le follicule ne pourra alors pas produire de nouvelles tiges, induisant la suppression durable de la repousse.

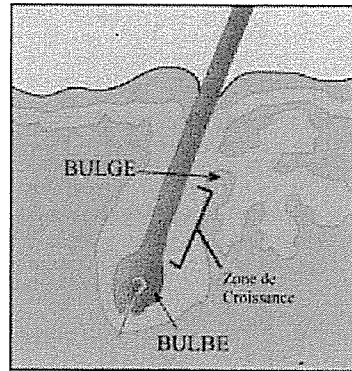


Figure 2 : Structure du poil

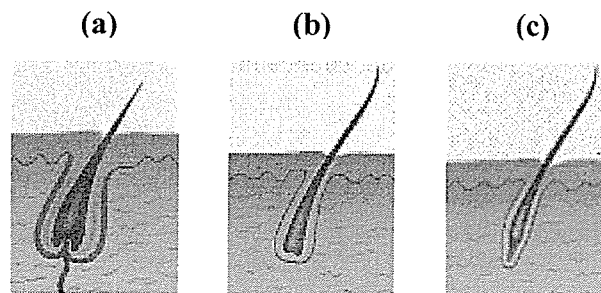


Figure 3 : Phases de développement des poils : (a) **Anagène** : Phase de croissance, (b) **Catagène** : Phase de régression et (c) **Telogène** : Phase de repos.

B.4 Le choix des paramètres laser appropriés

Les paramètres laser clef applicables à la photothermolyse sélective sont : la longueur d'onde, la durée d'impulsion et la densité d'énergie.

B.4.1 Le choix de la longueur d'onde :

L'observation de la structure physique de la peau et des follicules pileux montre que les plus proches chromophores convenant à l'absorption de l'énergie laser sont les mélanines de la tige du poil. La lumière laser doit passer à travers des couches supérieures de la peau pour être absorbée par la tige à une profondeur correspondant à la localisation des cellules génératrices. La partie du follicule qui contient ces cellules est située dans le derme [42]. Par conséquent la lumière laser doit passer par l'épiderme et le derme supérieur avant d'interagir avec la tige du poil. Puisque la lumière doit passer

par différentes couches cutanées avant d'agir, les chromophores contenus dans la peau influencent le choix de la longueur d'onde.

Pour que la lumière pénètre dans la peau à la profondeur désirée, le proche infrarouge et la partie visible du spectre sont les plus appropriés. En dehors de ces longueurs d'onde, la teneur en eau de la peau absorbe la lumière incidente trop fortement. Dans le rouge et le proche infrarouge, les chromophores principaux de la peau sont les mélanines et les oxyhémoglobines, dont les spectres d'absorption sont montrés sur la figure 4.

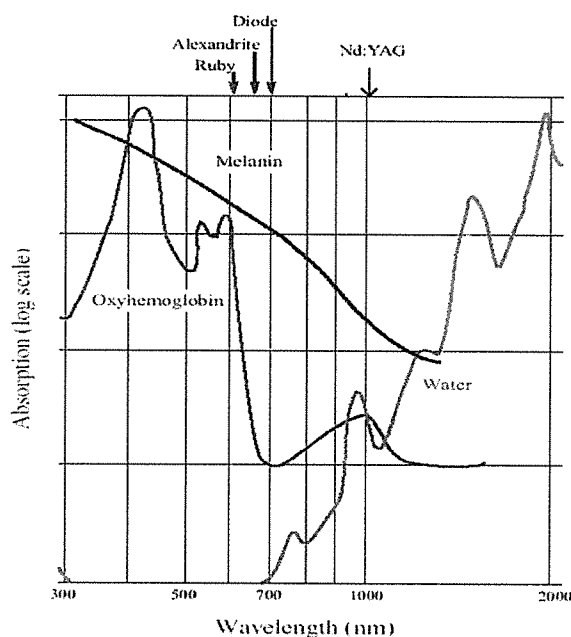


Figure 4 : Absorption des différents chromophores en fonction de la longueur d'onde. Lasers à Ruby de longueur d'onde 694 nm, lasers alexandrite de 755 nm, diode laser de 800 nm et lasers Nd:YAG de 1064 nm [44].

La longueur d'onde idéale doit correspondre à une absorption élevée dans les structures cible avec une absorption minimale dans le tissu environnant. Les spectres d'absorption montrent que la zone où l'action de la lumière est forte pour la mélanine et faible pour la vascularisation environnante se trouve dans la gamme du rouge et proche infrarouge. L'interaction avec l'oxyhémoglobine est alors faible, limitant de ce fait les dommages potentiels au réseau capillaire de la peau.

Il y a deux avantages distincts de choisir une longueur d'onde dans ce domaine. Premièrement la lumière laser pénètre la peau à une profondeur maximum étant donné qu'il n'y a pas ou peu de chromophores pour l'en empêcher ; Deuxièmement, comme il y

qu'il n'y a pas ou peu de chromophores pour l'en empêcher ; Deuxièmement, comme il y a peu d'interaction avec la vascularisation, le risque d'ecchymoses et d'hypopigmentation post-opératoires est faible.

B.4.2 Sélection de la durée du pulse

L'objectif est d'induire une nécrose thermique des cellules génératrices. La chaleur détruit ces cellules par effet secondaire : l'énergie de la lumière incidente est absorbée par la tige du poil puis, par diffusion thermique aux tissus environnants atteint les cellules génératrices qui sont à proximité immédiate.

Une interaction photothermique exige une durée d'impulsion du même ordre de grandeur que la durée de relaxation thermique des tissus impliqués [35,45,46]. Les impulsions de moins d'une microseconde induisent en général une rupture photomécanique du tissu. Des impulsions laser de cette durée sont typiquement produites par des lasers Q-switch avec des durées de l'ordre de 20-40 nsec et sont principalement employées pour le traitement des tatouages et des taches pigmentaires [47].

La limite supérieure de durée d'impulsion peut être déterminée par le seuil de nécrose du tissu, c'est-à-dire quand des dommages irréversibles sont provoqués par la génération de chaleur. On sait que quand des cellules sont maintenues approximativement à 70°C pendant un temps de l'ordre de 1 ms, les protéines essentielles sont dénaturées et que la nécrose cellulaire s'instaure. Alors qu'il est nécessaire d'induire cette nécrose dans les cellules commandant la croissance du poil, la génération de nécroses non spécifiques dans le tissu environnant mènera à la formation de cicatrices et à un résultat esthétiquement inacceptable [48].

En partant des propriétés physiques de la cible, on définit la durée d'impulsion nécessaire pour une élévation de température maximale en calculant le temps de relaxation thermique de la cible [49]. Le temps de relaxation thermique d'un corps est le temps que celui-ci met pour se refroidir à 50 % de sa température maximale. Pour un corps de forme cylindrique (un poil ou un vaisseau par exemple) ce temps est donné par :

$$\tau_r = d^2/16\alpha \quad ,$$

où: τ_r est le temps de relaxation thermique, d est le diamètre de la structure (ici le diamètre extérieur du poil), α est le coefficient de diffusion thermique du tissu.

$\alpha = k/\rho C_p$, où k est la conductivité thermique, ρ est la densité et C_p est la chaleur spécifique de la structure.

Il existe deux méthodologies différentes ;

i) La première suppose que la cible est le follicule lui-même et que donc le calcul du temps de relaxation thermique doit être effectué en utilisant les paramètres physiques du follicule. Ceci produit une durée théorique d'impulsion de 30 à 50 ms, fonction de la taille du follicule [38].

ii) La seconde, retient la tige du poil comme cible. C'est ce choix que nous retenons puisqu'il est clair que la mélanine est seulement présente dans le poil et pas dans le follicule.

En utilisant l'équation ci-dessus, la durée d'impulsion obtenue avec les propriétés physiques de la tige du poil est de l'ordre de 300 ms à 1 s selon le diamètre des poils (le coefficient de diffusion thermique du follicule est beaucoup plus élevé que celui de la tige c'est pourquoi le temps de relaxation du follicule est beaucoup plus faible que celui de la tige).

B.4.3 Choix de la densité d'énergie

Il est clair que plus la densité d'énergie est grande, plus l'énergie thermique atteignant la tige du poil puis, par conséquent, les cellules génératrices est grande. Le problème posé est le suivant : comment faire absorber suffisamment d'énergie à la tige du poil sans endommager la surface de la peau, tout en tenant compte de l'existence d'un peu de mélanine (le chromophore cible) dans le derme et la basale épidermique. La densité d'énergie suffisante pour induire la nécrose des cellules génératrices, tout en maintenant l'intégrité des structures de la peau, peut être prévue par modélisation confirmée par évaluation clinique. Par ailleurs, les facteurs tels que l'endroit du corps et le type de peau détermineront comment la peau réagit à l'énergie du laser. En général, des fluences de l'ordre de 10 à 50 J/cm² sont convenables.

Dans tout ce chapitre, sauf précision contraire, on raisonnera sur la base du traitement d'une surface par une impulsion unique délivrant une fluence en J/cm².

B.5 Le refroidissement

Pour diminuer les effets secondaires certains adaptent aux dispositifs de traitement des systèmes de refroidissement. Plusieurs méthodes de refroidissement cutané sont utilisées pour protéger l'épiderme [34,46,50,51] et ainsi diminuer les risques de

changement pigmentaires post-traitement en plus de diminuer la douleur durant le traitement. Il y a le refroidissement passif et le refroidissement actif avec ou sans contact. Le refroidissement passif est réalisé en utilisant un gel à base d'eau pré-refroidie ou de la glace [50,52]. Le refroidissement actif sans contact est réalisé en utilisant un jet de cryogène [34] ou de l'air froid à -18° C. Le refroidissement actif avec contact est réalisé en utilisant une plaque de métal froide ou une lentille de contact froide (saphir, quartz) [34,45,52].

B. 6 Les lasers épilatoires existant sur le marché :

B.6.1 Le laser rubis :

Ce laser est l'ancêtre qui a ouvert la voie aux autres lasers. Il est commercialisé en 1995 pour l'épilation. Ce laser a trois désavantages : Premièrement, il est très volumineux et pèse plus de 300 kilos, deuxièmement, il est peu fiable et son coût d'entretien est élevé, finalement, sa longueur d'onde (694 nm) et son temps d'impulsion (3 ms) risquent de créer des taches blanches après le traitement. Le risque de blessure épidermique est trop grand (hypopigmentation transitoire). Ce laser n'est presque plus utilisé de nos jours.

B.6.2 Le laser alexandrite :

En 1997, l'industrie du laser médical s'est rattrapée en commercialisant un laser avec une longueur d'onde plus élevée : le laser alexandrite à 755 nm. Un laser appréciable qui a dominé le marché pendant un certain temps (1998- 1999). Il est toujours très utilisé et il offre de grandes tailles de faisceau et un scanner sur certains modèles. On doit quand même être prudent pour l'épiderme puisque sa longueur d'onde peut causer une hypopigmentation. Malheureusement, il est coûteux à faire fonctionner et il est non portable. Prenons le cas du laser Apogée 5500 du fabricant Cynosure, il peut émettre sur une surface de 1 cm^2 jusqu'à 50 J/cm^2 indépendamment de sa durée d'impulsion située entre 0,5 ms et 300 ms, à une cadence de 3 Hz.

B.6.3 La diode laser :

En 1998, la diode laser est commercialisée pour l'épilation. Ce laser domine maintenant le marché depuis 1999. Sa longueur d'onde vers 800 nm permet de traiter plusieurs types de peau et minimise le risque de taches hypopigmentées post-traitement. Le modèle LightSheer XC du fabricant Lumenis délivre sur un carré de 12 mm de côté

entre 10 et 100 J/cm² les durées pouvant aller de 5 à 400 ms et la puissance crête étant de 2900 W, la cadence pouvant atteindre 2 Hz. Une autre approche est la barrette de diodes lasers continues, le modèle DS-66 CA de Nidek propose jusqu'à 60 W d'émission continue, des impulsions entre 5 et 700 ms avec un taux de répétition pouvant atteindre 15 Hz, un spot entre 2 et 5 mm de diamètre, les fluences peuvent atteindre 400 J/cm².

B.6.4 Le laser Nd:YAG :

Le laser Nd:YAG à 1064 nm (avec Q-switching) fut le premier laser approuvé par le FDA (Food and Drug Administration) en 1995 pour l'épilation. Malheureusement, les résultats ne furent pas à la hauteur des attentes. La technique était sous-optimale puisqu'on épilait la région traitée à la cire au préalable avant de procéder au laser. De plus, le temps d'impulsion était trop court et les particules de carbone appliquées après la cire ne pénétraient pas assez profondément dans le follicule pileux. Le Nd:YAG refait surface maintenant avec un temps d'impulsion plus long. Son principal avantage réside dans sa capacité de traiter les peaux foncées avec moins de risques. Par contre, sa longueur d'onde élevée (diminution du coefficient d'absorption de la mélanine) doit être compensée par une fluence d'utilisation plus élevée pendant les traitements, ce qui se traduit par des traitements plus douloureux. De plus, il éprouve de la difficulté à compléter les traitements à la fin du processus de miniaturisation des poils. Lorsque le poil est plus petit et plus fin, il contient moins de pigment, il est donc plus difficile pour le laser Nd:YAG de le traiter efficacement. Les caractéristiques typiques des lasers les plus puissants utilisés à 1064 nm sont : énergie par pulse de 40 J, durée de pulse entre 20 et 100 ms, diamètre de spot entre 1 et 5 mm, fréquence jusqu'à 10 Hz, fluence jusqu'à 900 J/cm² (Modèle Lyra i du fabricant Laserscope). Pour la longueur d'onde de 532 nm on trouve par exemple 2 J par impulsion, jusqu'à 240 J/cm² pour la fluence pour des durées comprises entre 1 et 50 ms à une cadence jusqu'à 10 Hz pour un spot entre 1 et 5 mm de diamètre (modèle Aura i de Laserscope).

B.6.5 La lampe flash IPL (Intense Pulsed Light):

La cohérence de la lumière laser n'est pas indispensable à l'efficacité du traitement. L'avantage principal de la lampe flash est son faible coût initial à l'achat. Par contre, la lampe flash est instable et doit être remplacée fréquemment (tous les quelques milliers de pulsations), ce qui, à long terme, augmente le coût d'entretien. De plus, la pièce à

manipuler est lourde et l'intensité peut varier quelque peu d'une lampe à l'autre. Ce phénomène amène un autre problème puisqu'il faut réajuster les paramètres de traitement chaque fois qu'une nouvelle lampe est utilisée. Il y a peu de publications sur les études cliniques avec ces lampes. De nombreux modèles sont disponibles sur le marché. Les surfaces éclairées sont grandes, de 1 à 4 cm² selon les modèles, avec des fluences jusqu'à 90 J/cm² dans la bande 500–1200 nm, une durée de pulse autour de la dizaine de ms et une cadence inférieure à 0,5 Hz.

B.7 Faisabilité de l'épilation laser par notre dispositif :

B.7.1 Proposition de stratégie d'irradiation :

Devant la difficulté d'augmenter les flux tout en préservant les zones environnantes il nous a semblé plus efficace de localiser les tirs laser uniquement sur les poils. Ceci doit permettre d'augmenter les doses au niveau des poils sans se soucier de l'échauffement de la peau puisqu'elle n'est pas éclairée autrement que par le résidu de lumière diffuse. La chaleur sera ensuite conduite par la tige (figure 5) jusqu'à la racine permettant la destruction de la partie de la tige responsable de la croissance du poil.

Pour réaliser ceci, la zone de la peau à épiler est rasée avant le traitement (figure 6.a), par traitement d'image on localise les positions des poils pour obtenir une image binaire où seuls les pixels correspondant aux positions des poils sont mis en blanc et le reste en noir (figure 6.b). Le traitement d'image comporte deux étapes : la première étape consiste à définir un seuil sur les couleurs et la deuxième étape consiste à définir un seuil sur le niveau de gris. L'image traitée est transmise au modulateur spatial de lumière qui sera conjugué avec la peau. On aura donc une répartition spatiale de l'irradiation localisée juste sur les poils.

L'avantage de notre stratégie est d'une part qu'elle permet de préserver la peau de l'irradiation ce qui n'est pas le cas pour les méthodes utilisant une irradiation uniforme de toute la surface à épiler et d'autre part elle est capable de traiter plusieurs poils à la fois.

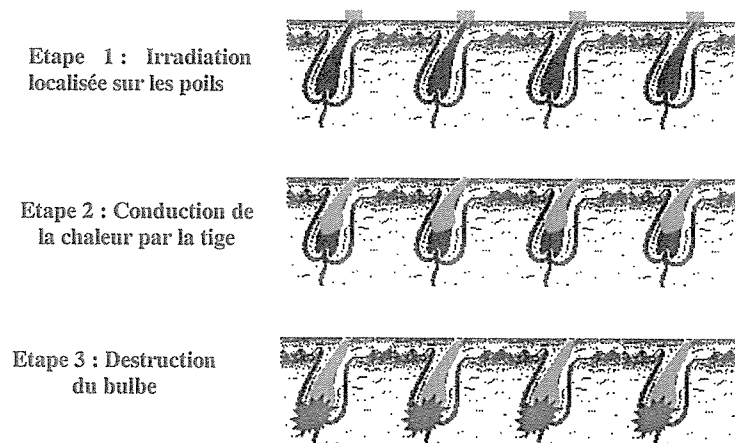


Figure 5 : Les étapes de destruction des poils d'une peau rasée

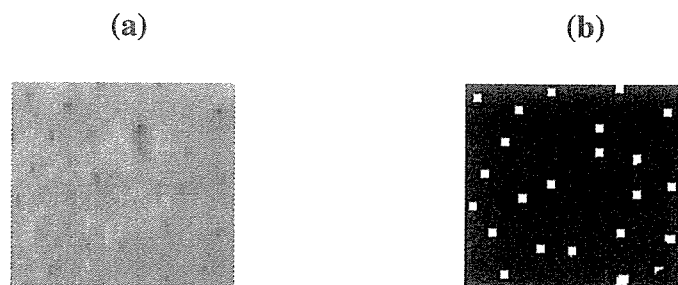


Figure 6 : (a) Image de la peau rasée et (b) Image traitée correspondante

B.7.2 Considérations des flux

La limitation essentielle de notre dispositif est l'énergie délivrable sur la surface à cause des modulateurs spatiaux de lumière qui ne peuvent résister qu'à un flux limité : de l'ordre de 1 W en sortie du système à LCD (voir chapitre 2). Dans notre type de montage, en tenant compte de la durée du traitement d'image, de la nécessité de déplacer la surface à traiter entre deux suites de tirs, on ne traitera pas la surface en moins d'une seconde. Le problème de résistance du modulateur étant thermique, on peut supposer que l'on dispose donc de 1 J en sortie du modulateur pour délivrer la fluence sur la surface à traiter indépendamment de la durée de l'impulsion ou du train d'impulsions (au cas où la fluence serait délivrée en plusieurs fois pendant la seconde). On doit délivrer une fluence typiquement entre 10 et 50 J/cm². Pour atteindre 50 J/cm², Il faut une surface de 2 mm² soit de 1.4x1.4 mm.

Pour une configuration à modulateur DMD, on peut obtenir une puissance moyenne de 4 W en sortie de système (voir chapitre 2), cela donne une surface 4 fois plus grande que précédemment soit de l'ordre de 8 mm² (2.8 x 2.8 mm). Même pour un

montage à DMD optimisé pour la puissance transmise à la surface, la surface que nous avons retenue dans notre montage 6 x 4.5 mm est presque trop grande : avec cette surface nous pouvons espérer délivrer des fluences de 15 J/cm², ce qui est peu pour l'épilation.

Les lasers que l'on peut mettre en amont du montage ne sont pas la limitation d'après les caractéristiques que l'on vient de rappeler au paragraphe B6. En effet l'épilation laser concerne des grandes surfaces de plusieurs dizaines de cm². On devra donc raccorder les surfaces de traitement en gardant un intervalle de recouvrement. L'ajustement des doses est fait en utilisant la méthode décrite au chapitre 4. Pour épiler par exemple une surface de 5x5 cm avec une surface de base de 28 mm² (6x4.5 mm), il faut 1 s par irradiation, 1s pour déplacer la surface, de l'ordre de 2 mm d'intersection en X et Y, soit environ 12 déplacements dans le sens de la longueur du rectangle (6 mm moins 2 mm d'intersection) de base et 20 dans le sens de la largeur (4.5 mm moins 2 mm d'intersection). Ainsi le traitement prend 8 minutes et le thérapeute aura dû délivrer au minimum 240 tirs. Pour que les déplacements soient corrects le thérapeute devra être guidé par des sons liés à la mesure des déplacements par le corrélateur d'intensité. L'opération est possible mais reste fastidieuse. Nous avons raisonné en travaillant avec une surface de 28 mm² qui ne permet que 15 J/cm², si nous devons réduire la surface d'un facteur 4 pour pouvoir atteindre 60 J/cm², on en est presque au traitement poil par poil.

Si on s'en tient au processus de photothermolyse sélective tel qu'il est connu, la limitation de la résistance au flux des modulateurs spatiaux de lumière va nous obliger à travailler avec des surfaces trop petites pour que la manipulation du dispositif soit confortable.

D'un point de vue ergonomique il faudra ajouter en sortie du dispositif un endoscope flexible (voir schéma de principe chapitre 2). En effet le dispositif peut difficilement descendre en dessous de la taille d'un vidéoprojecteur et n'est donc pas manipulable à la main. Les optiques et l'insertion de la lumière dans l'endoscope feront facilement perdre encore 50 % de l'énergie.

Voyons si notre approche peut avoir potentiellement des bénéfices suffisants pour justifier les contraintes dues aux surfaces unitaires de traitement faibles.

L'obligation de réaliser plusieurs séances à cause des différentes phases de croissance du poil précédemment évoquées ne sera pas modifiée par notre approche. Par

contre, l'épilation des poils blancs n'est pas possible par les techniques actuelles pour deux raisons :

- la mauvaise absorption différentielle entre la peau et le poil ce qui fait que la peau est plus facilement endommagée
- la mauvaise conductivité thermique du poil blanc qui fait que la chaleur n'arrive pas à la base de la tige.

Du point de vue de notre dispositif, on peut espérer augmenter les doses sur le poil blanc, sans endommager la peau, mais cela oblige à travailler avec des fluences plus élevées et donc des surfaces encore plus petites, et donc aggraver l'ergonomie du dispositif. De plus les poils blancs sont difficiles à détecter au traitement d'image. Ils peuvent être teints ce qui résout le problème de localisation sans changer les paramètres thermiques. Une telle pratique alourdit cependant la procédure de traitement.

L'épilation laser par ce dispositif n'est pas fondamentalement impossible, il faudrait pour être à l'aise d'un point de vue ergonomique que les modulateurs spatiaux de lumière gagnent un facteur 5 à 10 de résistance au flux. Il est peu probable que cette évolution arrive rapidement. Augmenter la résistance au flux des modulateurs spatiaux de lumière est un enjeu important pour la vidéoprojection, et si cela n'est pas fait, c'est qu'il y a de très sérieuses difficultés.

A priori on ne voit pas non plus de raisons fortes pour que ce dispositif change fortement les données du traitement. L'état actuel de l'art satisfait aussi bien le thérapeute que le patient (ou plutôt client dans ce cas).

Il faudrait entamer une étude clinique en travaillant sur de petites surfaces par le dispositif actuel pour se fixer sur l'intérêt de cette nouvelle forme de sélectivité. Nous pensons avoir mieux à faire, et nous laissons donc de côté cette application. Nous nous contenterons de publier en détail ces limitations en flux.

C. APPLICATION AU TRAITEMENT DES LÉSIONS VASCULAIRES

Comme pour le cas de l'épilation laser, le traitement des lésions vasculaires se base sur la technique de photothermolyse sélective [34,35] sauf que les lasers vasculaires ont des longueurs d'onde qui visent l'oxyhémoglobine. Ces lasers traitent les rougeurs associées à certains problèmes cutanés comme les angiomes plans, la couperose et les taches de vin.

C.1. Les lasers vasculaires

C.1.1. Généralités

Plusieurs types de lasers sont utilisés dans le traitement de certaines dysplasies vasculaires à l'exclusion des angiodyplasies veineuses ou artério-veineuses :

- le laser Argon avec ou sans pièce à main automatisée ;
- le laser à colorant continu avec ou sans pièce à main automatisée ;
- le laser à vapeur de cuivre avec pièce à main automatisée;
- le laser YAG doublé en fréquence, avec pièce à main automatisée ;
- le laser à colorant pulsé.

Chacune de ces longueurs d'onde (tableau 1) correspond à une absorption relativement forte par l'oxyhémoglobine. Leur emploi est donc possible dans le traitement des dysplasies vasculaires telles qu'angiomes plans et télangiectasies.

Plus que par leur longueur d'onde, ces lasers diffèrent par leur durée d'impulsion. On peut distinguer trois types de systèmes lasers :

- les lasers émettant en mode continu ou pseudo continu, sans pièce à main automatisée. Il s'agit des lasers YAG doublés, lasers Argon et lasers à colorant continu ;
- les lasers continus ou pseudo-continus avec pièce à main automatisée (lasers Argon, à colorant continu, YAG doublé et à vapeur de cuivre). La pièce à main automatisée de type Hexascan permet de juxtaposer les impacts, sans recouvrement, et de délivrer des impacts courts, de l'ordre de 30 à 60 millisecondes [53];
- le laser à colorant pulsé. La durée d'impulsion est de 450 μ s. Les impacts sont de grand calibre (5 à 7 mm de diamètre), un recouvrement partiel est possible.

Tableau 1. Caractéristiques des lasers vasculaires

Lasers	Longueur d'onde	Mode d'émission Durée d'impulsion
Laser Argon	488-514 nm	continu avec ou sans pièce à main automatisée
Laser Nd : YAG doublé en fréquence	532 nm	pseudo-continu avec ou sans pièce à main automatisée
Laser à colorant continu	577 ou 585 nm	continu avec ou sans pièce à main automatisée
Laser à vapeur de cuivre	578 nm	pseudo-continu avec pièce à main automatisée
Laser à colorant pulsé	585 nm	sans pièce à main automatisée (450 microsecondes)

C.1.2. Interaction peau-lumière : différences suivant les lasers vasculaires

Le point commun aux différents lasers vasculaires est d'avoir une longueur d'onde autorisant l'absorption de la lumière par l'oxyhémoglobine. Ceci entraîne des lésions des parois vasculaires plus ou moins spécifiques. Les lésions varient essentiellement en fonction des durées d'impulsion des lasers, et à un moindre degré, en fonction des longueurs d'onde [54]. Le laser à colorant pulsé provoque une thrombose vasculaire secondaire à une rupture pariétale, avec dégénérescence de la paroi vasculaire. Les anomalies dermiques et épidermiques se limitent à un œdème épidermique, puis, le lendemain, à un œdème du derme. Il n'y a pas de phénomène de nécrose. À un mois, les parois vasculaires sont rétractées, sans fibrose dermique.

Le laser Argon provoque une nécrose épidermique, avec séparation de la jonction dermoépidermique visible au septième jour. Un certain degré de nécrose dermique, associé à la nécrose des parois vasculaires, est visible. Un mois après, on observe une fibrose dermique. Ceci peut être rapproché de la fréquence initiale des anomalies texturales, voire des cicatrices observées lors de l'utilisation du laser Argon pendant les années 1980, en mode continu, sans pièce à main automatisée [53]. Lorsque la durée d'impulsion dépasse nettement le temps de relaxation thermique du vaisseau traité, il s'ensuit une diffusion thermique non négligeable dans le derme : le traitement n'est plus sélectif. Ceci a conduit à la définition du principe de la photothermolyse sélective, obtenue par le laser à colorant pulsé. Pour un vaisseau dysplasique de l'ordre de 100 microns, ce temps de relaxation thermique est de 5 millisecondes, soit environ 10 fois plus que la durée typique d'une impulsion de laser à colorant.

La recherche d'une meilleure tolérance a conduit à la réalisation de pièces à mains automatisées, procurant certains avantages théoriques :

- la durée minimale des impulsions varie d'une à quelques millisecondes suivant la pièce à main automatisée;
- cette durée est reproductible;
- les impacts sont juxtaposés;
- une focale fixe.

Il en découle une optimisation de la tolérance [53, 55] pour les lasers continus : la pièce à main automatisée entraîne une diminution très nette du risque de cicatrices hypertrophiques, et, à un moindre degré, des risques d'atrophie et de leucodermie [55].

Le principe de la photothermolysé selective permet le traitement des angiomes plans aussi bien chez l'adulte que chez le nourrisson, ainsi que sur les zones les plus fragiles, telle une paupière [56,57] .

L'intérêt pratique d'un traitement précoce est multiple :

- la surface à traiter est plus réduite, l'angiome s'étendant en surface parallèlement à la croissance de l'enfant, le traitement nécessite un nombre moyen de séances plus faibles [58, 59, 60] ;

- un traitement réalisé avant la scolarisation évitera tout risque de retentissement psychosocial [59].

Des impacts-laser de durée plus brève ne visent pas à améliorer l'efficacité du laser, mais à en optimiser la tolérance.

L'efficacité dépend de nombreux facteurs, certains étant mieux précisés, tels que :

- le diamètre des vaisseaux traités ;
- leur profondeur ;
- la teinte de l'angiome, qui semble corrélée aux deux premiers facteurs ;
- l'âge du patient, (plus ou moins corrélé aux précédents facteurs ...) ;
- la topographie des lésions.

Fiskerstrand et coll. [61] ont étudié la réponse de 30 patients (ayant un angiome plan) à un traitement par laser à colorant pulsé. Des biopsies ont été réalisées avant traitement pour déterminer la profondeur, la densité et le diamètre des vaisseaux dysplasiques. Puis un traitement a été réalisé à cinq reprises : 6 patients sur 30 ont répondu faiblement (20 %) ; 8 patients sur 30 ont eu un pâlissement modéré des lésions ; 16 patients (53 %) ont eu une bonne réponse au traitement.

La réponse était liée à des différences significatives pour la densité, la profondeur et le diamètre des vaisseaux. Les vaisseaux des angiomes (bons répondeurs) étaient plus superficiels que ceux des répondeurs modérés ou faibles. Ces observations expliquent qu'un angiome plan rose peut répondre moins bien qu'un angiome rouge du fait d'une localisation plus profonde de vaisseaux fins. À l'inverse le caractère superficiel des angiomes rouges pourrait expliquer une meilleure réponse au traitement.

Nous pouvons aussi conclure sur la relative hétérogénéité des angiomes, qui varient sur les plans de la taille et la topographie de l'angiome, la profondeur, la densité, le diamètre des vaisseaux dysplasiques, et l'âge du patient.

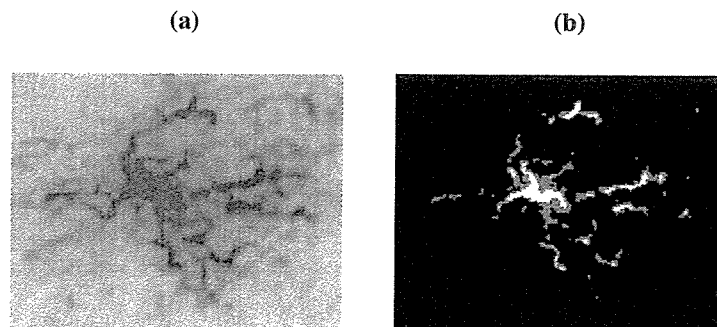
Renfro et Geronemus [62] ont précisé la différence de réponse des angiomes plans à un traitement par laser à colorant pulsé, en fonction de la topographie. Ils ont analysé

une série de 259 cas (137 adultes et 122 enfants), en fonction de l'efficacité. Des différences importantes apparaissaient en fonction de la région traitée, et, pour le visage, du dermatome concerné. Pour un nombre de traitements variant de 1 à 8, les régions répondant le mieux étaient la paupière et la région orbitaire, suivies de la tempe, puis de la face latérale des joues, puis du cou, et de la nuque. Dans ce cas, le taux d'excellents répondeurs était de 70 à 80 %. Ensuite venait la région nasale, alors que la région médio-centrale de la joue et la zone sus-labiale étaient les plus résistantes à traiter.

C.2 Faisabilité du traitement des lésions vasculaires par notre dispositif

C.2.1 Proposition de stratégie d'irradiation

Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre 4, notre système permet de délivrer des doses différentes à partir d'une puissance d'entrée fixe. La figure 7 montre un exemple où on peut délivrer les doses en fonction de la couleur des vaisseaux. Par traitement d'image on fait en premier lieu un seuillage sur la couleur en définissant un seuil haut et un seuil bas sur les trois composantes de la couleur (rouge, vert et bleu). En second lieu on définit un seuil haut et un seuil bas sur le niveau de gris. On attribue un niveau de gris de 255 aux pixels ayant des couleurs appartenant à l'intervalle de couleur retenu et ayant un niveau de gris supérieur au seuil haut. On attribue un niveau de gris de 128 aux pixels ayant une couleur appartenant à l'intervalle retenu et un niveau de gris appartenant à l'intervalle de niveau de gris retenu. Enfin on attribue un niveau de gris nul aux pixels qui ne vérifient pas les conditions précédentes. Ainsi les vaisseaux qui ont la couleur rouge foncée (les vaisseaux les plus épais) vont recevoir une dose double par rapport à celles les moins foncées (figure 7) .



**Figure 7 : Irradiation simultanée avec deux doses différentes
(a): Image de la lésion et (b): Détection de la lésion**

Dans le cas général, la dose est attribuée en fonction du diamètre d du vaisseau. Ce diamètre est déterminé par traitement d'image. La fluence maximale F_{max} à délivrer est donnée par le thérapeute selon son expérience. F_{max} correspond à la fluence effective à coaguler le plus large vaisseau de diamètre d_{max} .

- Si $d \geq d_{max}$ alors on attribue du blanc (niveau de gris égal à 255) aux pixels correspondant au vaisseau de diamètre d .

- Si $d < d_{max}$ alors on attribue un niveau de gris n aux pixels correspondant au vaisseau. Ce niveau de gris est proportionnel au diamètre du vaisseau et il est défini par :

$$n = E(255 d/d_{max}), E \text{ étant la partie entière.}$$

Ainsi chaque vaisseau de diamètre d reçoit une fluence donnée par :

$$F = (n/255) F_{max}$$

C.2.2 Considérations de flux

Le traitement des lésions vasculaires nécessite des fluences et des durées de pulses plus faibles que dans le cas de l'épilation laser. Les fluences typiques délivrées sont situées entre 3 et 15 J/cm², soit 4 à 5 fois moins qu'en épilation laser. La limitation en résistance au flux des modulateurs spatiaux de lumière nous permet d'envisager des surfaces plus grandes. Si on considère que l'on peut extraire 1 J du système à LCD et qu'on irradie à 10 J/cm², on peut travailler sur une surface de 10 mm² et sur une surface de 40 mm² (4 fois plus) pour un dispositif à DMD.

Pour une réalisation pratique le modulateur à DMD est incontournable. L'ergonomie serait potentiellement améliorée (n'oublions pas non plus ici la nécessité d'utiliser un endoscope relais qui fera perdre encore 50 % de l'énergie).

D'un autre côté les limitations essentielles du traitement des angiomes par laser sont les angiomes profonds, nous allons cibler la surface de manière sélective, mais cette sélectivité se perdra rapidement avec la diffusion. Nous pensons avoir peu de chances d'apporter une amélioration importante des traitements justifiant les moyens à mettre en œuvre pour y parvenir.

D. AUTRES DOMAINES D'APPLICATIONS EVALUES ET NON RETENUS

Afin de ne pas alourdir le manuscrit nous allons passer brièvement sur plusieurs domaines d'applications en soulignant le motif essentiel qui nous a amené à ne pas insister dans la voie, mais cette fois sans faire d'état de l'art du domaine.

D.1 Traitement des veines de grand diamètre

Il s'agit de veines ayant jusqu'à 2 mm de diamètre. Ces traitements se font à 1064 nm ou 532 nm avec des fluences très élevées allant jusqu'à 200 J/cm², les diamètres des spots sont de l'ordre de 1 mm, voir inférieurs. Le "Smart Scalpel" décrit au chapitre 1 semble être le dispositif le mieux indiqué pour aborder ce problème, il n'a pas de fortes limitations en fluence, sa vitesse, sa résolution et son mode de prélèvement de l'information (colorimétrique point par point) sont à priori compatibles. Nous n'avons pas trouvé de publications sur cette application par ce dispositif... est ce une question de temps ou de difficultés autres dont nous ne sommes pas conscients?... Pour notre part, notre limitation en fluence nous obligerait à réduire encore d'un facteur 4 les surfaces par rapport à l'épilation laser. Dans la mesure où il existe un dispositif à priori mieux approprié pouvant répondre à ce cahier des charges, nous laissons ce problème de côté.

D.2 Traitements de la vessie au bloc opératoire

Ce traitement se fait sous endoscopie rigide passant par les voies naturelles et sous circulation d'eau ce qui garantit une bonne qualité d'image. Les tumeurs cancéreuses se présentent essentiellement sous deux formes : des "anémones" structures tridimensionnelles, et des plaques fines. Les "anémones" sont retirées au bistouri électrique en entaillant en profondeur afin de retirer les éventuelles racines de la tumeur. Pour les plaques fines, c'est un traitement local de la totalité de la vessie à base de BCG. La destruction ciblée de ces tumeurs par la lumière ne présente aucun intérêt. Les "anémones" ont une structure trop en relief pour notre dispositif dont la profondeur de champ est limitée, le bistouri est une solution plus simple et plus sûre, le chirurgien sait bien ce qu'il enlève et la marge de sécurité qu'il prend sur la profondeur de la zone enlevée. De façon générale la chirurgie à l'intérieur du corps ne prend pas en considération la taille des cicatrices, et une destruction sélective fine est totalement hors contexte des pratiques actuelles. Les besoins sont axés sur le diagnostique préopératoire.

Une fois le diagnostique fait, les thérapeutes estiment de ne pas manquer de moyens d'interventions pour les tumeurs optiquement accessibles.

D.3 Photochimiothérapie

Après injection de marqueurs dérivés des porphyrines se fixant préférentiellement sur les cellules tumorales, une lumière laser de puissance modérée est appliquée. L'irradiation des marqueurs induit une photo toxicité (libération d'oxygène singulet) qui détruit la cellule. La lumière laser déclenche un processus photochimique et sa fluence n'est pas nocive d'un point de vue thermique (quelques mW) pour les tissus environnant. Cependant le manque de sélectivité des marqueurs fait que l'effet photo toxique est présent dans la totalité du tissu. Irradier sélectivement permettrait d'éviter ces effets dans les tissus sains. Ne pouvant nous concentrer sur tout les domaines, ce dernier sera laissé de côté pour le moment.

D.4 Ophtalmologie

Nous nous sommes posés la question de la pertinence d'un traitement plus sélectif de la rétine, notamment pour la réduction des hémorragies tout en préservant au maximum les cellules rétinienne. L'intérêt principal peut se situer au niveau de la photocoagulation préventive des néovaisseaux choroïdiens responsables des DMLA humides (Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age) pouvant être détectés dans une angiographie (ECG). Le couplage du dispositif à une lampe à fentes est possible. Cependant ce type d'approche n'a d'intérêt que dans le cadre d'un diagnostique précoce (une fois les hémorragies déclenchées, la finesse perd de son intérêt). Ce type de diagnostique se fait de manière performante au SLO (Scanner Laser Ophtalmologique) qui fait une image point par point du laser balayé sur la rétine et améliore la qualité d'image en éliminant la diffusion par les cellules voisines, phénomène qui altère les images classiques. Il semblerait logique de coupler le dispositif traitant au SLO et de rester dans la logique du scanner balayant l'image point par point, avec un faisceau d'analyse et un faisceau colinéaire photocoagulateur, approche éloignée de la nôtre. Une difficulté majeure sont les petits mouvements de la rétine pouvant se faire en quelques millisecondes, ce qui perturbe déjà fortement les SLO et qui rendent le problème très spécifique. Il est clair que vouloir entrer dans ce domaine demande une motivation forte et un investissement très long dans le temps, que les ophtalmologues, apparemment satisfaits des moyens mis à leur disposition, n'ont pas suscités.

D.5 Manipulation des confrontations cellules – bactéries, immunologie

Nous nous sommes procuré un film sous microscope de l'attaque d'une cellule par des bactéries (points noirs) (figure 8) et nous avons regardé par traitement d'image si nous pouvions faire une intervention sélective dans le processus, par exemple détruire à un certain moment le foyer d'infection. Cela semble possible, car le flux et les constantes de temps sont à notre portée (moyennant le couplage du système au microscope). Cependant les biologistes contactés nous ayant fourni le film n'ont pas eu de problème scientifique intéressant à proposer. Dans le même ordre d'idée nous avons consulté un hématologue et un immunologiste pour proposer du traitement sélectif des cellules sanguines. La problématique allait vers l'immunologie. Les avis étaient divergents : l'un était intéressé, l'autre pas et en tout état de cause, l'intérêt ne pouvait venir que de processus non connus. Ce domaine est pour l'instant trop éloigné de notre capacité d'appréhension et de compréhension, c'est pour cela que l'on le laisse de côté, mais pas de manière définitive.

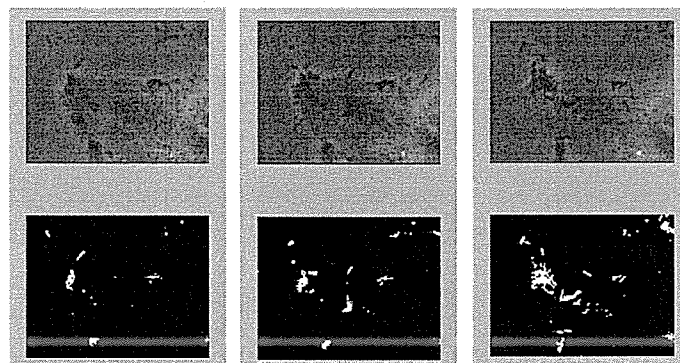


Figure 8 : Séquence d'images montrant : en 1^{ère} ligne l'attaque d'une cellule par des bactéries et en 2^{ème} ligne la détection des bactéries pour chaque instant d'attaque.

Parmi toutes les propositions d'applications précédentes, nous avons été confrontés à un faible intérêt des thérapeutes. Ce n'est pas un critère valable pour abandonner une voie, mais nous n'avons pas pu y opposer des arguments valables convaincants. Les choses semblent être bien différentes dans la proposition qui suit.

E. INGENIERIE TISSULAIRE :

Ce domaine consiste à faire croître in vitro des tissus et des structures nerveuses pour s'en servir à diverses fins :

- traitement des grands brûlés
- thérapie cellulaire
- organes de substitution (cornée, sections d'artères...)
- échantillons de peau pour les tests de toxicité et d'allergie
- etc.

Il s'agit d'un domaine très actif où le savoir faire est encore très limité par rapport aux espoirs suscités. On ne sait pas par exemple faire des cultures de tissus de taille conséquente, car on ne sait pas y faire pousser des vaisseaux, ce qui produit la nécrose du tissu par manque d'irrigation. On ne sait pas contrôler la croissance des sites allergiques sur un modèle de peau, ce qui rend le modèle soit totalement non allergique, soit hyper allergique etc. Beaucoup d'espoirs sont fondés sur les cellules souches, sans avoir les moyens de gérer leur développement ...

La lumière est très exploitée dans l'analyse des cellules et tissus par fluorescence, ou par manipulation des cellules sous fort champ dans le cas des pinces optiques. Par contre en tant que facteur de croissance cellulaire elle ne fait pas partie des processus exploités. Il y a pourtant un certain nombre d'effets de la lumière sur la croissance des tissus et des cellules qui ont été répertoriés depuis plus d'une quarantaine d'années. Citons en vrac :

- Ralentissement de la croissance par effet photochimique : après prise de psoralène par voie orale, celui-ci se fixe sur les cellules et soumis aux UVA génère une apoptose (mort cellulaire programmée de la cellule contrairement à la nécrose). Ceci est un traitement de routine pour ralentir la croissance cellulaire dans le cas du psoriasis.

- Nécrose par hyperthermie (utilisé dans l'épilation laser par exemple)

- Activation et guidage de la croissance de cellules nerveuses par irradiation laser [63 à 71]. On remarque un intérêt particulier sur la croissance des cellules nerveuses par la lumière, motivée en partie par la recherche sur les interfaces avec les semi-conducteurs.

- Une liste importante d'effets scientifiquement constatés in vitro (certains pour tenter de justifier l'utilisation médicale controversée des lasers de faible puissance, de fluence inférieure à 50 mW/cm²) : activation de la croissance des fibroblastes par

fluences de 2 à 10 J/cm² à 810 nm [72], activation des mélanocytes par fluence de 0,5 à 1,5 J/cm² à 632 nm [73], croissance accélérée des fibroblastes à 3-4 J/cm² à 800 nm et arrêt du phénomène à 5 J/cm² [74]. Certains processus sont identifiés [75,76] mais ce n'est pas systématique. Des études comparatives entre les effets sur la croissance des fibroblastes entre 600 nm et 800 nm ont été faites [77].

D'un point de vue technique, notre montage peut intervenir directement sur les cultures sans système optique intermédiaire, par un simple miroir de renvoi (figure 9).

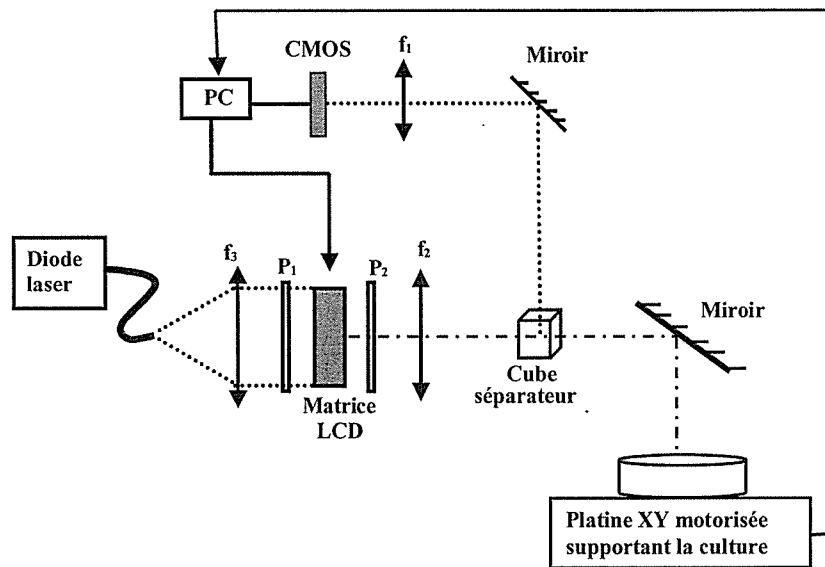


Figure 9 : Montage expérimental pour le traitement des cultures

Les données concernant le déplacement de la platine sont renvoyées au PC et permettent le raccord des zones d'irradiation tel qu'il a été décrit au chapitre 4 §F. Les constantes de temps de la croissance sont lentes, de l'ordre du doublage du nombre de cellules toutes les 24 heures. Le traitement d'image n'est donc pas soumis à de sévères contraintes de temps, les points forts utilisés du montage sont la précision de la distribution et le contrôle de la dose.

Comme on peut le voir les cellules contiennent des signatures morphologiques assez marquées (figure 10) que l'on peut espérer repérer au traitement d'image (figure 11).

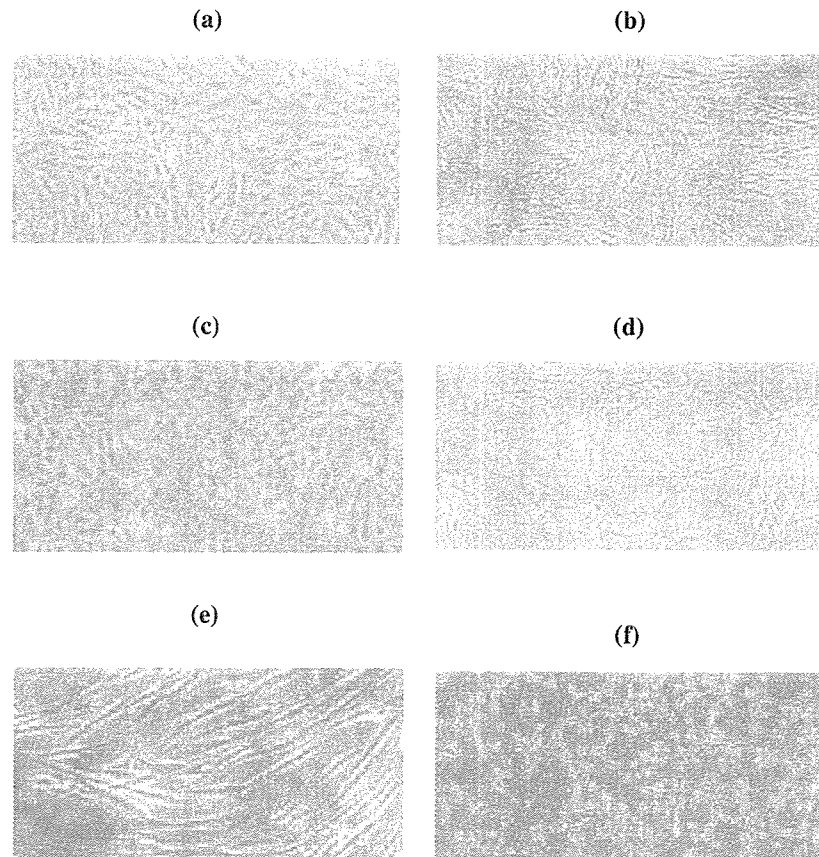


Figure 10 : Différents types de cultures tissulaires : (a) Cellules endothéliales, (b) Cellules musculaires, (c) Kératinocytes, (d) Fibroblastes, (e) Adipocytes, (f) Mélanocytes

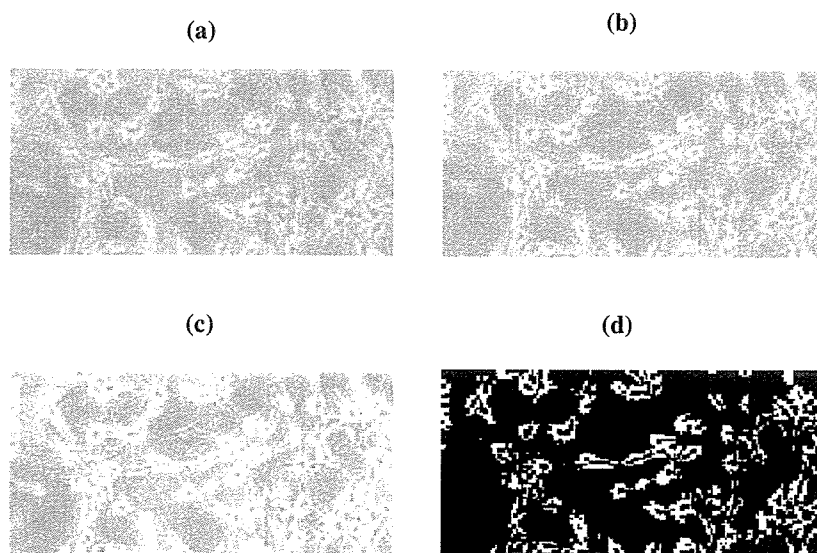


Figure 11 : Localisation des mélanocytes par traitement d'image : (a) Image d'origine, (b) Image en niveau de gris, (c) Augmentation de contraste et (d) Localisation des mélanocytes

Les contraintes de flux à priori ne devraient pas nous contraindre à travailler sur de petites surfaces, mais cela ne serait en aucun cas gênant dans la mesure où nous avons développé la technique pour raccorder les surfaces. Nous avons de plus largement le temps de faire les raccords étant donné la constante de temps des phénomènes de croissance.

Notre dispositif dans l'état actuel de son développement permet de débiter une activité en ingénierie tissulaire. C'est pour des raisons de résolution spatiale, s'il faut descendre à une résolution de l'ordre du micromètre par exemple, que nous devons travailler sur des surfaces plus petites.

Le couplage du dispositif à un microscope sera à réaliser à terme. En effet par simple rotation du barillet on passe d'une surface de diamètre 5 mm (X4) à 0,5 mm de diamètre (X40) ce qui permet de gagner un facteur 10 en résolution, de faire varier le diamètre des surfaces de manière simple, ce qui en fait un système plus polyvalent. Notre montage actuel est proche de la résolution du (X4). Un changement de diamètre de la surface demande un réglage complet et notre dispositif mécanique nous contraint à rester entre le (X2) et (X8).

Nous avons le savoir faire de base de culture cellulaire et tissulaire à acquérir. Notre dispositif pourra être installé début 2005 au bâtiment 106 dans un environnement permettant de débiter l'activité (laboratoire de biologie, incubateurs, hôtes stériles etc.). Notre priorité d'ici là sera d'en faire un dispositif "presse-bouton" pouvant être manipulé par des personnes extérieures à sa conception.

Contrairement aux autres applications recherchées, l'intérêt des gens travaillant dans le domaine est clair. Nous démarrerons sur un problème proposé par R. Hadj Slimane, (Institut André Lwoff, Villejuif) le dépôt d'îlots de cellules andrétiques (responsables des réactions immunitaires) entre une couche de collagène et une couche de kératinocytes afin de faire un modèle de peau ayant des propriétés allergiques normales. Il s'agira d'empêcher la prolifération des cellules andrétiques hyperréactives. La morphologie dentritique de ces cellules permettra de les différencier du collagène au traitement d'image.

Une liste des problèmes ambitieux pouvant être abordés serait déplacée à ce stade. Nous avons un nouvel outil, nous permettant d'entrer dans un domaine d'application complexe. S'il y a des constatations des effets de la lumière depuis plus de quarante ans sur la croissance cellulaire, la lumière n'a pas encore été abordée en tant qu'outil d'ingénierie tissulaire. Notre dispositif permettra - t - il d'être efficace dans certaines

configurations ? Il va nous falloir une bonne décade d'acharnement pour pouvoir apporter des éléments de réponse à cette question. Les applications de l'ingénierie tissulaires sont totalement motivantes, on peut ajouter à cela une autre motivation moins noble, s'il y a des choses pas trop difficiles qui marchent, on peut espérer être les premiers à mettre la main dessus.

Conclusion et perspectives

Le but de mon travail de thèse est d'apporter une nouvelle forme de sélectivité dans un traitement d'une surface par la lumière. Une partie de mon travail a consisté à réaliser un montage expérimental à base de modulateur spatial de lumière permettant de contrôler l'asservissement de la lumière traitante sur l'imagerie vidéo. La deuxième partie de mon travail a consisté à rechercher les applications potentielles d'un tel dispositif.

J'ai montré expérimentalement que cette méthode permet de localiser l'irradiation uniquement sur les cibles à traiter. Ainsi nous pouvons ajuster les doses sans nous soucier de l'endommagement des zones environnantes ce qui n'est pas le cas pour les méthodes classiques utilisant un éclairage uniforme. Cette méthode permet aussi de traiter plusieurs types de cible simultanément et avec des doses différentes pour une puissance d'entrée fixe du laser.

Ce montage a permis d'évaluer les performances pouvant être réellement atteintes par le dispositif et de les comparer à une réalisation faite récemment par une autre équipe utilisant des miroirs gavalométriques (Smart Scapel). Nous obtenons un gain clair en résolution spatiale (un facteur de l'ordre de 3 sans avoir atteint les limites de notre montage : 30 μm contre 100 μm), ainsi qu'un gain en rapidité (de l'ordre d'une seconde contre plusieurs secondes), et une robustesse et simplicité de mise en œuvre accrue grâce à l'absence de parties mobiles dans le dispositif. Par contre notre solution est moins performante quand à la dose maximale d'énergie délivrable. Cette limitation est due à la technologie des modulateurs spatiaux de lumière et n'est pas susceptible d'évoluer rapidement. Fonction des performances actuelles du prototype et de celles que nous jugeons accessibles moyennant améliorations, nous nous sommes attachés à rechercher l'application pour laquelle ce dispositif pouvait avoir un apport conséquent. Nous avons été amenés à mettre de côté les applications les plus courantes actuelles de traitement laser (angiomes, lésions cutanées, photochimiothérapie, épilation laser, traitements de la rétine) pour des raisons, soit de processus biologiques mis en œuvre, soit de limitations du dispositif. Par contre il est apparu que les caractéristiques d'un tel dispositif semblent tout à fait adaptées à la manipulation de la croissance cellulaire et tissulaire. En effet les doses d'énergie nécessaires sont accessibles au dispositif, sa

résolution est à l'échelle micrométrique et son temps de boucle d'asservissement est très court par rapport aux constantes de temps des processus. De plus les paramètres morphologiques dans ce domaine sont abondants, permettant le traitement d'image. Par ailleurs la manipulation des cultures cellulaires et tissulaires par la lumière est un domaine largement inexploré. Depuis une quarantaine d'année des effets sont constatés et régulièrement reportés, mais n'ont pas été exploités. On espère avoir fait ici un dispositif interactif permettant l'exploitation des effets connus et éventuellement d'en dégager d'autres. Le dispositif, tel qu'il est conçu et avec l'environnement développé (techniques de raccordement d'image etc.), est fonctionnel pour faire la première approche de la question. Comme les études vont être empiriques dans les débuts, et les processus de cultures lents, nous allons ajouter dans les mois qui viennent des platines motorisées sous le dispositif afin de pouvoir traiter plusieurs échantillons à la fois puis entreprendre la duplication de variantes de l'appareillage pour pouvoir mener des études en parallèle. Ce premier dispositif prototype sera installé au premier trimestre 2005 au Centre Laser Biomédical de l'Université Paris XI et sera manipulé par un ingénieur de recherche en biologie dans un environnement adapté.

Annexe 1

Les modulateurs spatiaux de lumière à cristaux liquides (LC-SLM)

Il existe plusieurs types de SLMs à cristaux liquides [23], ils utilisent des technologies différentes basées sur des principes divers tels que l'effet électro-optique ou acousto-optique.

A. Notions de base sur les cristaux liquides

Les cristaux liquides (CL) sont des substances organiques complexes principalement constituées de noyaux benzéniques, de carbone et d'hydrogène. Ils possèdent à la fois des propriétés spécifiques aux liquides (fluidité) et aux cristaux solides (biréfringence) [78]. Les molécules ont une forme de disque ou de bâtonnet. Comme l'illustre la figure 1, le cristal liquide (CL) est donc un état intermédiaire entre la phase cristalline (solide) et la phase isotrope (liquide). C'est un matériau biréfringent présentant plusieurs phases, appelées mésophases, qui se distinguent par un ordre de position et d'orientation.

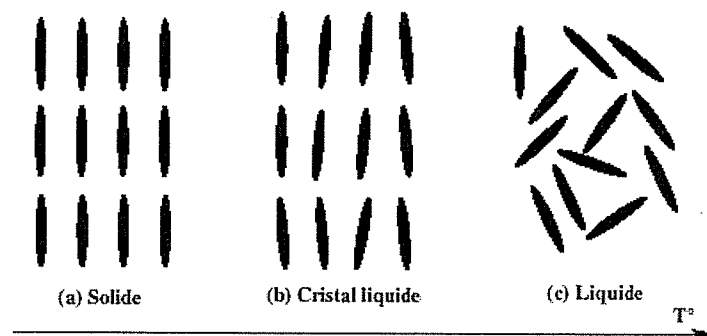


Figure 1 : L'ordre des molécules dans (a) la phase solide, (b) la phase cristal liquide et (c) la phase liquide en fonction de la température.

Les molécules du CL possèdent une forte anisotropie géométrique. De forme allongée, on les représente traditionnellement par des bâtonnets, dont l'axe est

représenté par un vecteur directeur \vec{n} . Le paramètre statistique S, défini par la relation (1) donne une information sur l'état d'ordre macroscopique dans le matériau [79] :

$$S = \frac{1}{2} \langle 3 \cos^2(\theta) - 1 \rangle \quad (1)$$

θ étant l'angle entre un vecteur de référence et le vecteur directeur de chaque molécule dont l'axe est orienté dans la direction \vec{n} . Le symbole "<>" désigne la valeur moyenne (spatiale et temporelle) sur toutes les molécules. L'ordre parfait du cristal ($S = 1$) diminue quand la température augmente. Pour un liquide isotrope, le paramètre d'ordre est nul. Pour les CL, on a des valeurs typiquement comprises entre 0,3 et 0,9.

Il existe un nombre très important de mésophases, les plus utilisées sont la phase nématique (N) et la phase smectique (Sm), schématisées sur la figure 2. La phase nématique (figure 2.a) possède un ordre d'orientation, alors que la phase smectique présente un ordre d'orientation et de position (figure 2.b et 2.c). D'une manière plus précise, la mésophase (N) est caractérisée par un désordre de position des centres de gravité des molécules, qui sont par contre dirigées, en moyenne, suivant un axe directeur \vec{n} . Les molécules de la mésophase (Sm) maintiennent l'ordre d'orientation comme dans la mésophase (N), ainsi qu'un positionnement sur des couches parallèles, appelées couches smectiques. Le vecteur \vec{n} de la mésophase (SmA) (figure 2.b) reste toujours perpendiculaire aux couches smectiques, alors qu'il est incliné d'un angle θ (dit angle de "tilt") par rapport à la normale aux couches smectiques dans la mésophase (SmC) (figure 2.c).

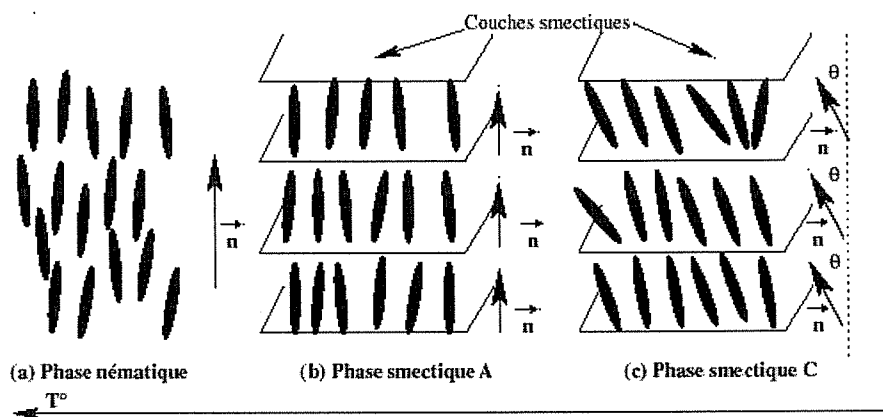


Figure 2 : Représentation de (a) la phase nématique, (b) la phase smectique A et (c) la phase smectique C

B. Mode d'adressage des LC-SLM

On distingue deux grandes familles de modulateurs à cristaux liquides selon le mode d'adressage utilisé :

- Les SLMs optiquement adressés, intégrant une couche photoconductrice [80], dont l'application majeure est la conversion d'un faisceau incohérent d'écriture en une modulation spatiale, transférée à son tour sur un faisceau cohérent.

- Les SLMs électriquement adressés, convertissant un signal électrique en une modulation spatiale de la lumière.

Nous allons nous intéresser ici au deuxième type d'adressage.

En général, on distingue deux schémas d'adressage électrique pour un modulateur pixellisé : l'adressage direct [81] et l'adressage matriciel [82].

- Dans l'adressage direct, chaque pixel est indépendamment connecté et contrôlé. Cette méthode, rapide et simple, devient très complexe lorsque le nombre de pixels augmente. Elle est surtout réservée à des modulateurs à faible nombre de pixels (barrette monodimensionnelle en particulier), allant jusqu'à 512 pixels.

- L'adressage matriciel, par multiplexage temporel, permet de surmonter la limitation posée par la connectique électrique de l'adressage direct. On trouve l'adressage matriciel passif, où chaque pixel est défini par l'intersection de deux électrodes transparentes posées sur deux substrats de verres (intersection entre lignes et colonnes parallèles). L'accès aux pixels s'effectue tout au long d'une ligne (respectivement une colonne) à la fois. Cette méthode est bien adaptée à des EASLMs (Electrically Addressed SLM) à deux dimensions. Toutefois, le temps nécessaire pour adresser tous les pixels est plus long qu'en adressage direct, il est égal au nombre de lignes multiplié par le temps de commutation moyen d'un pixel. Cependant, dans ce type d'adressage dit "passif", le contraste optique diminue à cause des tensions parasites dans les lignes non adressées, qui malgré tout, sont soumises aux différentes tensions de contrôle des pixels de la ligne active. Afin d'isoler les pixels non concernés, on dépose une couche de transistors en film mince TFT (Thin Film Transistor) au niveau de chaque pixel du modulateur. Le transistor agissant comme un interrupteur électrique permet selon son état d'adresser ou pas le pixel en question ; on parle d'un adressage matriciel actif.

C. Modulation de phase à l'aide d'un LC-SLM

L'utilisation des LC-SLM pour le contrôle spatial de l'état de polarisation a été déjà décrit et démontré expérimentalement [83, 84]. La polarisation linéaire de la lumière a été transformée en une polarisation elliptique en modulant uniquement la phase d'un LC-SLM. Il a été montré aussi que l'axe majeur de la polarisation elliptique de la lumière peut être tourné d'un angle arbitraire [83]. Cette rotation est basée sur un principe restreint à la rotation elliptique du front d'onde entier [85].

Pour changer l'état de polarisation d'une onde optique, il est nécessaire qu'elle se propage à travers un milieu biréfringent. Cette modulation s'effectue par changement de la phase relative entre les deux composantes orthogonales de l'onde. En contrôlant l'orientation et la modulation de phase relative entre les deux composantes il est possible de générer une polarisation elliptique de la lumière.

Le milieu biréfringent est caractérisé par deux indices de réfraction. Pour la plupart des cristaux liquides, l'indice de réfraction extraordinaire (n_e) est plus grand que l'indice ordinaire (n_o) [86]. En absence d'un champ électrique au niveau du cristal, cette différence entre les indices de réfraction introduit un retard de phase différentiel entre les composantes orthogonales du vecteur de polarisation incident à la LC-SLM. Ceci permet de changer l'état de polarisation de la lumière. Cette modulation de polarisation peut être contrôlée par l'application d'un champ électrique au cristal, où l'indice extraordinaire diminue quand le champ appliqué augmente. Donc si une lumière de polarisation linéaire est incidente sur une LC-SLM, il est possible de générer une polarisation elliptique à la sortie et de tourner l'angle de l'axe majeur décrivant la polarisation de l'ellipse [83].

Un traitement mathématique des caractéristiques de la polarisation d'un LC-SLM peut être basé sur le formalisme de la matrice de Jones [87].

Considérons un SLM avec une retard de phase $\Phi(x_m, y_n)$ (figure 6), où m et n sont les indices de chacune des $M \times N$ cellules de modulation, ayant l'axe rapide incliné d'un angle θ mesuré par rapport à l'axe y .

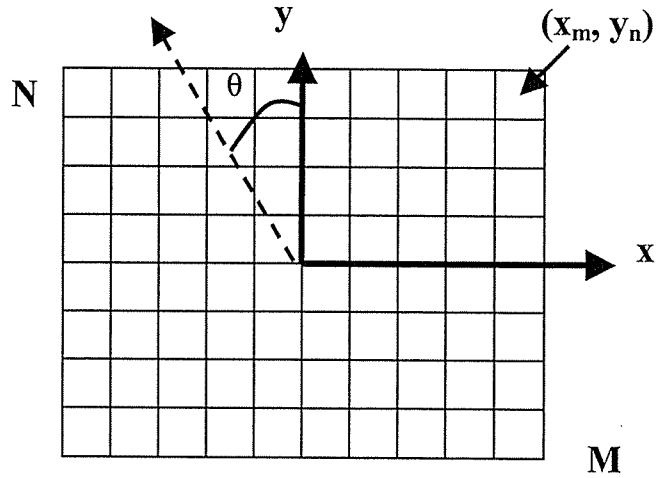


Figure 6 : Représentation schématique d'une lumière d'entrée par rapport à un SLM de MxN pixels de résolution, tourné de θ par rapport à la direction-y d'un système de coordonnées cartésiennes choisies

La matrice associée à la fonction de transfert d'un SLM est donnée par [88] :

$$T_{SLM} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_p)^2 \exp(-i\Phi(x_m, y_n)/2) + \sin(\theta_p)^2 \exp(i\Phi(x_m, y_n)/2) & -i\sin(2\theta) \sin(\Phi(x_m, y_n)/2) \\ -i\sin(2\theta) \sin(\Phi(x_m, y_n)/2) & \sin(\theta_p)^2 \exp(-i\Phi(x_m, y_n)/2) + \cos(\theta_p)^2 \exp(i\Phi(x_m, y_n)/2) \end{bmatrix}$$

(2)

Cette matrice décrit comment une polarisation d'entrée donnée peut être changée lorsque l'onde se propage à travers un LC-SLM.

Nous allons maintenant montrer comment on peut moduler l'intensité de la lumière à la sortie d'un LC-SLM placé entre deux polariseurs (figure 7) en modulant la phase du LC-SLM.

La matrice de Jones associée à un polariseur linéaire dont l'axe a pour angle θ_p par rapport à l'axe des y est donnée par :

$$T_p = \begin{bmatrix} \sin(\theta_p)^2 & -\cos\theta_p \sin\theta_p \\ -\cos\theta_p \sin\theta_p & \cos(\theta_p)^2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

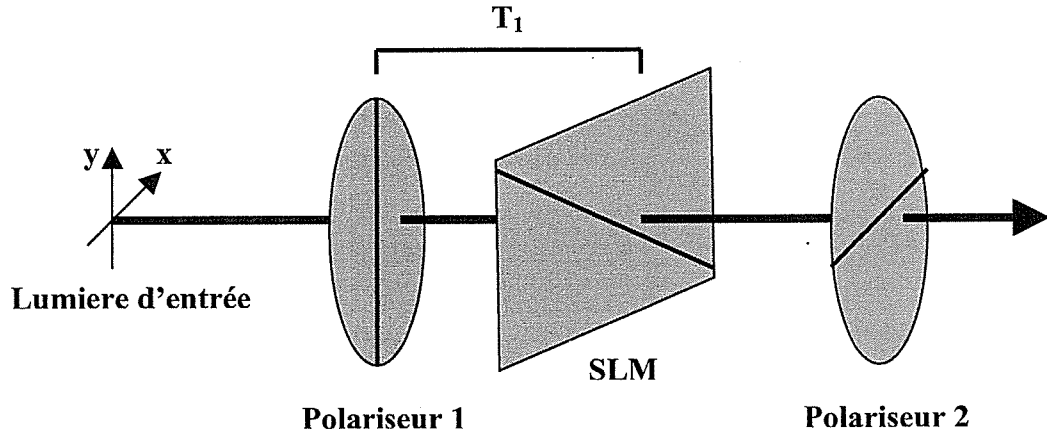


Figure 7 : Association de polariseurs utilisée pour la transformation de la polarisation de la lumière incidente en une polarisation elliptique

Le système optique de la figure 7 peut être divisé en deux sous systèmes (S_1) et (S_2) ; (S_1) est l'association du premier polariseur P_1 et du LC-SLM alors que (S_2) est l'association de (S_1) et du deuxième polariseur P_2 . (S_1) permet de générer une polarisation elliptique de la lumière à partir d'une entrée arbitraire alors que (S_2) permet d'analyser la lumière de sortie de l'ensemble.

La matrice de Jones T_1 associée au système (S_1) est calculée en utilisant l'équation (2) avec $\theta = 45^\circ$. Quand le premier polariseur est orienté dans la direction y, la matrice T_1 s'écrit :

$$T_1 = \begin{bmatrix} \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) & -i\sin(\Phi(x_m, y_n)/2) \\ -i\sin(\Phi(x_m, y_n)/2) & \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} 0 & -i\sin(\Phi(x_m, y_n)/2) \\ 0 & \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) \end{bmatrix} \quad (4)$$

La matrice de Jones associée au système optique global donné par la figure 4 s'écrit :

$$T = T_{P_2} T_1 \quad (5)$$

soit :

$$T = \begin{bmatrix} \sin^2(\theta_{P_2}) & -\cos\theta_{P_2} \sin\theta_{P_2} \\ -\cos\theta_{P_2} \sin\theta_{P_2} & \cos^2(\theta_{P_2}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & -i\sin(\Phi(x_m, y_n)/2) \\ 0 & \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} 0 & -i\sin^2(\theta_{P_2}) \sin(\Phi(x_m, y_n)/2) - \cos\theta_{P_2} \sin\theta_{P_2} \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) \\ 0 & i\cos\theta_{P_2} \sin\theta_{P_2} \sin(\Phi(x_m, y_n)/2) + \cos^2(\theta_{P_2}) \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) \end{bmatrix} \quad (6)$$

Considérons un vecteur d'entrée v correspondant à la lumière non polarisée arrivant de la source de lumière :

$$v = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Le vecteur de sortie v' du système est le produit de la matrice de Jones T par le vecteur d'entrée. Soit :

$$v' = \begin{bmatrix} -i \cos \theta_{P_2} \sin \theta_{P_2} \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) - i \sin^2(\theta_{P_2}) \sin(\Phi(x_m, y_n)/2) \\ \cos^2(\theta_{P_2}) \cos(\Phi(x_m, y_n)/2) + i \cos \theta_{P_2} \sin \theta_{P_2} \sin(\Phi(x_m, y_n)/2) \end{bmatrix} \quad (8)$$

Ainsi l'intensité normalisée de lumière de sortie du système global est donnée par :

$$I = |v'|^2 \quad (9)$$

Soit :

$$I = \frac{1}{2} \left\{ \cos^2(\theta_{P_2} + \Phi(x_m, y_n)/2) + \cos^2(\theta_{P_2} - \Phi(x_m, y_n)/2) \right\} \quad (10)$$

C'est l'expression de l'intensité de lumière qui correspond à chaque pixel dans le plan de sortie du système en fonction du retard de phase $\Phi(x_m, y_n)$ associé à chaque pixel du LC-SLM et la rotation θ_{P_2} de deuxième polariseur.

On voit bien que pour un angle bien déterminé de l'axe de l'analyseur et en faisant varier la phase de chaque pixel du LC-SLM on peut moduler l'intensité de la lumière à la sortie du système.

Prenons un exemple :

$$\text{Si } \theta_{P_2} = k_1 \pi \text{ alors } I = \cos^2 \Phi(x_m, y_n)$$

Alors :

- I est maximale lorsque $\Phi(x_m, y_n) = k_2 \pi$

- I est minimal lorsque $\Phi(x_m, y_n) = (2k_2 + 1) \frac{\pi}{2}$

Ainsi il suffit de moduler la phase de chaque pixel du LC-SLM pour moduler l'intensité de la lumière en chaque pixel à la sortie du système optique. Le niveau de gris d'un pixel est donc relié à la phase. Un pixel blanc et un pixel noir représentent donc les phases 0 et $\pi/2$ respectivement.

Annexe 2

Réalisation de la carte de contrôle

Quatre étapes ont été suivies pour la réalisation de la carte de contrôle de l'asservissement des tirs laser sur le signal vidéo:

- Dessin du montage sous ISIS 6.0 (avec affectation de boîtier)
- Routage sous ARES 6.0
- Fabrication du circuit imprimé ou CI
- Soudage des composants

1 Schéma de montage sous ISIS

Ce logiciel permet de dessiner le montage tel qu'il a été conçu, c'est à dire sans se soucier de la taille des composants ou de l'emplacement des pattes...

Il faut cependant affecter un boîtier (qui doit exister sous ARES) à chacun des composants du montage. On peut utiliser des bibliothèques de composants ou créer de nouveaux composants lorsqu'ils n'existent pas en bibliothèque.

Lorsque le schéma de montage est terminé, on crée une netlist qui permet de faire la transition vers ARES (figure 1).

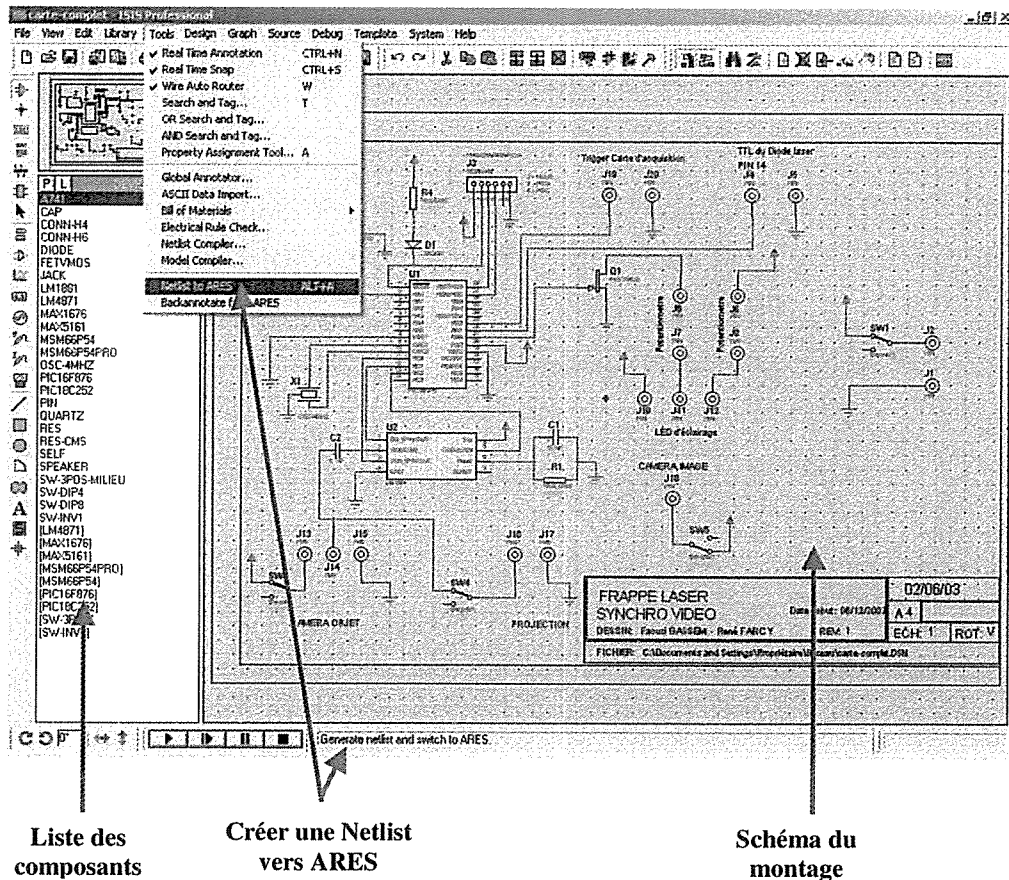


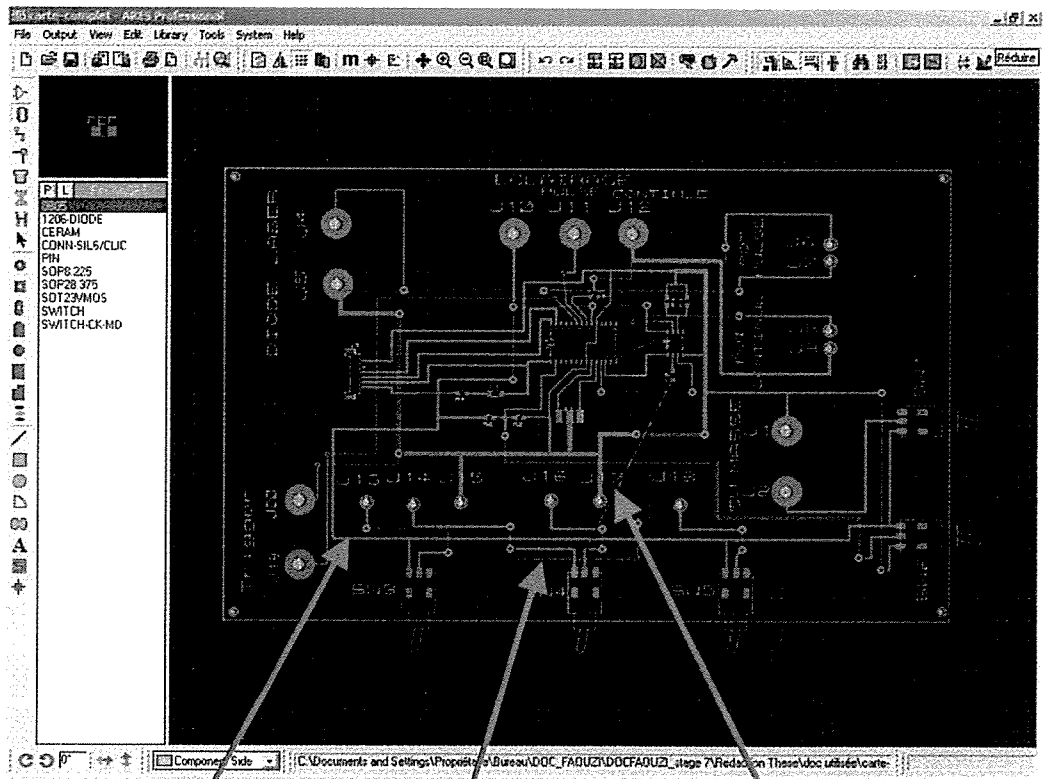
Figure 1 : Capture d'écran de ISIS 6.0

2 Routage sous ARES

Sous ARES, on s'occupe de placer les composants et les pistes de telle sorte que la plaquette soit la plus petite possible. On peut disposer les composants ainsi que les pistes aussi bien sur le recto que sur le verso de la plaquette et on fait des trous métaux pour faire les liaisons entre les deux faces (figure 2).

L'intérêt de réaliser le schéma du montage sous ISIS puis de créer une netlist vers ARES est qu'ensuite, les liaisons entre composants sont indiquées sous ARES (voir figure 2 les flèches vertes en haut à droite). Sous ARES nous n'avons donc plus besoin de nous soucier du branchement des composants les uns avec les autres.

Après avoir effectué le routage sous ARES, on imprime chacune des faces de la plaquette sur papier calque.



Piste rouge
=
recto de la plaquette

Piste bleu
=
verso de la plaquette

Les connexions
établies sous ISIS
sont signifiées sous
ARES

Figure 2 : Capture d'écran de ARES 6.0

3 Fabrication du circuit imprimé

Les étapes suivies pour la fabrication du Circuit Imprimé sont :

On commence par superposer les calques des faces avant et arrière de la carte. On les scotche ensemble puis on met une plaque CI (double face) vierge entre les deux. On expose l'ensemble sous l'ultra violet pendant deux minutes.

- On plonge ensuite la carte dans un révélateur pendant un court laps de temps, juste le temps de voir apparaître les pistes. Puis on rince à l'eau pour éliminer le révélateur restant.

- On asperge de perchlore pendant 2 minutes, on rince à nouveau à l'eau puis on nettoie avec de l'alcool.

- On badigeonne de fixateur et on le place dans une presse à étain pour que l'étain se fixe sur les pistes.

- On peut alors percer les trous destinés aux composants qui ne se montent pas en surface ainsi que les trous métaux qui permettent de faire les liaisons entre les deux faces.

La dernière étape consiste à souder les composants.

Annexe 3

Programme de la synchronisation des tirs laser avec le signal vidéo

```
-----  
; appel au sous programme de définition des registres du PIC16F876  
-----  
  
list p=16f876; fichiers registres du microcontrôleur utilisé  
include "p16f876.inc"  
  
-----  
;définition de la RAM  
-----  
  
debutram      equ    0x20  
  
compteur1     equ    debutram+1 ;compteur temporisation  
compteur2     equ    debutram+2 ;compteur temporisation  
compteur3     equ    debutram+3 ;compteur temporisation  
compteur4     equ    debutram+4 ;compteur temporisation  
  
drapeau1      equ    debutram+14 ;drapeau etat interrupteur  
int0          equ    0           ; (int1,int0) :  
                                     ; si (0,0) programme irradiation pulsée  
                                     ;avec traitement image  
int1          equ    1           ; si (0,1) program irradiation en continue  
                                     ; si (1,0) program tirs 40ms : traitement transparent  
  
-----  
; vecteur de reset  
-----  
org    0  
goto  debut  
  
debut  
  
-----  
;Définition des entrée-sorties  
-----  
  
; PORTB  
-----  
;RB0: sortie led d'éclairage  
;RB1: sortie TTL diode laser  
;RB2,RB3,RB4,RB5 NC :non connectées
```

```
banksel    TRISB
movlw     B'00000000' ; tout en sortie sur PORTB
movwf    TRISB

; PORTC
;-----
banksel    TRISC
movlw     B'11111111'
movwf    TRISC ; tout en entrée sur PORTC

; PORTA
;-----

;RA0: entrée analogique position interrupteur
;RA1, RA2, RA3, RA4, RA5 : NC :non connectée

banksel    TRISA
movlw     B'11111111'
movwf    TRISA; tout en entrée sur port A

banksel    ADCON1
movlw    B'00000000' ; bit7 pour justifier adresh
; et ADRESL à gauche, on utilisera que
;ADRESH,
; soit une conversion 8 bits; bit0-4
; à 0 tout en entrées analogiques
movwf    ADCON1

;*****
; PROGRAMME PRINCIPALE
;*****

beguin

call    test_inter    ; teste la position de l'interrupteur
;programme1,programme2 ou programme3

btfsc   drapeau1,int0
goto    et11
btfsc   drapeau1,int1
goto    et10
call    irradiation_pulsée ; drapeau=(0,0) programme
;irradiation laser pulsée
goto    beguin

et10
call    sans_traitement_image ; drapeau=(1,0) programme
;de tir laser de 40 ms
```



```
    goto    beguin          ; traitement transparent
et11
    call    irradiation_continue ; drapeau=(0,1) programme
                                ; irradiation laser continue
                                ; destiné pour analyser les
                                ; distorsion

    goto    beguin

;*****
;Sous programme test etat de l'interrupteur à 3 position
;*****
test_inter
    banksel    ADCON0
    movlw B'01000000' ; bit 7 et 6 correspondant à un
                    ; quartz de 4 hz (page 115 doc
                    ; pic16f876) et donne un TAD de 2us
                    ; (le minimum étant de 1,6 us) bit 3
                    ; à 5 correspondent au choix de AN0
                    ; (000) pour l'entrée analogique
                    ; interrupteurs, bit2 (GO) à 0
                    ; conversion non démarrée, bit1 NC,
                    ; bit0 (ADON) à 0
                    ; convertisseur en veille.

    movwf ADCON0
    bsf    ADCON0,ADON ; sortie de veille
    call   paus_30u    ; temps nécessaire au chargement
                    ; des capas avant de démarrer la
                    ; conversion

    bsf    ADCON0,GO ; lancement conversion
et5
    btfsc ADCON0,GO ; attente fin conversion
    goto   et5

    movlw D'30' ; test sur la valeur de ADRESH si
                ; supérieur à 250-30
    bcf    STATUS,C ; initialisation de status à 0
                ; (débordement à 256 après
    bcf    ADCON0,ADON ; mise en veille du convertisseur
                ; pour économie de courant
                ; un add le fait passer à 1).

    addwf ADRESH,W
    btfsc STATUS,C ; AN0 est à Vcc=5V
    goto   drap1

    movlw D'170' ;
    addwf ADRESH,W ;
    btfsc STATUS,C ; AN0 est à Vcc/2=2,5V
    goto   drap2
```

```
        goto drap3          ; AN0 est à 0.

drap1
    bcf  drapeau1,int0
    bcf  drapeau1,int1
    return

drap2
    bsf  drapeau1,int0
    bcf  drapeau1,int1
    return

drap3
    bcf  drapeau1,int0
    bsf  drapeau1,int1
    return

; ---- fin routine de test de position de l'interrupteur -----

;*****
;
; Sous programme irradiation laser pulsée
;*****
irradiation_pulsée

    bsf  PORTB,0          ; declencher l'eclairage avec
                        ; RB0

attente_affichage          ; pause jusqu'à ce qu'il y'a
                        ; affichage sur écran de
                        ; l'image à projeter

    btfsc PORTC,3
    goto attente_affichage

    bcf  PORTB,0          ; éteinte d'éclairage
    bsf  PORTB,1          ; declencher une pulse laser
                        ; avec RB1

attente_fin_affichage
    btfss PORTC,3
    goto attente_fin_affichage

    bcf  PORTB,1          ; arrêt de pulse laser
    bsf  PORTB,0

    return

; ----- fin routine irradiation laser pulsée -----
```

```

;*****
; Sous programme irradiation laser continue
;*****

irradiation_continue

pause1
    btfss PORTC,3
    goto  pause1      ;attente fin d'affichage

    bsf  PORTB,0      ;declencher l'eclairage avec RB0

    call debut_image

attente_affichage3                ; pause jusqu'à ce qu'il
                                   ;y'a affichage sur écran
                                   ;de l'image à projeter

    btfsc PORTC,3
    goto  attente_affichage3

    bcf  PORTB,0      ; éteinte d'éclairage
    bsf  PORTB,1      ; declencher le laser avec RB1

    return

; ----- fin routine irradiation laser continue -----

;*****
; Sous programme irradiation laser pulsée
; et sans traitement d'image
;*****

sans_traitement_image

;    call  detection_synchro      ; attente fin synchro
                                   ;verticale image

    call  debut_image
    bsf  PORTB,0                  ;declencher une pulse
                                   ;d'eclairage avec RB0
                                   ;pour une durée 40ms
                                   ; durée entre 2 synchro
                                   ; consecutif

    call  detection_synchro
    call  detection_synchro

    bsf  PORTB,1                  ;declencher une pulse laser
                                   ; avec RB1 pour une durée 40ms
```

```

; durée entre 2 synchro consecutif
call  detection_synchro
bcf   PORTB,0           ;éteinte d'éclairage
call  detection_synchro

bcf   PORTB,1           ;arrêt de pulse laser

call  detection_synchro ; pause pour ne pas tenir
                                ; compte des image donnée
                                ; par l'éclairage laser
                                ; (si 40ms attente 1ere
                                ; synchro qui suit

return

; ----- fin routine irradiation laser sans traitement d'image ----

```

```

;*****
;
;routine de detection du debut de l'image
;*****

```

debut_image

et00

```

btfsc PORTC,2
goto  et00

```

et01

```

btfss PORTC,0
goto  et01
return

```

;---- fin routine de detection du debut de l'image -----

```

;*****
;
;routine attente fin du 1er synchro qui suit
;(passage de 1 à 0 ou de 0 à 1)
;*****

```

detection_synchro

attente

```

btfss PORTC,0           ; attente 1ere synchro qui suit
goto  attente_fin_synchro
goto  attente

```

attente_fin_synchro

```

btfss PORTC,0           ; attente fin de la 1ere synchro
                                ; qui suit
goto  attente_fin_synchro
return

```

;-----

```

;*****
;
;routine delai 30us
;*****

paus_30u
    movlw D'8'
    movwf compteur1
att1

    decfsz compteur1,f
    goto att1
    return

;----- fin routine paus_30u -----

;*****
;
;routine delai 40ms
;*****

delai_40ms

    movlw D'17' ;Boucle de temporisation de 40ms.
    movwf compteur4 ;
temp3
    movlw D'30'
    movwf compteur3 ;
temp2
    movlw D'25' ;
    movwf compteur2 ;
temp1
    decfsz compteur2,1;
    goto temp1 ;
    decfsz compteur3,1;
    goto temp2 ;
    decfsz compteur4,1;
    goto temp3 ;si compteur1 à 0 alors skip sur
    ; return.

    return

----- fin routine delai_40ms -----
```


Annexe 4

***Programme de l'asservissement des tirs laser sur
l'imagerie***

```
/*
*****
/* This example demonstrates how to acquire an image, treat it in order to detect 2
/* types of targets and to send triggers to the microcontroller to drive the laser diode
/*
*****
#include <ansi_c.h>
#include <cvirte.h>
#include <userint.h>
#include "tirlaser.h"
#include "niimaq.h"
#include "nivision.h"

static int panelHandle;
static BUFLIST_ID Bid;
static SESSION_ID Sid;
static INTERFACE_ID Iid;

#define WINDOW0_TO_USE 0
#define WINDOW1_TO_USE 1
#define WINDOW2_TO_USE 2
#define WINDOW3_TO_USE 3
#define WINDOW4_TO_USE 4
#define WINDOW5_TO_USE 5
#define WINDOW6_TO_USE 6
#define WINDOW7_TO_USE 7
#define WINDOW8_TO_USE 8
#define WINDOW9_TO_USE 9
#define WINDOW10_TO_USE 10
#define WINDOW11_TO_USE 11
#define WINDOW12_TO_USE 12
#define WINDOW13_TO_USE 13
#define WINDOW14_TO_USE 14
#define WINDOW15_TO_USE 15
#define WINDOW16_TO_USE 16
#define WINDOW17_TO_USE 17

static Image* ImageToBeTreated;
static Image* ProjectionImage;
static Image* TirLaserImage [1000];
```

```
static Image*   TreatedImage[1000];
static Image*   mask1;
static Image*   source1;
static Image*   dest1;
static Image*   mask2;
static Image*   source2;
static Image*   dest2;
static Image*   mask3;
static Image*   source3;
static Image*   dest3;
static Image*   mask4;
```

```
Range plane1Range;
Range plane2Range;
Range plane3Range;
ColorMode colorMode;
```

```
//-----
int main (int argc, char *argv[])
{
    if (InitCVIRTE (0, argv, 0) == 0)
        return -1;    /* out of memory */
    if ((panelHandle = LoadPanel (0, "tirlaser.uir", PANEL)) < 0)
        return -1;
    DisplayPanel (panelHandle);
    RunUserInterface ();
    DiscardPanel (panelHandle);
    return 0;
}
//-----
```

```
int CVICALLBACK Ok (int panel, int control, int event,
                    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
```

```
    ImageType      imageType = 0;
    char            intfName[64],imageirradiationtitle[100],imageobjecttitle[100];
    int             i, j,nbretirs;
    double          duree_pulses ;

    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            // get number of laser pulse from the user interface
            GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_NBRETIRS, &nbretirs);
            // get pulse width in millisecond from the user interface
```



```
    GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_PULSEWIDTH, &duree_pulses);

    for (i=0; i<nbretirs;i++)
    {
        PixelValue pixelvalue ;

        // Dispose all images to free memory

        imaqDispose(ImageToBeTreated);
        imaqDispose(ProjectionImage);
        imaqDispose(TirLaserImage [i]);
        imaqDispose(source1);
        imaqDispose(mask1);
        imaqDispose(dest1);
        imaqDispose(source2);
        imaqDispose(mask2);
        imaqDispose(dest2);
        imaqDispose(source3);
        imaqDispose(mask3);
        imaqDispose(dest3);
        imaqDispose(mask4);

        // Close all window.
        imaqCloseWindow(IMAQ_ALL_WINDOWS);

        /*******
        /******* Acquisition *****/
        /*******

        // Get the image type
        GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_IMAGETYPE, (int *)&imageType);

        // Get the interface name.
        GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_INTFNAME, intfName);

        // Open an interface and a session.
        imgInterfaceOpen (intfName, &Iid);
        imgSessionOpen (Iid, &Sid);

        //      imgSetAttribute (Sid, IMG_ATTR_ROI_WIDTH, 628);
        //      imgSetAttribute (Sid, IMG_ATTR_ROI_HEIGHT, 582);

        /* Use IMAQ Vision to create the actual image and resize it as
           needed. */

        ImageToBeTreated = imaqCreateImage (imageType, 0);

        // Snap an image
        imaqSnap (Sid, ImageToBeTreated, IMAQ_NO_RECT);
```

```
// Display the image.
//imaqSetupWindow (WINDOW0_TO_USE, IMAQ_WIND_RESIZABLE);
//imaqMoveWindow (WINDOW0_TO_USE, imaqMakePoint(0,0));
//imaqDisplayImage (ImageToBeTreated, WINDOW0_TO_USE, TRUE);
// imaqSetWindowTitle (WINDOW0_TO_USE, "image brute");

//Save the object surface in a bmp file
ObjectImage[i] = imaqCreateImage (imageType, 0);
ObjectImage[i] = ImageToBeTreated;
sprintf (imageobjecttitle, "Image Object %d .bmp", i+1);
imaqWriteBMPFile (ObjectImage[i],imageobjecttitle, FALSE, NULL);
// imaqWriteBMPFile (ImageToBeTreated,"image_brute.bmp", FALSE, NULL) ;

//----- End of acquisition -----

/*****
/***** Traitement d'image *****/
/*****

//*****/
// Detection of Red targets **//
/*****

plane1Range.maxValue = 255;
plane1Range.minValue = 75 ;
plane2Range.maxValue = 75;
plane2Range.minValue = 0;
plane3Range.maxValue = 120;
plane3Range.minValue = 0;
colorMode = IMAQ_RGB; ;
source1= imaqCreateImage (imageType, 0);
source1= ImageToBeTreated ;
mask1= imaqCreateImage( IMAQ_IMAGE_U8, 3);
dest1= imaqCreateImage (imageType, 0) ;
mask3= imaqCreateImage( IMAQ_IMAGE_U8, 0 );
/* Threshold the image to create a mask of pixels that pass the threshold */

imaqColorThreshold(mask1,source1, 255,colorMode,&plane1Range,
&plane2Range, &plane3Range );
// imaqDisplayImage(mask1, WINDOW4_TO_USE,TRUE);

imaqMedianFilter (mask3, mask1, 7, 7, NULL);
```

```
//imaqDisplayImage(mask3, WINDOW8_TO_USE,TRUE);

/* Use the mask image to create a color image that contains only the
   pixels that pass the threshold in color */

imaqMask (dest1, source1, mask1);

imaqWriteBMPFile (dest1,"image_cible1.bmp", FALSE, NULL);

//imaqDisplayImage(dest1, WINDOW5_TO_USE,TRUE);
// imaqSetWindowTitle (WINDOW5_TO_USE, "detection cible1");

    //*****//
    // Detection of blue targets ****//
//*****

    plane1Range.maxValue = 50;
    plane1Range.minValue = 0;
    plane2Range.maxValue = 70;
    plane2Range.minValue = 0;
    plane3Range.maxValue = 255;
    plane3Range.minValue = 0;
    colorMode = IMAQ_RGB; ;
    source2= imaqCreateImage (imageType, 0);
    source2= ImageToBeTreated ;
    mask2= imaqCreateImage( IMAQ_IMAGE_U8, 0);
    dest2= imaqCreateImage (imageType, 0) ;
/* Threshold the image to create a mask of pixels that pass the threshold */

imaqColorThreshold (mask2, source2, 100, colorMode, &plane1Range,
                    &plane2Range, &plane3Range);

//imaqDisplayImage(mask2, WINDOW6_TO_USE,TRUE);
// imaqSetWindowTitle (WINDOW6_TO_USE, "detection cible2");

/* Use the mask image to create a color image that contains only the
   pixels that pass the threshold in color */

imaqMask (dest2, source2, mask2);
imaqWriteBMPFile (dest2,"image_cible2.bmp", FALSE, NULL);

//imaqDisplayImage(dest2, WINDOW7_TO_USE,TRUE);
//imaqSetWindowTitle (WINDOW7_TO_USE, "detection cible2");

/*****/
```

```
/****** Image final à projeter *****/
/******/
ProjectionImage = imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);

imaqAdd (ProjectionImage, mask2, mask3);

// ProjectionImage = mask2;
// ProjectionImage = mask3;

imaqWriteBMPFile (ProjectionImage,"image_traitée.bmp", FALSE, NULL) ;
imaqSetupWindow (WINDOW13_TO_USE, IMAQ_WIND_RESIZABLE);
imaqMoveWindow (WINDOW13_TO_USE, imaqMakePoint(0,0));
imaqDisplayImage(ProjectionImage, WINDOW13_TO_USE,TRUE);
// imaqSetWindowTitle (WINDOW8_TO_USE, "Image à projeter");

/****** End of Image analysis program *****/

/****** Send a trigger to the microcontroller to begin laser pulse *****/

imgSessionTriggerDrive (Sid, IMG_EXT_TRIG0,
                        IMG_TRIG_POLAR_ACTIVEH,
                        IMG_TRIG_DRIVE_FRAME_START);

// maintain the display during laser pulse
Delay (duree_pulses)

// Clear the trigger (end of the laser pulse)
imgSessionTriggerClear (Sid);

/* Create an image buffer for each image of the sequence. */
TirLaserImage[i] = imaqCreateImage (imageType, 0);
sprintf (imageirradiationtitle, "Image Irradiation %d .bmp", i+1);
/* Snap a single image of the laser irradiation */
imaqSnap (Sid, TirLaserImage[i], IMAQ_NO_RECT);
// imaqDisplayImage (TirLaserImage[i], i, 1);
imaqWriteBMPFile (TirLaserImage[i],imageirradiationtitle, FALSE, NULL);

// close the projection image //
imaqCloseWindow (WINDOW13_TO_USE);

/******/
```

```
    }
        break;
    }
    return 0;
}

//-----
int CVICALLBACK Quitter (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:

            QuitUserInterface (0);

            break;

    }
    return 0;
}

//-----
```


Annexe 5

Raccordement d'images

```

/*****
This program acquire an image, compute the mask corresponding to the part on the
object surface that has not been treated in all previous pulses and detect targets on the
surface to be treated relating to this mask
*****/

#include <utility.h>
#include "niimaq.h"
#include <ansi_c.h>
#include <cvirte.h>      /* Needed if linking in external compiler; harmless otherwise */

#include <userint.h> /* nivision.h must follow userint.h for the file to
                    compile correctly */
#include "nivision.h"
#include "raccordement.h"

#define WINDOW0_TO_USE 0

static int panelHandle;
static BUFLIST_ID Bid;
static SESSION_ID Sid;
static INTERFACE_ID Iid;

Image* SourceImage;
Image* ObjectImage[100];
Image* GrayScaledImage[100];
Image* MaskImage[100];
Image* Mask[100];
Image* MaskFinalImage;
Image* Mask1[100];
Image* ProjectedImage;
Image* TreatedImage ;
Image* TirLaserImage[100] ;

/*****

int main (int argc, char *argv[])
{
    if (InitCVIRTE (0, argv, 0) == 0)          /* Needed if linking in external
                                                compiler; harmless otherwise */
        return -1;    /* out of memory */
    if ((panelHandle = LoadPanel (0, "raccordement.uir", PANEL)) < 0)

```

```

        return -1;
    DisplayPanel (panelHandle);
    RunUserInterface ();

    return 0;
}
/*****/

int CVICALLBACK LoadButtonPressed (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    char fileName[MAX_PATHNAME_LEN];
    char windowName[51];
    char title[100];
    int i, j, k, image_width, image_height;
    int window_number ;
    int npts,duree_pulses, x[100], y[100],signD;
    int delta_x[100],delta_y[100],delta_x2[100],delta_y2[100];
    double D[100], Vx[100], Vy[100], V[100];
    double t[100], t1,t2, deltaT,T0, Tfin, Tex;
    ImageType imageType = 0;
    Point windowPos;
    ExtremeReport *deriveline;
    PixelValue pixelvalue;
    PixelValue black_value={0};
    PixelValue white_value={255};

    Point impos ;
    Rect rect;

    char intfName[64],imageobjecttitle[100],imageirradiationtitle[100];

    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:

            imgClose (Sid, TRUE);
            imgClose (Iid, TRUE);

            // Beep() ; //to declare that the program begin

            T0=clock();
            DeleteGraphPlot (panelHandle, PANEL_GRAPH_1, -1, 1);
            DeleteGraphPlot (panelHandle, PANEL_GRAPH_2, -1, 1);
            // imaqDispose(SourceImage);
            imaqDispose(ObjectImage);
            imaqDispose(GrayScaledImage);
            imaqDispose(MaskImage );

```



```
    imaqDispose(Mask);
    imaqDispose(Mask1);
    imaqDispose(MaskFinalImage);
    imaqDispose(ProjectedImage );
    imaqDispose(TirLaserImage );
    imaqDispose( TreatedImage );

    imaqCloseWindow (IMAQ_ALL_WINDOWS);

    /* Get the image type from the Ring Box. Note: The Ring Box returns
       an int, which can be cast safely into our enumeration type when
       the Ring Box is set up correctly. */

    GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_IMAGETYPE, (int *)&imageType);

    GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_NBRITIRS, &npts);
    GetCtrlVal(panelHandle, PANEL_PULSEDURATION, &duree_pulses);

    j=0;

    for (i=0; i<npts; i++)
    {
        t[i]=clock();

    }

    /******* Acquisition *****/

    // Get the interface name.
    GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_INTFNAME, intfName);

    // Open an interface and a session.
    imgInterfaceOpen (intfName, &Iid);
    imgSessionOpen (Iid, &Sid);

    /* Use IMAQ Vision to create the actual image and resize it as
       needed. */

    SourceImage = imaqCreateImage (imageType, 0);

    imaqSnap(Sid,SourceImage,IMAQ_NO_RECT);

    GetGlobalMouseState(NULL,&x[i],&y[i],NULL,NULL, NULL);
    Beep() ; //to declare the instant of tacking mouse position

    imaqGetImageSize(SourceImage,&image_width,
    &image_height);
```

```

// imaqReadFile( SourceImage, "dmla.bmp ", NULL, NULL );

imaqResample (SourceImage, SourceImage, 800, 600,
              IMAQ_ZERO_ORDER, IMAQ_NO_RECT);

//Save the object surface in a bmp file
ObjectImage[i] = imaqCreateImage (imageType, 0);
ObjectImage[i] =SourceImage;

sprintf (imageobjecttitle, "Image Object %d .bmp", i+1);
imaqWriteBMPFile (ObjectImage[i],imageobjecttitle, FALSE, NULL);
// imaqWriteBMPFile (SourceImage,"image_brute.bmp", FALSE, NULL) ;

//*****
// ***** Determination des zones d'intersection *****
//*****      au court du déplacement      *****
//*****
GrayScaledImage [i]= imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);

imaqCast(GrayScaledImage[i],ObjectImage[i],IMAQ_IMAGE_U
8, NULL, 8);

MaskImage[0] = imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);

imaqThreshold (MaskImage[0], GrayScaledImage[i], 0, 255.0,
              TRUE, 255) ;

Mask[0] = imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);

Mask[0] =MaskImage[0] ;
Mask1[0] = imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);

Mask1[0] =MaskImage[0] ;

if (i>=1)
{
/* It is important to dispose of images when finished
with them;*/
//      otherwise, memory leaks may occur
imaqDispose(ObjectImage[i-1]);
imaqDispose(GrayScaledImage[i-1]);

V[0]=0;
Vx[i]=1000*(x[i]-x[i-1])/(t[i]-t[i-1]);
Vy[i]=1000*(y[i]-y[i-1])/(t[i]-t[i-1]);
V[i]=sqrt((Vx[i]*Vx[i])+(Vy[i]*Vy[i]));

```

/*

la surface objet est de dimension 8*5mm

- en deplacent le souris horizontalement de 8mm on remarque que le pointeur sur l'écran se déplace de 106 pixel
- en deplacent le souris verticalement de 5mm on remarque que le pointeur sur l'écran se déplace 97 pixel

donc $\Delta_x \text{ max} = 800/106=7.5$

et $\Delta_y \text{ max} = 600/97=6.2$

***** /

*/

```
for (k=1; k<=i; k++)
```

```
{
```

```
delta_x[k-1]=floor(7.5*(x[i]-x[k-1]));
```

```
delta_x[k-1]=-delta_x[k-1];
```

```
delta_x2[k-1]=delta_x[k-1]*delta_x[k-1];
```

```
delta_y[k-1]=floor(6.2*(y[i]-y[k-1]));
```

```
delta_y[k-1]=delta_y[k-1];
```

```
delta_y2[k-1]=delta_y[k-1]*delta_y[k-1];
```

```
D[k-1]=sqrt(delta_x2[k-1]+delta_y2[k-1]);
```

```
// Pas d'intersection
```

```
if ((abs(delta_x[k-1])>=800) | (abs(delta_y[k-1])>=600))
```

```
{
```

```
MaskImage[k]=imaqCreateImage(IMAQ_IMAGE_U8,0);
```

```
MaskImage[k]=MaskImage[0];
```

```
Mask[k]= imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);
```

```
Mask[k]= MaskImage[k];
```

```
MaskFinalImage=imaqCreateImage(IMAQ_IMAGE_U8,  
0);
```

```
imaqMask (MaskFinalImage, Mask1[k-1],Mask[k]);
```

```
Mask1[k]=MaskFinalImage;
```

```
}
```

```
else // il y'a intersection d'images
```

```
{
```

```
j=j+1;
```

```
SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_SUPERPOSITION, j);
```

```
MaskImage[k]=imaqCreateImage(IMAQ_IMAGE_U8,0);
```

```
imaqShift (MaskImage[k], MaskImage[0],delta_x[k-1],
```

```
delta_y[k-1], pixelvalue);
```

```
imaqFlip (MaskImage[k], MaskImage[k],
```

```
        IMAQ_CENTER_AXIS);
    imaqInverse (MaskImage[k], MaskImage[k], NULL);

    Mask[k]= imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);
    Mask[k]= MaskImage[k];

    MaskFinalImage=imaqCreateImage(IMAQ_IMAGE_U8,
    0);
    imaqMask (MaskFinalImage, Mask1[k-1],Mask[k]) ;
    Mask1[k]=MaskFinalImage;
    }
}

ProjectedImage = imaqCreateImage (imageType,0);

imaqResample (ProjectedImage, ObjectImage[i], 800, 600,
    IMAQ_ZERO_ORDER, IMAQ_NO_RECT);

if (i==0)
    {
        imaqMask (ProjectedImage, ProjectedImage,Mask[0]) ;
    }
else
    {
        imaqMask (ProjectedImage, ProjectedImage,MaskFinalImage) ;
    }

sprintf (title, "Image utile %d .bmp", i+1);

imaqWriteBMPFile (ProjectedImage,title, FALSE, NULL);

/***** fin du programme de raccordement *****/
/*****

    /*
    imaqSetupWindow (i , IMAQ_WIND_RESIZABLE);
    imaqMoveWindow (i, imaqMakePoint(0,0));
    imaqDisplayImage(ProjectedImage[i], i, TRUE);

    */

/*****
/***** traitement d'image *****/
/*****

    TreatedImage = imaqCreateImage (IMAQ_IMAGE_U8,0);
    ImaqCast (TreatedImage,ProjectedImage,IMAQ_IMAGE_U8,NULL, 8);
```

```
        imaqThreshold (TreatedImage, TreatedImage, 1, 35, TRUE, 255);

        imaqSetupWindow(WINDOW0_TO_USE, IMAQ_WIND_RESIZABLE);
        imaqMoveWindow (WINDOW0_TO_USE, imaqMakePoint(0,0));
        imaqDisplayImage(TreatedImage, WINDOW0_TO_USE, TRUE);
//      imaqDisplayImage(ProjectedImage[i], WINDOW0_TO_USE, TRUE);

// send a trigger to the microcontroller to begin the laser pulse;
imgSessionTriggerDrive(Sid, IMG_EXT_TRIG0, IMG_TRIG_POLAR_ACTIVEH,
                       IMG_TRIG_DRIVE_FRAME_START);

        Delay(duree_pulses/1000); // duree de pulse est en ms

//Snap a single image of the laser irradiation */
        TirLaserImage[i] = imaqCreateImage (imageType, 0);
        sprintf (imageirradiationtitle, "Image Irradiation %d .bmp", i+1);
        imaqSnap (Sid, TirLaserImage[i], IMAQ_NO_RECT);
        imaqWriteBMPFile (TirLaserImage[i], imageirradiationtitle, FALSE,
                          NULL);

// cut the trigger
        imgSessionTriggerClear (Sid);

// close the projection image //
        imaqCloseWindow (WINDOW10_TO_USE);

        //***** Plot figures *****

                Tfin=clock();
                Tex=Tfin-T0;
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_TEMPS, Tex);

                if (i==npts-1)
                {
                        PlotXY (panelHandle, PANEL_GRAPH_1, x, y, npts, VAL_INTEGER,
                                VAL_INTEGER, VAL_CONNECTED_POINTS, VAL_SOLID_CIRCLE,
                                VAL_DOT, 1, VAL_RED);

                        PlotY (panelHandle, PANEL_GRAPH_2, V, npts, VAL_DOUBLE,
                                VAL_CONNECTED_POINTS, VAL_SOLID_CIRCLE,
                                VAL_DOT, 1, VAL_BLUE);

                        Beep() ; // a sonor beep declaring that the program is finished

                }
}
```

```
        }
        break;
    }
return 0;
}

/*****
/* QuitButtonPressed is called when the user presses the Quit button.
   It terminates the user interface and returns control of execution
   back to main().*/
*****/

int CVICALLBACK QuitButtonPressed (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            QuitUserInterface (0);
            break;
    }
    return 0;
}
```

Références

1. R. M. Verdaasdonk, C. F. P. van Swol and J. Coates, "Characterization of handpieces to control tissue ablation with pulsed CO₂ laser", *Proc. SPIE*, 2391 358-65 (1995).
2. R. G. Wheeland, "Clinical uses of lasers in dermatology", *J. Lasers. Surg. Med.*, 16 2-23 (1995).
3. B. D. Zelickson, D. A. Mehregan, A. A. Zarrin, C. Coles, P. Hartwig, S. Olson and J. Leaf Davis, "Clinical, histologic, and ultrastructural evaluation of tattoos treated with three laser systems", *J. Lasers. Surg. Med.*, 15 364-72 (1994).
4. R. H. Ossoff, J. A. Coleman, M. S. Courey, J. A. Duncavage, J. A. Werkhaven and L. Reinisch, "Clinical applications of lasers in otolaryngology: head and neck surgery", *J. Lasers. Surg. Med.*, 15 217-48 (1994).
5. R. E. Blackwell, "Applications of laser surgery in gynecology. Hype or high tech?", *J. Surg. Clin. North Am.* 71 1005-22 (1991).
6. R. J. Lanzafame, "Applications of lasers in laparoscopic cholecystectomy", *J. Laparoendosc. Surg.* 1 33-6 (1990).
7. A. Wakabayashi, "Expanded applications of diagnostic and therapeutic thoracoscopy", *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 102 721-3 (1991).
8. C. Weinstein, "Ultrapulse carbon dioxide laser removal of periocular wrinkles in association with laser blepharoplasty", *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 12 205-9 (1994).
9. J. R. Chambers, D. Clark, C. Bainbridge, C. Balakrishnan and T. A. Piggot, "Automation of laser treatment of port wine stains", *J. Phys. Med. Biol.*, 35, No 7, 1025-1028 (1990).
10. F. Laffitte, S. Mordon, J. P. Chavoin, J. L. Bonafé and M. Costagliola, "The frequency-doubled Nd-YAG laser with automatic scanning in the treatment of port-wine stains : A preliminary report", *J. Lasers Med. Sci.*, 7 (3), 341-349 (1992).
11. D. J. Smithies, P. H. Butler, J. W. Pickering and E. P. Walker, "A computer controlled scanner for the laser treatment of vascular lesions and hyperpigmentation", *J. Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 12, No 3, 261-267 (1991).
12. B. Buys, J. P. Sozanski, S. Mordon, J. M. Brunetaud, Y. Moschetto, "Process for treatment by irradiating an area of the body, and treatment apparatus usable in dermatology for the treatment of cutaneous angio dysplasia",

- Brevet* US005336217A (09/08/1994).
13. S. Mordon, G. Rotteleur, J. M. Brunetaud and D. B. Apfelberg, " Rationale for automatic scanners in laser treatment of port wine stains ", *J. Lasers Surg. Med.*, 13, 113-23 (1993).
 14. D. B. Afelberg and B. Smoller, "Preliminary analysis of histological results of Hexascan device with continuous tunable dye laser at 514 (argon) and 577 nm (yellow)", *J. Lasers Surg. Med.*, 13, 106-12 (1993).
 15. E. L. Sebern, C. J. H. Brenan, I. W. hunter, "Design and characterization of a laser-based instrument with spectroscopic feedback control for treatment of vascular lesions: the Smart Scalpel", *J. Biom.Opt*, 5 (4) : 375-382 (2000).
 16. P. P. van Saarloos and I. J. Constable, "Improved excimer laser photorefractive keratectomy system", *J. Lasers Surg.Med.*, 13 189–96 (1993).
 17. Smith Robert F, *Brevet* US5350374, (27-09-1994).
 18. Altman Zino, *Brevet* WO0115592, (8/3/2001).
 19. Dubinack Steffen, *Brevet* DE 19914914, (26/10/2000).
 20. Shanks Ian, *Brevet* US 5514127, (27/5/1996).
 21. A. Bersellini, R. Farcy, F. Gasse, L. Pruvost, *Brevet* FR2826462 A1,(27-12-2002).
 22. U. Z. I. Efron, "spatial light modulators for optical computing and information processing ", *IEEE*, (1989).
 23. J. A. Neff, R. A. Athale et S. H. Lee, "Two-dimensional spatial light modulators : A tutorial" , *IEEE* , (May 1990).
 24. L. Hornbeck, *J. Texas Inst. Tech*, 15, 7-46 (1998).
 25. M. Mignardi, *J. Texas Inst. Tech.*, 15, 56-63 (1998).
 26. R. Meier, *J. Texas Inst. Tech.*, 15, 64-74 (1998).
 27. H. Chu et al., *J. Texas Inst. Tech.*, 15, 75-86 (1998).
 28. M. Douglass & A. Sontheimer, *J. Texas Inst. Tech.*, 15, 128-136 (1998).
 29. C. E. Michel; *St Louis Clinical Record* 2:145 (1875)
 30. K. L. Kalkworf, R. F. Krejci, A. R. Edison, et al, "Subjacent heat production during tissue excision with electrosurgery", *J Oral Maxillofac Surg* 41:653 (1983)
 31. A. M. Kligman, L. Peters, "Histologic changes of human hair follicles after electrolysis: A comparison of two methods", *Cutis* 34:169 (1984)
 32. R. N. Richards, G. E. Meharg, "Electrolysis: Observations from 13 years and

- 140,000 hours of experience", *J. Am Acad Dermatol* 33:662 (1995)
33. R. F. Wagner, "Medical and technical issues in office electrolysis and thermolysis", *J. Dermatol Surg Oncol*, 19:575 (1993)
34. C. Dierickx, M. B. Alora, J. S. Dover, "A clinical overview of hair removal using lasers and light sources", *J. Dermatol Clin*, 17:357– 66 (1999)
35. M. R. Herd, J. S. Dover, K. A. Arndt. "Basic laser principles", *J. Dermatol Clin*, 15, 469–77 (1997).
36. R. R. Anderson, J. A. Parish, "Selective photothermolysis: Precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation", *Science* 220:524 (1981)
37. R. M. Clement, M. N. Kiernan, "A method and apparatus for depilation", *Brevet PCT* 95902863.0 (1994)
38. M. C. Grossman, C. Dierickx et al, "Damage to hair follicles by normal mode ruby laser pulses", *J. Am Acad Dermatol* 35:889 (1996)
39. M. Akiyama, B. A. Dale, T. T. Sun, et al, "Characterization of hair follicle bulge in human fetal skin: The human fetal bulge is a pool of undifferentiated keratinocytes", *J Invest Dermatol*, 105:844 (1995).
40. E. R. Farmer, A. F. Hood, "Pathology of the skin", *East Norwalk CT, Appleton and Lange* (1990).
41. M. Saitoh, M. Uzuka, et al, "Rate of hair growth", In W. Montagan, R. L. Dobson (Eds), "Advances in biology of the skin", Vol IX, HairGrowth, *Oxford, Pergamon*, p.183 (1969).
42. T. T. Sun, Costasarelis G, R. M. Lavker, "Hair follicular stem cells: The bulge activation hypothesis", *J. Invest Dermatol*, 96:775 (1992)
43. A. M. Kigman, "The human hair cycle", *J. Invest Dermatol*, 33:307 (1959).
44. J. L. Boulnois, "Photophysical processes in recent medical laser developments: a review", *J. Lasers Med. Sci.*, 1 47-66 (1986).
45. B. E. DiBernardo, J. Perez, H. Usal, et al., "Laser hair removal: Where are we now?", *J. Plast. Reconstr. Surg.*;104:247–57 (1999).
46. R. G. Wheeland, "Laser-assisted hair removal", *J. Dermatol Clin*, 15:469–77 (1997).
47. S. L. Kilmer, R. G. Wheeland, D. J. Goldberg, et al., "Treatment of epidermal pigmented lesions with frequency-doubled Q-switched Nd: YAG laser: A controlled, single impact, dose response, multicenter trial", *Arch Dermatol* 130:1515 (1994)

48. G. Muller, B. Schaldbach, "Basic laser tissue interaction", EEC medical laser concerted action program. 1st Plenary workshop on safety and laser tissue interaction, (1998)
49. M. J. C. Van Gemert, A. J. Welch, "Time constants in thermal laser medicine", *J. Lasers Surg Med*, 9:405 (1989).
50. S. H. Liew, "Unwanted body hair and its removal: A review", *J. Derm Surg*;25:431-9 (1999).
51. E. V. Ross, Z. Ladin, M. Kreindel, et al., "Theoretical considerations in laser hair removal.", *J. Dermatol Clin*;17:333-55 (1999).
52. R. L. Ort, R. R. Anderson, "Optical hair removal", *Semin Cutan Med Surg*, 18:149-58 (1999).
53. S. R. Mordon, G. Rotteleur, B. Buys, J. M. Brunetaud, "Comparative study of the 'point-by-point technique' and the 'scanning technique' for laser treatment of port-wine stain", *J. Lasers Surg Med*, 9: 398-404 (1989).
54. P. Lenz, "L'utilisation de lasers en médecine : bases physiques et considérations pratiques", *RBM*, 18: 165-78 (1996).
55. G. Rotteleur, S. Mordon, D. Cochelard, H. Bergoend, P. Thomas, J. M. Brunetaud, "Traitement des angiomes plans par laser à Argon. Étude rétrospective de 344 dossiers : comparaison entre pièce à main classique et pièce à main automatique (Hexascan)", *Nouv Dermatol*, 10 : 334-8 (1991).
56. R. G. Geronemus, *J. Dermatol Surg*, 21: 399-403 (1995).
57. R. Ashinoff, R. G. Geronemus, "Flashlamp-pumped pulsed dye laser for port-wine stains in infancy : earlier versus later treatment", *J. Am Acad Dermatol*, 24 : 467-72 (1991).
58. J. S. Nelson, "Lasers : state of the art in dermatology". *J. Dermatol Clin*, 11: 15-26 (1993).
59. R. G. Geronemus, "Pulsed dye laser treatment of vascular lesions in children", *J. Dermatol Surg Oncol*, 19: 303-10 (1993).
60. M. S. Spicer, D. J. Goldberg, "Lasers in dermatology", *J. Am Acad Dermatol*, 34:1-5 (1996).
61. E. J. Fiskerstrand, L. O. Svaasand, G. Kopstad, M. Dalaker, L. T. Norvang, G. Volden, "Laser treatment of port wine stains: therapeutic outcome in relation to morphological parameters", *J. Dermatol*, 134: 1039-43 (1996).
62. L. Renfro, R. G. Geronemus, "Anatomical differences of portwine stains in

- response to treatment with the pulsed dye laser", *Arch Dermatol*, 129: 182-8 (1993).
63. A. Ehrlicher, T. Betz, B. Stuhmann, D. Koch, V. Milner, M. G. Raizen, and J. Käs, "Guiding neuronal growth with light", *Proc Natl Acad Sci U S A*. December 10; 99 (25): 16024–16028 (2002).
64. H. Senger (ed.) "Blue Light Effects in Biological Systems", Springer-Verlag, Berlin, (1984).
65. T. I. Karu, "Interaction of monochromatic visible light and near infrared radiation with cells: currently discussed mechanisms", *Proc SPIE*, 2391, 576-586 (1995).
66. A. Arvanitaki and N. Chalazonitis, "Excitatory and inhibitory processes initiated by light and infra-red radiations in single identifiable nerve cells (giant ganglion cells of *Aplysia*), in Nervous Inhibition", *Pergamon Press Oxford*, 194-231 (1961).
67. M. Henkart, "Light-induced changes in the structure of pigmented granules in *Aplysia* neurons", *Science*, 188, 155-157 (1975).
68. R. L. Fork, "Laser stimulation of nerve cells in *Aplysia*", *Nature*, 171 907-908, (1971).
69. M. W. Berns, N. Gamaleya, R. S. Olson et al., "Argon laser micro-irradiation of mitochondria in rat myocardial cells in tissue culture", *J. Cell. Physiol.*, 76 207-214, (1970).
70. A. B. Uzdensky, and V. V. Savransky, "Single neuron response to pulse-periodic laser microirradiation. Action spectra and two-photon effect", *J. Photochem. And Photobiol. B. Biology*, 39, 224-228 (1997).
71. Ikurou Suzuki, Yoshihiro Sugio, Hiroyuki Moriguchi, Yasuhiko Jimbo, Kenji Yasuda, "Modification of a neuronal network direction using stepwise photo-thermal etching of an agarose architecture", *J. Nanobiotechnology*, 2:7 doi:10.1186/1477-3155-2-7 (2004).
72. M. Kreisler et al., "Effect of low-level GaAlAs laser irradiation on the proliferation rate of human periodontal ligament fibroblasts: an in vitro study", *J. Clin Periodontol*, 30: 353-358 (2003).
73. Yu-Hsin-Su, Wu-Chieh-Shan, Yu-Chia-Li, Kao-Ying-Hsien, Chiou-Min-His, "Helium-neon laser irradiation stimulates migration and proliferation in melanocytes and induces repigmentation in segmental-type vitiligo", *J. Invest Dermatol*, 120 (1): 56-64 (2003).
74. A. E Pereira, C. de Paula Eduardo, E. Matson et al, "Effect of low-power laser

- irradiation on cell growth and procollagen synthesis of cultured fibroblasts", *J. Lasers Surg Med*, 31: 263-267 (2002).
75. T. Karu, N. Afanaseyeva, S. Kolyakov et al., "Changes in absorbance of monolayer of living cells induced by laser radiation at 633, 670 and 820 nm", *IEEE J Selected Topics in Quantum Electronics*, 7 (6): 982-988 (2001).
76. T. Karu, S. Kolyakov, L. Pyatibrat et al., "Irradiation with diode at 820 nm induces changes in circular dichroism spectra (250-780 nm) of living cells", *IEEE J Selected Topics in Quantum Electronics*, 7 (6): 976-981 (2001).
77. L. Almeida-Lopes, J. Rigau, R. A. Zangaro et al., "Comparison of the low level laser therapy effects on cultured human gingival fibroblasts proliferation using different irradiance and same fluence", *J. Lasers in Surgery and Medicine*, 29(2): 179-184 (2001).
78. P. G. De. Gennes, "The physics of liquid crystals", *Clarendon press oxford*, (1993).
79. P. Rudquist, "The flexoelectro-optic effect in cholesteric liquid crystals", *Chalera University of Technology*, Göteborg (1997).
80. G. U. Xiaofeng et al, "The fabrication and application of a novel oa-slm based on a-si :h and its alloy", *J. non-crystalline solids*, (1996).
81. P. Berthelé, *Thèse de doctorat, Université de Bretagne occidentale*, (1998)
82. H. Lewinsohn, "Active addressing of passive matrix displays", *IEEE*, (1994)
83. J. A. Davis, D. E. McNamara, D. M. Cottrell, T. Sonehara, *J. Appl. Opt.* 39 (10) 1549-1554 (2000).
84. M. Stalder, M. Schadt, *J. Opt. Lett.* 21(23), 1948-1950 (1996).
85. C. Ye, *Opt. Eng.* 30 (10) 3031-3035 (1995).
86. J. W. Goodman, "Introduction to Fourier Optics", McGraw-Hill, New York, (1996)
87. R. M. A. Azzam, N. M. Bachara, "Ellipsometry and polarised light", Elsevier, Amsterdam (1977).
88. R. L. Eriksen, P. C. Mogensen, J. Gluckstad, *J. Opt. Comm.* 187 325-336 (2001).



Résumé :

La recherche de nouveaux moyens de sélectivité pour les traitements laser dans le domaine biomédical n'est pas actuellement une thématique active, contrairement à l'analyse par la lumière des cellules et des tissus qui connaît une phase intense d'évolution. Mon travail a consisté à proposer un système sélectif de dépôt de lumière et à chercher les applications potentielles d'un tel dispositif.

J'ai réalisé un montage expérimental utilisant un modulateur spatial de lumière à cristaux liquides et permettant de contrôler l'asservissement de la lumière traitante sur l'imagerie vidéo de la surface à traiter. Ce contrôle fait appel à un traitement automatique des images.

Les résultats expérimentaux ont permis d'évaluer les performances pouvant être réellement atteintes par le dispositif. En effet nous obtenons une résolution spatiale de l'ordre de 30 μm sans avoir atteint les limites de notre montage, et une robustesse et simplicité de mise en œuvre grâce à l'absence de parties mobiles dans le dispositif. Par contre notre solution est limitée quant à la dose maximale d'énergie délivrable.

Fonction des performances actuelles et de celles que nous jugeons accessibles moyennant améliorations, nous nous sommes attachés à rechercher l'application pour laquelle ce dispositif pouvait avoir un apport conséquent. Nous avons été amené à mettre de côté les applications les plus courantes actuelles de traitement laser pour des raisons, soit de processus biologiques mis en œuvre, soit de limitations du dispositif. Par contre il est apparu que les caractéristiques d'un tel dispositif semblent tout à fait adaptées à la manipulation de la croissance cellulaire et tissulaire. En effet les doses d'énergie nécessaires sont accessibles au dispositif, sa résolution est à l'échelle micrométrique et son temps de boucle d'asservissement est très court par rapport aux constantes de temps des processus.

Abstract :

Research of new selectivity means for laser treatment in the biomedical domain is not currently an active field, contrary to the analysis of cells and tissues by light which is in an intense phase of evolution. My work consisted of proposing a selective light deposition system and of looking for the potential applications of such a device.

I have achieved an experimental setup using a liquid crystal spatial light modulator and allowing the control of the light repartition relating to the video image of the surface to be treated. This control uses an automatic image analysis.

Experimental results have allowed the evaluation of the performances that can be actually reached by the irradiation system. In fact we get a spatial resolution about 30 μm without having reached the limits of our system, and a hardness and a simplicity of implementation because we use no mobile parts in the system. On the other hand our solution is limited as for the maximal dose of the deliverable energy.

Function of the actual performances and those that we think accessible after adding improvement, we have tried to look for the application for which this irradiation system could have a consequent contribution. We have been obliged to put a side the most current applications of laser treatments because of either the implemented biologic processes or the limitations of the system. However it appears that the characteristics of the system seem to be perfectly adapted to the manipulation of the cellular and tissular growth. In fact the system provides the necessary energy doses, its resolution is about the micrometric scale and its loop time of treatment is very short in relation to the time constants of the processes.