

N° d'ordre : 42337

Année : 2017

THÈSE DE DOCTORAT

présentée publiquement à

L'UNIVERSITÉ DE LILLE 1 SCIENCES ET TECHNOLOGIES
École doctorale des Sciences Pour l'Ingénieur

pour obtenir le grade de

DOCTEUR

Spécialité : Automatique, productique

par

Yesim OGUZ

**Conception et réalisation de structures textiles lumineuses pour le
traitement et le monitoring de la thérapie Photo Dynamique
(PDT)**

Soutenance soutenue le 4 avril 2017 devant la Commission d'Examen :

Prof. Alain PRUSKI	Université de Lorraine	Rapporteur
Prof. Lieva VAN LANGENHOVE	Université de Gent	Rapporteur
Prof. Nicolai CHRISTOV	Université de Lille 1 Sciences et Technologies	Examinateur
Prof. René ROSSI	Laboratoire EMPA	Examinateur
Dr. Cédric COCHRANE	ENSAIT	Encadrant
Prof. Vladan KONCAR	ENSAIT	Directeur de thèse
Prof. Serge MORDON	INSERM	Membre Invité
Dr. Nadège BOUCARD	MDB TEXINOV	Membre Invité

*À mes parents et mon frère,
Ma belle-famille et mon compagnon,*

*Anneme, babama
Ve kardesime*

Remerciements

La rédaction de ces remerciements marque la fin de trois années de travail au sein du laboratoire GEMTEX. J'en profite donc pour associer au succès de ce travail les personnes qui ont contribué de quelques manières que ce soit à la bonne conduite de cette thèse.

Je souhaite tout d'abord présenter mes sincères remerciements à Vladan KONCAR, Professeur des universités à l'ENSAIT, et Cédric COCHRANE, Enseignant-chercheur à l'ENSAIT, de m'avoir choisie et fait confiance pour ce travail de recherche et de m'avoir encadrée et soutenue tout au long de ces trois années de thèse.

J'exprime mes remerciements à l'ensemble de l'équipe PHOS-ISTOS. Je remercie en particulier Serge MORDON, Professeur à l'INSERM de Lille, et Nadège BOUCARD, Responsable R&D pour leur soutien.

Je remercie également Nicolas DUMONT, le technicien du tissage, pour son expertise de tisserand et pour sa bonne humeur.

Je remercie mes camarades doctorants et post-doctorants avec qui j'ai pu passer ces trois années plaisantes à l'ENSAIT. Une mention spéciale à Esma AYAD avec qui j'ai partagé non seulement le même bureau mes aussi beaucoup de souvenirs qui me rappelleront de très bons moments. Je la remercie particulièrement pour son soutien et son aide.

Je voudrai remercier aussi tous mes proches et mes amis qui étaient là pour moi.

Mes plus sincères remerciements vont également à ma famille, qui m'a toujours soutenue et crue en moi, et ma belle-famille qui est devenue ma deuxième famille.

Et enfin pour finir, je voudrai adresser une pensée très particulière à Pierre Adrien GOUILLART qui est ma vie, pour son support pendant tous les moments difficiles. C'est grâce à toi que j'ai pu accomplir tout cela...

Sommaire

Remerciements	I
Sommaire.....	II
Introduction générale	1
Conclusion générale	156

Table de matières

CHAPITRE I Etat de l'Art	13
1 Thérapie Photo Dynamique (PDT).....	13
1.1 Photo-sensibilisants (PS).....	15
1.2 Sources lumineuses pour la PDT	18
1.2.1 Daylight PDT	18
1.2.2 Sources de lumière à base de lampes ou tubes fluorescents.....	18
1.2.3 Sources de lumière à base de LED.....	20
1.2.4 Sources de lumière à base d'OLED.....	23
1.2.5 Lasers	25
2 Bases théoriques des fibres optiques.....	27
2.1.1 Loi de Snell Descartes et la réflexion interne totale.....	27
2.1.2 Fibres optiques	28
2.1.3 Atténuation optique.....	33
2.1.4 Méthodes pour transformer une fibre optique en fibre optique à émission latérale	36
3 Conclusion	44
4 Bibliographie.....	44
CHAPITRE II Fabrication des tissus lumineux et leur utilisation	59
CHAPITRE II Fabrication des tissus lumineux et leur utilisation	59
1 Etat de l'art.....	59
1.1 Généralités sur les méthodes de fabrication des tissus lumineux	59
1.1.1 Former des macro-courbures sur une fibre optique.....	59
1.1.2 Procédé de Tissage	61
1.2 Généralités sur le couplage	72
1.3 Généralités sur les mesures et l'évaluation des propriétés lumineuses.....	74

2 Méthodes expérimentales.....	76
2.1 Technique de procédé tissage.....	77
2.1.1 Présentation des matériaux utilisés.....	77
2.1.2 Choix d’armure.....	77
2.1.3 Constitution de la machine à tisser.....	81
2.2 Technique de procédé de tricotage.....	89
2.3 Technique de couplage tissu lumineux – source de lumière.....	91
2.4 Technique de mesures et d’évaluation du rendu lumineux.....	96
2.4.1 Dispositifs de mesure.....	96
2.4.2 Méthode de mesure et d’évaluation des propriétés lumineuses des textiles.....	97
2.4.3 Méthode de mesure des angles de courbures de fibres optiques.....	98
2.5 Procédé utilisé pendant les essais cliniques.....	99
2.6 Kit de traitement pour la PDT.....	99
2.7 Traitement.....	101
2.7.1 Préparation du patient.....	101
2.7.2 Traitement avec la PDT kit PHOS ISTOS.....	102
2.7.3 Traitement avec la PDT classique.....	103
2.8 Evaluation de la douleur.....	103
3 Conclusion.....	104
4 Bibliographie.....	105

CHAPITRE III Optimisation des propriétés lumineuses des textiles lumineux et leur utilisation 113

1 Etat de l'art.....	113
1.1 Modélisation et optimisation par plan d'expériences.....	113
1.1.1 Définition et l'intérêt du plan d'expériences.....	113
1.1.2 Méthodologie de la surface de réponse (RSM).....	118
1.1.3 Traitement mathématique–statistique des données.....	119
1.1.4 Analyse de la variance - ANOVA.....	119
1.1.5 Génération des graphiques de surfaces de réponses 3D.....	122
1.2 Technique de monitoring par fluorescence.....	123
2 Méthodes expérimentales.....	125
2.1 Adaptation d'un plan d'expériences sur l'optimisation des propriétés lumineuses d'un tissu lumineux.....	125
2.1.1 Définition de l'objectif de l'étude.....	125
2.1.2 Choix de la réponse pour atteindre l'objectif.....	125
2.1.3 Définition des facteurs et leurs niveaux.....	125
2.1.4 Choix du plan d'expérience.....	126
2.1.5 Modélisation mathématique et expérimentale.....	126
2.2 Evaluation des tissus lumineux utilisés pour le monitoring des cellules cancéreuses par fluorescence.....	128
3 Résultats.....	130
3.1 Résultats d'optimisation des propriétés lumineuses d'un tissu lumineux par le plan d'expériences.....	130
3.2 Résultats des mesures de puissance sur les essais de solution scientifique pour l'optimisation d'un tissu lumineux.....	144
3.3 Résultats d'évaluation des tissus lumineux utilisés pour le monitoring des cellules cancéreuses.....	152
3.4 Résultats des mesures sur le tricot lumineux.....	154
4 Conclusion.....	155

5 Bibliographie.....157

INTRODUCTION

GENERALE

Introduction générale

Contexte du projet FP7 PHOS-ISTOS

Le cancer est une pathologie caractérisée par le développement de tumeurs malignes, qui se multiplient de façon incontrôlable, formées à partir de la transformation par altération d'une cellule saine.

En générale, trois traitements sont utilisés pour traiter le cancer :

- la chirurgie est utilisée pour retirer la tumeur et le tissu l'entourant,
- la thérapie (ablation) est utilisée pour détruire la tumeur en la gelant ou en la brûlant,
- la radiothérapie et la chimiothérapie sont utilisées pour détruire les cellules malignes ou empêcher leur multiplication en utilisant respectivement des éléments radioactifs et des produits chimiques.

Malgré l'efficacité de ces traitements, ils manquent de sélectivité car ils touchent également les tissus sains.

Depuis le début des années 80, la thérapie photo dynamique (Photo Dynamic Therapy : *PDT*) est devenue une solution incontournable pour le traitement de diverses tumeurs précancéreuses et malignes telles que, la Kératose Actinique (AK), le Carcinome Basocellulaire et la maladie de Bowen dans le domaine de la dermatologie, le mésothéliome pleural, le psoriasis et la carcinose péritonéale dans la cavité abdominale.

La PDT est une procédure de traitement efficace, bien tolérée et non invasive. En dermatologie, ce traitement a des résultats cosmétiques très satisfaisants comparés à la chirurgie et à la cryothérapie. L'effet thérapeutique de la PDT dépend de la substance **photosensibilisant**, de l'oxygénation de la tumeur et de la dose de lumière appliquée comme décrit dans la Figure 1.

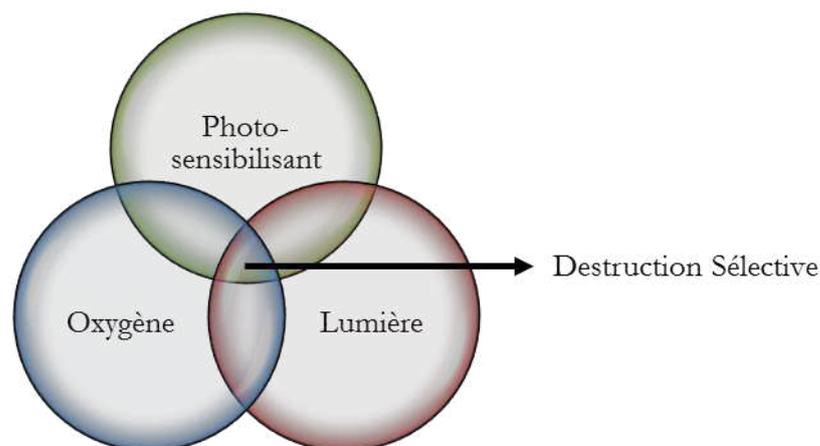


Figure 1. La destruction sélective avec la PDT

L'intérêt de cette méthode, comparée aux autres traitements du cancer, est la destruction sélective des cellules cancéreuses. Le principe de la PDT est basé sur l'utilisation des agents photo-

sensibilisants activés par la lumière qui libèrent des radicaux libres (oxygène singulier) qui détruisent les cellules malignes et pré-malignes tout en épargnant les cellules saines.

Aujourd'hui la lumière utilisée pour activer les agents photo-sensibilisants dans le protocole de la PDT conventionnelle est délivrée par des panneaux constitués de diodes électroluminescentes (LEDs). Les inconvénients principaux de ces panneaux LEDs sont :

- la non-uniformité de l'émission de la lumière par les panneaux LEDs sur les surfaces courbées (Figure 2) [1,2],
- la douleur provoquée par la dose élevée de la lumière pendant l'exposition [3–5],
- le faible nombre de patients pouvant être traités en même temps,
- leur disponibilité uniquement dans des environnements spécialisés (hôpitaux, cliniques) liée à leur coût élevé.

La non-uniformité de l'émission de la lumière par les panneaux LEDs est représentée dans la Figure 2.

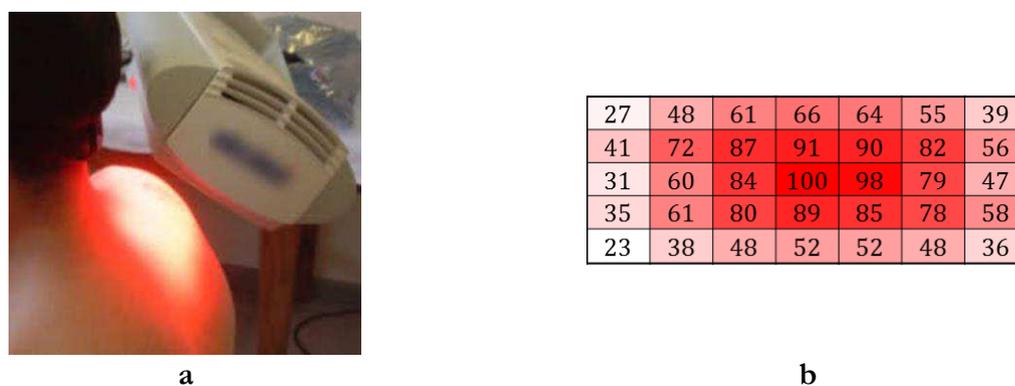


Figure 2. Illumination de la peau par un panneau LED (Aktilite CL 16) (a), et la distribution des puissances ($\text{mW}\cdot\text{cm}^{-2}$) sur la zone illuminée (b). Chaque cellule du tableau représente une surface de 1 cm^2 (la valeur 100 = $81,3\text{ mW cm}^{-2}$) (b)

La Figure 2 montre que la distribution de la lumière par un panneau LED (Aktilite CL 16), est irrégulière sur une surface courbée et complexe telle que le corps humain.

L'objectif du projet PHOS-ISTOS est de développer une méthode alternative pour une application médicale en combinant les méthodes de fabrication de l'industrie textile avec des sources laser et des dispositifs optiques. Cela passe par la création d'un textile diffuseur de lumière homogène et de faible intensité, afin de remplacer les panneaux LEDs utilisés dans la méthode de la PDT conventionnelle et d'éliminer les inconvénients cités précédemment y compris la douleur.

L'intérêt et l'importance des textiles intelligents se sont accrus au cours des quinze dernières années. Le projet PHOS-ISTOS s'intègre dans cette démarche en élaborant des applications à haute valeur ajoutée destinées aux marchés de l'innovation des textiles médicaux.

Afin de développer une alternative efficace à l'utilisation des panneaux LEDs, l'ENSAIT (Ecole Nationale Supérieure des Arts et Industries Textiles) a proposé d'insérer des **fibres optiques (FO) en Poly Méthyl Méth Acrylate (PMMA)** dans un textile flexible qui s'adapte à la morphologie du corps humain et qui diffuse, de manière latérale et homogène. Le textile

connecté à une source lumineuse issue des sources lasers permettant de traiter les zones touchées par les maladies de la peau.

Le dispositif de textiles lumineux est léger et flexible. Par conséquent, il sera envisageable de l'utiliser à domicile suite au diagnostic et en suivant le traitement défini par les spécialistes.

Le projet collaboratif européen PHOS ISTOS, coordonné par l'INSERM U 703 (Institut national de la santé et de la recherche médicale) a débuté le 1^{er} novembre 2014 pour une durée de trois ans. Son nom provient du Grec « **phos** » ce qui signifie la lumière et « **istos** » le tissu. Il est financé par l'Union Européenne dans le cadre du 7^{ème} Programme Cadre de Recherche et Développement (7^{ème} PCRD ou FP7). Les différentes entreprises et laboratoires de recherche associés au projet mettent en commun leurs compétences nécessaires à sa bonne conduite. Ces compétences concernent la modélisation, la connaissance du textile et les études et applications médicales.

Le projet PHOS-ISTOS comporte trois principaux axes d'études :

- la conception de structures textiles complexes diffusant la lumière,
- la conception d'une source de lumière laser,
- les essais cliniques pour la validation du système complet.

Le projet PHOS-ISTOS comporte huit partenaires, chacun ayant une mission bien définie pour atteindre les objectifs du projet.

L'**INSERM**, le **CHRU de Lille** et le **KLINIKUM VEST** sont en charge des études et applications médicales. Leur rôle dans ce projet est de définir l'étude de cas de traitement par le nouveau diffuseur de lumière, les paramètres de la PDT (dose de médicament, les propriétés et la durée de la lumière) pour la structure du diffuseur de lumière. Leur second rôle est d'effectuer des essais cliniques avec le nouveau textile lumineux pour comparer cette approche avec la PDT traditionnelle utilisant les sources lumineuses conventionnelles et valider la nouvelle méthode.

La mission de **MODULIGHT** et **EREO** est de connecter les textiles lumineux à une source de lumière à base de laser.

Le rôle attribué à **REDEN** est la modélisation du comportement de la lumière injectée dans les fibres optiques insérées dans le textile lumineux, et la validation des modèles pour les travaux suivants.

Les missions de **PROPLAST** portent sur la conception et la fabrication de moules pour une intégration définitive du tissu lumineux et de la source de lumière et son alimentation électrique au sein d'un dispositif.

L'**ENSAIT** et **TEXINOV** sont chargés de la conception et de la fabrication d'une structure optimale pour le diffuseur de lumière flexible (tissu et tricot) en fonction de différentes technologies de fabrication de textiles. Ils doivent également réaliser des prototypes fonctionnels et tester leur efficacité lumineuse et leur homogénéité.

Contribution de l'ENSAIT dans le projet

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse ont été réalisés au sein du laboratoire GEMTEX (GENie et Matériaux TEXTile) rattaché à l'ENSAIT pour développer des textiles lumineux, en utilisant les techniques de tissage dans le but de remplacer les sources lumineuses utilisées dans la PDT.

L'ENSAIT a développé, pour d'autres applications dans des projets antérieurs, un diffuseur lumineux flexible en intégrant les fibres optiques en PMMA dans une structure textile fabriquée par la technique de tissage.

Une nouvelle armure spécifique a été mise au point en étudiant l'atténuation de la lumière latérale des fibres optiques insérées dans les différentes armures fondamentales. Cette atténuation de la lumière est obtenue grâce aux courbures formées par les fils de trame (fibre optique polymère) imposées par les fils de chaîne dans une structure tissée.

Ainsi, les tensions des fils de chaîne, l'un des paramètres du tissage le plus influent, ont été modifiées pour analyser les changements des rayons de courbures de fibre optique. En modifiant ces paramètres, la lumière émise par le tissu a aussi été modulée. Un plan d'expériences a été appliqué pour collecter et comprendre les valeurs de l'intensité lumineuse et l'homogénéité de la distribution de la lumière. Les modèles mathématiques ont également été développés afin de prédire et contrôler les paramètres influents comme les tensions de fils de chaîne sur les propriétés lumineuses des tissus lumineux.

Enfin, les prototypes optimisés ont été fabriqués, puis les mesures d'irradiation (mW.cm^{-2} , aussi appelé l'intensité de la lumière) et les calculs de l'homogénéité de la distribution de la lumière ont été réalisés sur le tissu.

Objectifs de la thèse

Cette thèse de doctorat comporte quatre objectifs principaux :

- Optimiser l'homogénéité du diffuseur textile pour obtenir une variation de la valeur de la puissance (mW.cm^{-2}) maximale de $\pm 25\%$ nécessaire pour une application médicale.
- Optimiser l'efficacité (mW.cm^{-2}) du diffuseur textile afin d'obtenir une irradiation moyenne $5 \text{ mW.cm}^{-2}.\text{W}^{-1}$. L'irradiance moyenne dépend de la puissance de la source laser. Dans le projet, le textile lumineux a été branché à une source laser avec deux diodes de 200 mW, ainsi l'irradiance moyenne attendue était 1 mW.cm^{-2} pour 100 cm^2 .
- Optimiser les paramètres du tissage pour la mise en œuvre des fibres optiques et créer un modèle de connaissance pour comprendre les phénomènes optiques dans un diffuseur de lumière textile.
- Accompagner les partenaires industriels dans la phase d'industrialisation du dispositif de traitement PDT.

Bibliographie

- [1] T. Khan, M. Unternährer, J. Buchholz, B. Kaser-Hotz, B. Selm, M. Rothmaier, et al., Performance of a contact textile-based light diffuser for photodynamic therapy.,

Photodiagnosis Photodyn. Ther. 3 (2006) 51-60. doi:10.1016/S1572-1000(05)00182-1.

- [2] S.R. Wiegell, H.C. Wulf, R.M. Szeimies, N. Basset-Seguin, R. Bissonnette, M.J.P. Gerritsen, et al., Daylight photodynamic therapy for actinic keratosis: An international consensus: International Society for Photodynamic Therapy in Dermatology, *J. Eur. Acad. Dermatology Venereol.* 26 (2012) 673-679. doi:10.1111/j.1468-3083.2011.04386.x.
- [3] C.B. Warren, L.J. Karai, A. Vidimos, E. V. Maytin, Pain associated with aminolevulinic acid-photodynamic therapy of skin disease, *J. Am. Acad. Dermatol.* 61 (2009) 1033-1043. doi:10.1016/j.jaad.2009.03.048.
- [4] S. Attili, A. Lesar, A. McNeill, M. Camacho-Lopez, H. Moseley, S. Ibbotson, et al., An open pilot study of ambulatory photodynamic therapy using a wearable low-irradiance organic light-emitting diode light source in the treatment of nonmelanoma skin cancer, *Br. J. Dermatol.* 161 (2009) 170-173. doi:10.1111/j.1365-2133.2009.09096.x.
- [5] K. Langmack, R. Mehta, P. Twyman, P. Norris, Topical photodynamic therapy at low fluence rates--theory and practice., *J. Photochem. Photobiol. B.* 60 (2001) 37-43. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11386679>.

CHAPITRE I

Etat de l'art

Table des matières

CHAPITRE I Etat de l'Art.....	13
1 Thérapie Photo Dynamique (PDT).....	13
1.1 Photo-sensibilisants (PS)	15
1.2 Sources lumineuses pour la PDT	18
1.2.1 Daylight PDT.....	18
1.2.2 Sources de lumière à base de lampes ou tubes fluorescents	18
1.2.3 Sources de lumière à base de LED	20
1.2.4 Sources de lumière à base d'OLED.....	23
1.2.5 Lasers	25
2 Bases théoriques des fibres optiques	27
2.1.1 Loi de Snell Descartes et la réflexion interne totale	27
2.1.2 Fibres optiques.....	28
2.1.3 Atténuation optique	33
2.1.4 Méthodes pour transformer une fibre optique en fibre optique à émission latérale 36	
3 Conclusion.....	44
4 Bibliographie	44

CHAPITRE I Etat de l'Art

1 Thérapie Photo Dynamique (PDT)

L'exposition chronique au soleil cause des maladies comme le photo-vieillessement et le cancer de la peau. L'absorption des UV par la peau provoque une réaction chimique qui altère l'ADN [1].

La **Kératose Actinique** (Actinic Keratosis : **AK**) est un état précancéreux de la peau qui peut se développer en cancer non-mélanome (environ 20 % de cas) tel que le carcinome basocellulaire (Basal Cell Carcinoma : BCC), le carcinome à cellules squameuses (Squamous Cell Carcinoma : SCC) et la maladie de Bowen [2,3]. Il est par conséquent fortement recommandé de traiter l'AK le plus vite possible. La Figure I. 1 montre les lésions d'AK.

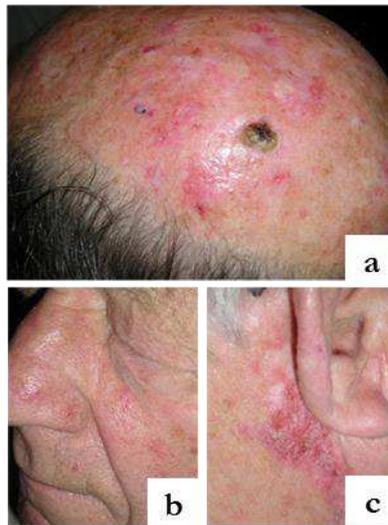


Figure I. 1. Lésions de Kératoses Actiniques sur le crane (a), sur le visage (b) et sur le cou (c)

Tel que le montre la Figure I. 1, les zones d'AK sont caractérisées par des lésions rouges, squameuses et croûteuses ou papules [4,5].

Cette maladie de la peau affecte principalement les personnes à peau claire et se trouve essentiellement sur les zones découvertes (visage, tête chauve, front et surface des mains, etc.) en raison de l'exposition à la lumière UV chronique [6].

Il existe de nombreuses options pour le traitement de l'AK. La cryochirurgie, le curetage et la **Thérapie Photo Dynamique (PDT)** sont les traitements les plus courants [7].

La **cryochirurgie** est une opération destinée à détruire le tissu en utilisant le froid extrême de l'azote liquide ou du dioxyde de carbone liquide (l'instrument est montré sur la Figure I. 2 a). Ce procédé est efficace, mais moins sur les lésions épaisses et peut laisser des cicatrices [8]. De plus, il n'est pas ciblé sur la destruction de la cellule cancéreuse.

Le **curetage** est utilisé pour gratter des lésions plus grandes et hypertrophiques avec une curette (l'instrument est montré sur la Figure I. 2 b). Les inconvénients de cette technique sont le besoin d'anesthésie locale et les cicatrices [9].

La **PDT** est particulièrement utilisée pour traiter des lésions précancéreuses ou cancéreuses en combinaison avec un photo-sensibilisant et une lumière appropriée (l'instrument est montré sur la Figure I. 2 c) [10].

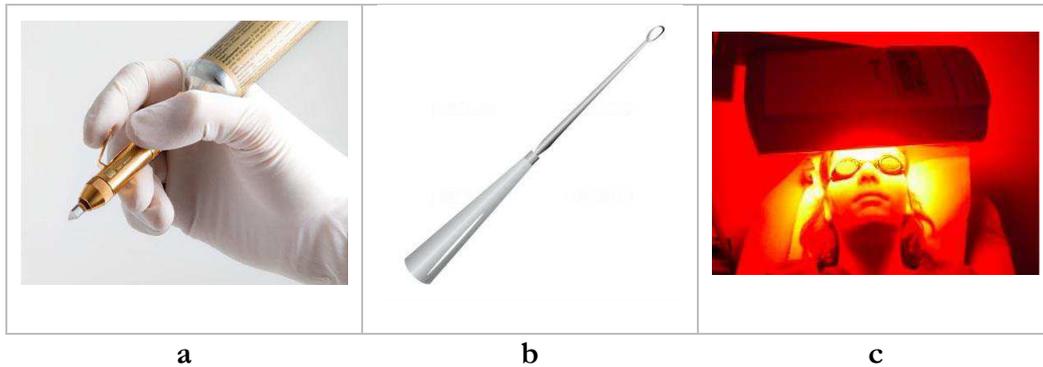


Figure I. 2. Instruments de traitements pour l'AK : cryochirurgie (a), curetage (b), PDT (c)

La PDT est un traitement non invasif et prometteur pour les maladies cancéreuses et précancéreuses en dermatologie. Depuis la fin des années 1970, la PDT a énormément évolué et est de plus en plus utilisée pour traiter l'AK, car elle est aussi efficace que les autres techniques et donne des résultats cosmétiques excellents. Son avantage principal est la destruction sélective des cellules tumorales sans toucher les cellules saines [11]. Elle permet également de traiter un champ de lésion en une seule séance. Ce traitement est également adapté pour traiter [12,13] :

- les maladies non cancéreuses comme la jaunisse, le photo-vieillessement, le psoriasis et l'acné vulgaire,
- les maladies précancéreuses comme AK et Bowen,
- et les maladies cancéreuses comme le BCC et le SCC.

La PDT donne lieu à la destruction sélective des cellules cancéreuses grâce à l'agent photo-sensibilisant activé avec un éclairage approprié (longueur d'onde, temps d'illumination, intensité lumineuse) en présence d'oxygène [14]. L'activation de l'agent photo-sensibilisant génère des espèces cytotoxiques telles que l'oxygène singlet et les radicaux. Cela provoque des réactions chimiques à l'intérieur des cellules cancéreuses, riches en oxygène moléculaire [13].

La définition de la dosimétrie dans le domaine médical correspond à la mesure de la dose de radiation nécessaire afin que le traitement soit efficace [15,16]. La dosimétrie de la PDT est la mesure de la dose définie en fonction de la quantité d'oxygène, de lumière et de photosensibilisant pour la réussite de la PDT [16].

La dosimétrie de la lumière est composée de la fluence, l'irradiance, la longueur d'onde et l'intervalle de drogue-lumière. L'**énergie totale délivrée** (Joule, J) est calculée en multipliant la

puissance (Watt, W) et le temps (seconde, s) [17]. La **fluence** (J/cm^2) est déterminée par l'énergie appliquée sur une surface (cm^2). L'**irradiance** est déterminée par la puissance appliquée sur une surface (W/cm^2 , fluence rate en anglais).

En Europe, la PDT est effectuée en appliquant le photo-sensibilisant Méthyle AminoLévilinate (**MAL** par Metvix®, Galderma) sur les lésions cancéreuses. Un **intervalle** de temps de 3 heures est nécessaire pour que les cellules accumulent une grande quantité de photo-sensibilisant avant de commencer l'illumination [18].

La zone traitée est éclairée par une source de lumière rouge (spectre étroit autour de 630 nm) [19]. L'activation préconisée pour le fabricant de Metvix requiert une fluence de $37 J/cm^2$ (environ $75 mW.cm^{-2}$ pendant 8-10 min) [20]. Il est très important d'appliquer la bonne fluence qui est déterminée par des facteurs tels que la taille du champ lumineux, la distance entre la lampe et la surface de la peau et la durée d'éclairage.

Le durée totale du traitement PDT avec Metvix prend environ 5 heures avec la préparation des lésions, l'application du photo-sensibilisant, l'intervalle drogue-lumière, le traitement et la finition. Il est donc difficile de traiter plusieurs patients par jour.

Aux États-Unis l'**Acide 5-AminoLévilinique** (Aminolevunic Acid : **ALA** par Levulan®, DUSA Pharmaceuticals) est utilisé en tant qu'agent photo-sensibilisant pour la thérapie PDT [21]. La procédure est donc adaptée au l'agent photo-sensibilisant utilisé. La zone traitée est éclairée par une source de lumière bleue (spectre étroit autour de 410 nm) après un intervalle de 12-14 heures [14].

Après l'étape de l'illumination, les photo-sensibilisants s'excitent et interagissent avec l'oxygène à l'état **triplet** (3O_2) et vont former les radicaux libres cytotoxiques et l'**oxygène singlet** (1O_2) dans les deux types de traitements précédemment cités [22].

1.1 Photo-sensibilisants (PS)

Le traitement PDT combine l'agent photosensibilisant, la lumière appropriée et l'oxygène. La réaction subie et le chemin suivi par le photosensibilisant pendant la PDT sont décrits dans la Figure I. 3.

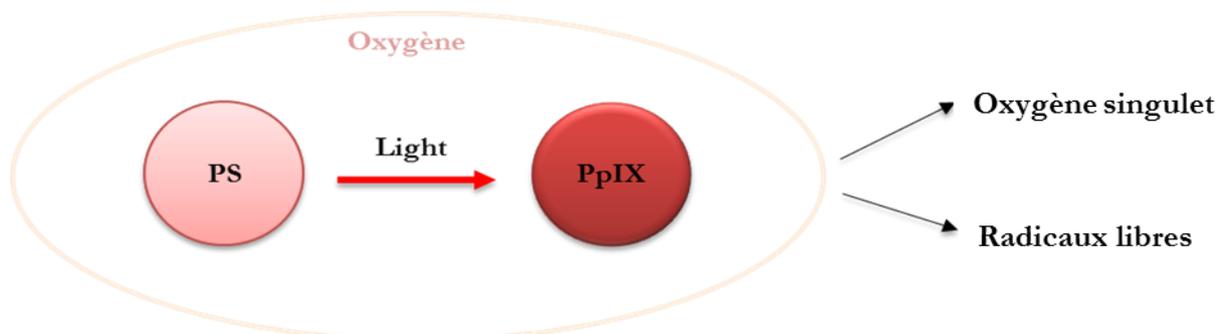


Figure I. 3. Activation du photosensibilisant dans les cellules cancéreux avec une lumière appropriée

La Figure I. 3 démontre que la lumière appropriée converti les agents de photosensibilisant en **protoporphyrines IX (PpIX)**. Les protoporphyrines sont les précurseurs des porphyrines qui jouent un rôle majeur de transport de l'oxygène dans le sang [23].

Les photo-sensibilisants ont besoin d'une lumière ayant à la fois une longueur d'onde appropriée et une intensité optimale pour être activés [24]. Pour une PDT réussie, la source lumineuse doit assurer un maximum d'excitation des photo-sensibilisants et une bonne pénétration tissulaire [22].

La Figure I. 4 décrit l'absorption de PpIX dans les différentes longueurs d'onde et le spectre de la lumière rouge.

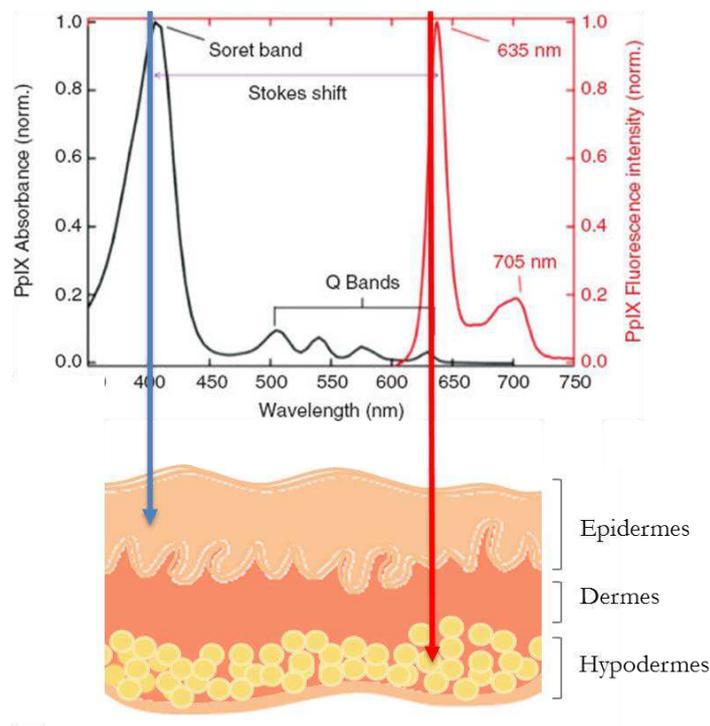


Figure I. 4. Absorption de la PpIX et pénétration de la lumière rouge alimenté par Aktelite® CL 128 dans la peau [12,25]

La Figure I. 4 montre que les longueurs d'ondes inférieures sont mieux absorbées par les photosensibilisants, mais une pénétration plus profonde de la lumière (5 à 8 mm dans la peau) se produit dans le rouge (> 600 nm) [17,26–28]. Cela dépend de la quantité, de la profondeur et de la densité du pigment mélanique [24,29]. De plus, une meilleure augmentation de fluorescence est observée à 570-640 nm lors de l'irradiation avec lampe de Wood (UV-bleu) [30].

Les photo-sensibilisants les plus utilisés sont décrit sur la Figure I. 5.

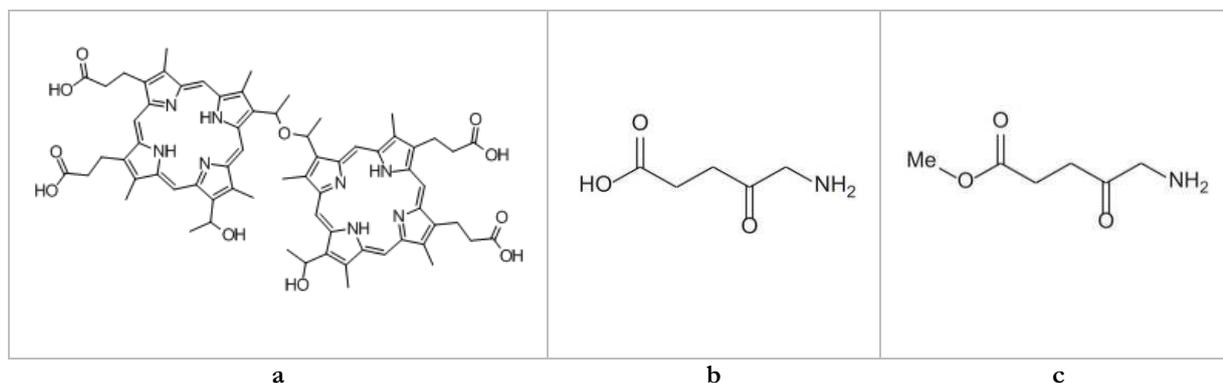


Figure I. 5. Structures de Porfimer sodium Photofrin® (a), ALA Levulan® (b) et MAL Metvix® (c)

Parmi les précurseurs de porphyrine donnés dans la Figure I. 5, le MAL est l'un des esters dérivés de l'ALA le plus réussi puisqu'il est plus sélectif et rend le traitement de la PDT moins douloureux [31,32]. Moloney et al. ont montré que la douleur peut être causée par le taux de porphyrine élevé après l'application du MAL par rapport à l'ALA [33,34]. De plus l'ALA et le MAL ont le même profil de production PpIX [32].

Aujourd'hui le photo-sensibilisant le plus utilisé en Europe par la PDT topique est le MAL [13,35,36]. Pour l'activation du MAL, une lumière d'une longueur d'onde de 630 nm (dose de lumière de 37 J/cm²) est utilisée. En effet, le longueur d'onde de 630 nm est le meilleur compromis entre l'absorption par le photo-sensibilisant et la pénétration tissulaire [37,38].

Dans les cellules cancéreuses, le MAL accumulé se converti en PpIX activé avec l'exposition à la lumière. La Figure I. 6 représente le PpIX dans les lésions cancéreuses sous les rayons UV.

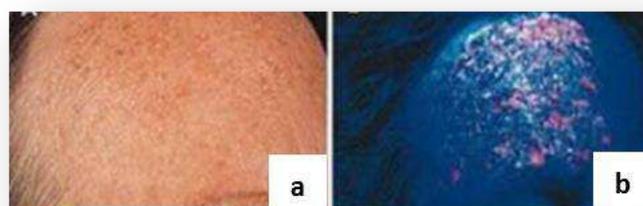


Figure I. 6. Lésions de AK à cause de l'exposition au soleil extrême dans l'enfance (a), Six heures après l'application MAL les lésions néoplasiques sont démontrées par fluorescence rouge sous une lampe Wood (b)

Le PpIX activé est caractérisé par une couleur rouge fluorescente lorsqu'elle est visualisée à l'aide d'une lampe de Wood comme le montre la Figure I. 6 [1,18,39–41]. Une lampe de Wood est un dispositif qui émet les rayons ultraviolets (UV) dans la gamme de 365 nm. Il est donc possible de surveiller la quantité de PpIX dans les tissus en mesurant la fluorescence avant ou pendant le traitement. Cette procédure est appelée imagerie de fluorescence (fluorescence diagnosis, FD) [18,39,42].

1.2 Sources lumineuses pour la PDT

Il y a différentes variétés de photo-sensibilisants utilisés dans différents pays. De ce fait, pour chaque type de photo-sensibilisant, il existe différentes sources de lumière ayant une longueur d'onde d'activation spécifique, y compris les lasers, les lampes à arc au Xénon, les lampes aux halogénures métalliques, les lampes fluorescentes et les diodes électroluminescentes [38,43,44].

Pour que la PDT soit efficace, il est fondamental d'avoir une illumination stable, homogène et qui puisse être appliquée sur des surfaces de différentes tailles et formes.

Les sources de lumière utilisées dans la PDT sont :

- La lumière du jour,
- les sources conventionnelles : lasers,
- les sources non conventionnelles : lampes, tubes fluorescents, LEDs et OLEDs.

1.2.1 Daylight PDT

Metvix Galderma a développé la PDT avec la lumière du jour comme une alternative à la PDT classique. La PDT avec la lumière du jour permet aux patients d'être actifs et en plein air pendant le traitement, contrairement à une illumination avec une longueur d'onde fixe qui n'a lieu qu'en clinique [45]. La PDT avec la lumière du jour a une efficacité approchant la méthode classique et est moins douloureuse et moins d'effet secondaire tel que brûlure grâce au faible flux lumineux [25,46,47].

Le protocole de la PDT avec la lumière du jour demande une préparation et une protection (crème solaire) de la zone à traiter et non traitée. Après un intervalle de 15 minutes, il faut appliquer le photo-sensibilisant et attendre 30 minutes de plus. Enfin, le patient peut sortir au soleil pendant les 3 heures du traitement [38,46].

En revanche, cette nouvelle méthode a plusieurs inconvénients. Permettre au patient la préparation de la zone à traiter peut être à l'origine d'un manque de contrôle de la dose de lumière et du temps d'exposition. De plus, le traitement est dépendant des conditions climatiques [43,48].

1.2.2 Sources de lumière à base de lampes ou tubes fluorescents

Philips propose des tubes fluorescents émettant de la lumière avec une largeur de bande UV A ou UV B du spectre UV [49] comme montré sur la Figure I. 7.



Figure I. 7. Tubes fluorescents UV A par Philips [49]

Les lampes fluorescentes UVA Philips distribuent 6 mW.cm^{-2} et sont utilisées pour le traitement de maladies de peau comme l'eczéma, le vitiligo ou le psoriasis [50].

Les rayons UV ont la propriété de ralentir la croissance des cellules malignes [51]. Dans la photothérapie, les rayons UVB sont applicables sans complément de photosensibilisant, cependant les rayons UVA sont seulement efficaces à l'utilisation avec des photo-sensibilisants tel que le psoralène [52,53]. Ce processus est appelé PUVA ou UV1.

Ce type de dispositifs doit être utilisé sous contrôle des médecins car il peut créer des effets secondaires comme des démangeaisons et des rougeurs [54].

Aux Etats-Unis, pour le traitement d'AK, les tubes fluorescents bleus sont utilisés, l'appareil est montré sur la Figure I. 8.

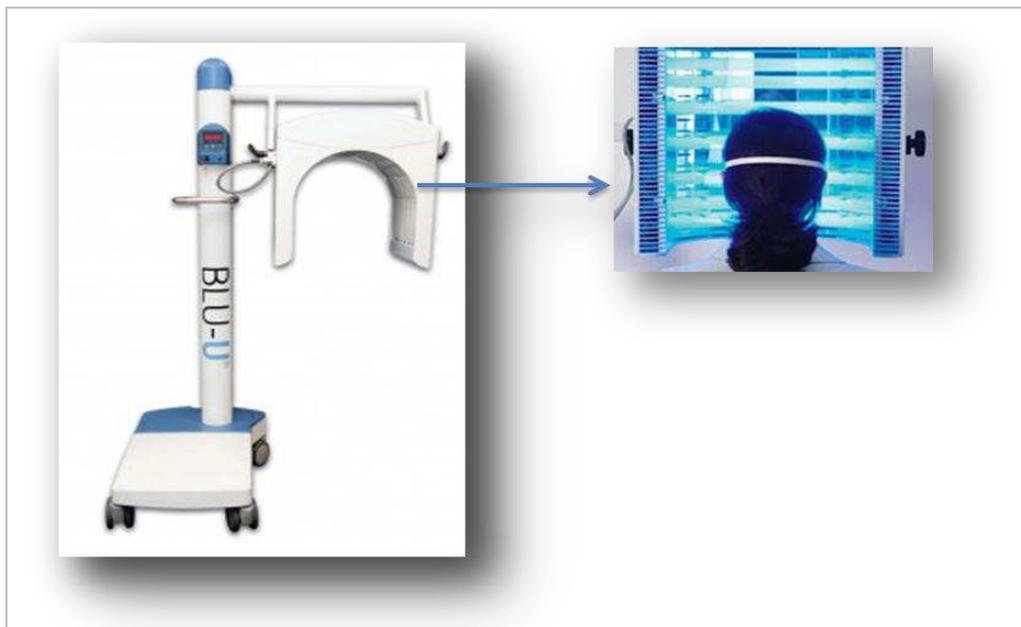


Figure I. 8. Panneaux LEDs pour la PDT, Blu-U par Dusa Pharmaceuticals

Les tubes fluorescents **Blu-U** (Dusa, USA), rangés en forme de « u », sont utilisés pour diffuser de la lumière bleue pour activer l'ALA approuvé aux Etats-Unis dans le traitement d'AK. Ils permettent d'illuminer la zone avec une lumière bleue d'une longueur d'onde de 410 nm [31,55].

1.2.3 Sources de lumière à base de LED

Les sources de lumière à base de LED sont les sources les plus utilisées et les plus efficaces. Les LEDs ont certains avantages comparés aux autres sources : elles sont moins coûteuses, thermiquement moins dangereuses et non destructives [56]. La structure d'une LED est donnée dans la Figure I. 9 :

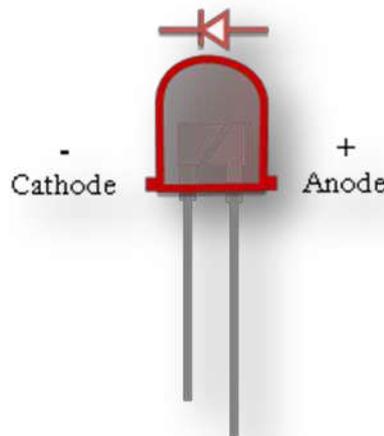


Figure I. 9. Structure d'une LED

Une LED est composée d'une anode (pôle positif) et d'une cathode (pôle négatif) comme montré sur la Figure I. 9. Le courant doit passer de l'anode vers la cathode pour l'illuminer. Le schéma électrique d'une LED est montré sur la Figure I. 10.

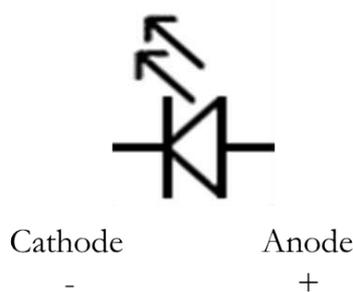


Figure I. 10. Schéma électrique d'une LED

Sur un schéma électrique, la cathode est représentée par le bord plat, l'anode par le triangle comme montré sur la Figure I. 10.

Les ondes de lumière des LEDs ne sont pas cohérentes (Figure I. 11 [57]).

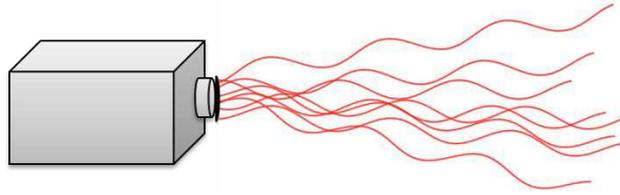


Figure I. 11. Emission non-cohérente des ondes de lumière

L'émission de la lumière d'une LED est donnée ci-dessous (Figure I. 12) :

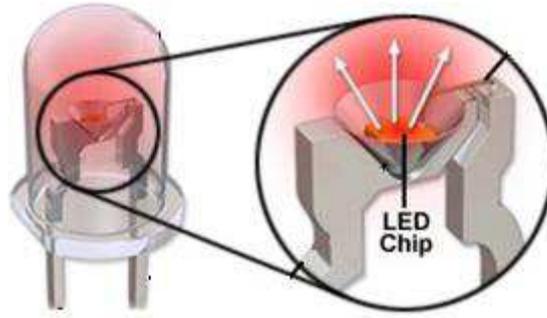


Figure I. 12. Schéma de l'émission lumineuse d'une LED [58]

La Figure I. 12 montre l'émission lumineuse d'une LED. Les rayons sont diffusés en forme de cône [58].

Philips a développé un dispositif portable de photothérapie pour le traitement du Psoriasis Vulgaris, **Philips BlueControl** (Figure I. 13). Le Psoriasis Vulgaris est une maladie cutanée affectant les parties visibles du corps. Ce dispositif médical portable propose un traitement de 30 minutes par lésion, grâce aux effets bénéfiques de la lumière LED bleue sans UV (453nm)[59–61]. La densité de puissance moyenne est d'environ 40 mW.cm^{-2} .



Figure I. 13. Dispositif Philips BlueControl

Ces dispositifs permettent aussi de traiter la jaunisse chez les nouveau-nés. Un nouveau-né est atteint de jaunisse quand il a un niveau élevé de bilirubine dans le sang [62]. Cette substance se décompose naturellement lorsque le nouveau-né est exposé à la lumière bleue.

Un autre dispositif de la thérapie lumineuse est développé par Philips pour des personnes qui souffrent de baisses de forme à cause du manque de lumière en hiver [63]. Philips goLITE BLU La Lampe Energylight reproduit une lumière naturelle pour soulager les symptômes du trouble affectif saisonnier (seasonal affective disorder en anglais) [64].



Figure I. 14. Philips goLITE BLU Lampe Energylight

Ce dispositif donné dans la Figure I. 14 est composé de 66 LEDs et reproduit la lumière du jour sans les UVs. L'irradiance mesurée est de $144 \mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ à 50 cm de distance [64].

Aujourd'hui la PDT utilisée pour les traitements des maladies de la peau est administrée par des panneaux LED [45,65]. Ceci est une méthode efficace et sans effets secondaires avec de bons résultats cosmétiques.

Les panneaux LEDs les plus utilisés sont donnés ci-dessous Figure I. 15 :

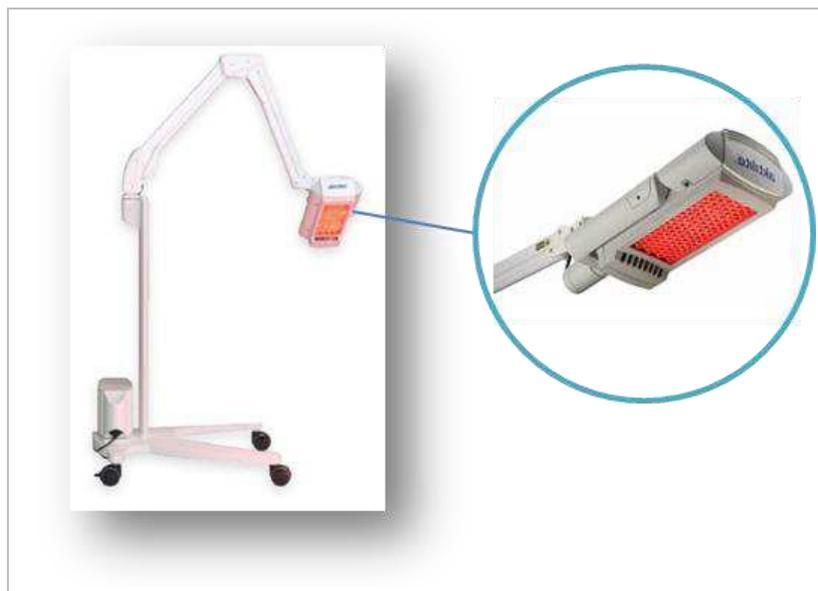


Figure I. 15. Panneaux LEDs pour la PDT, Aktilite par Galderma

Les panneaux LEDs **Aktilite CL 128** sont les plus adaptés pour activer le MAL utilisé en Europe dans la PDT. Aktilite CL 128 est basée sur la technologie LED et émet un spectre de lumière rouge avec une longueur d'onde moyenne de 630 (+/- 5) nm [38,66]. La zone d'éclairage est 8 cm x 18 cm.

Cependant, les LEDs ne distribuent pas la même dose de lumière sur toute la zone de traitement à cause de la complexité des formes du corps humain [38,67]. Un autre inconvénient de cette méthode est la douleur due à l'irradiance de la lumière pure ($76,5 \text{ mW.cm}^{-2}$) [31,68]. En effet, si l'irradiance de la lumière était moindre, nous pourrions limiter la douleur causée par la PDT.

1.2.4 Sources de lumière à base d'OLED

En 1987, Kodak a développé la première diode électroluminescente organique (Organic Light-Emitting Diode en anglais, OLED) [69]. Une OLED est une LED avec une couche émettrice organique qui crée la lumière en réponse à un courant électrique. Les OLEDs sont fines, souples et légères puisqu'elles n'ont pas besoin de rétro-éclairage. C'est pour cette raison que les OLEDs peuvent être une alternative intéressante aux LEDs.

L'amélioration de l'efficacité de LED et OLED par année est représentée sur la Figure I. 16.

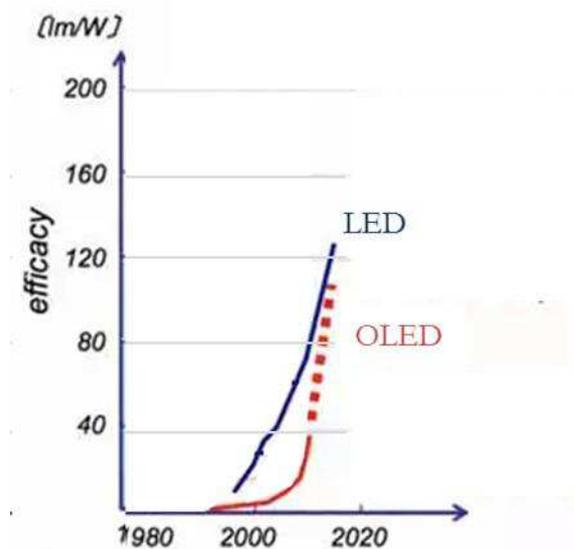


Figure I. 16. Présentation des data d'efficacité de LED et OLED par Panasonic Eletronic Works en 2009 [70]

Comme montré sur la Figure I. 16, les performances des OLEDs ont augmenté rapidement ces dernières années. Néanmoins les LEDs sont toujours plus efficaces et moins couteuses. L'inconvénient majeur des OLEDs est leur durée de vie limitée due aux composants fabriqués en matières organiques [69].

Les diodes électroluminescentes organiques typiques se composent d'une couche émettrice, d'une couche conductrice, d'un substrat, et de deux bornes d'anode et de cathode comme représenté sur la Figure I. 17 [69,71].

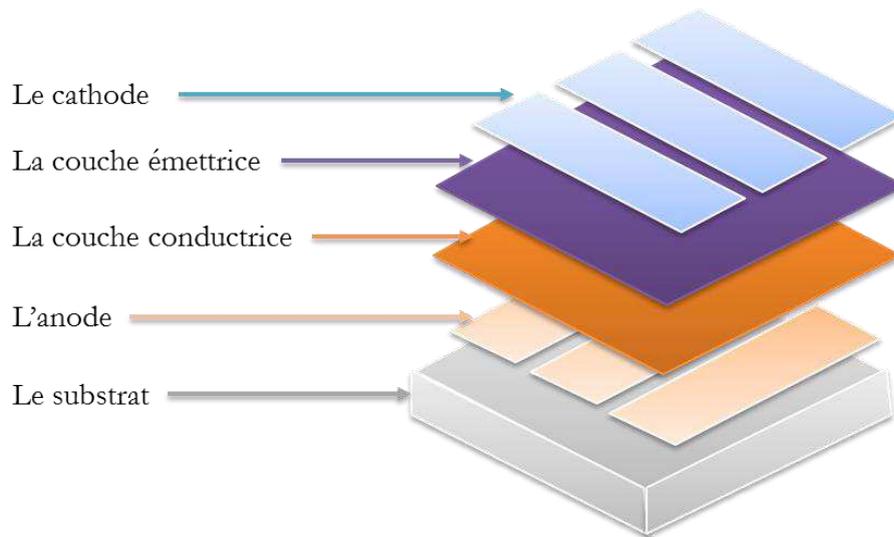


Figure I. 17. Structure générale d'une OLED

Ambicarehealth a développé « Ambulight PDT » constitué de la technologie OLED. L'appareil développé pour la PDT topique montré sur la Figure I. 18.

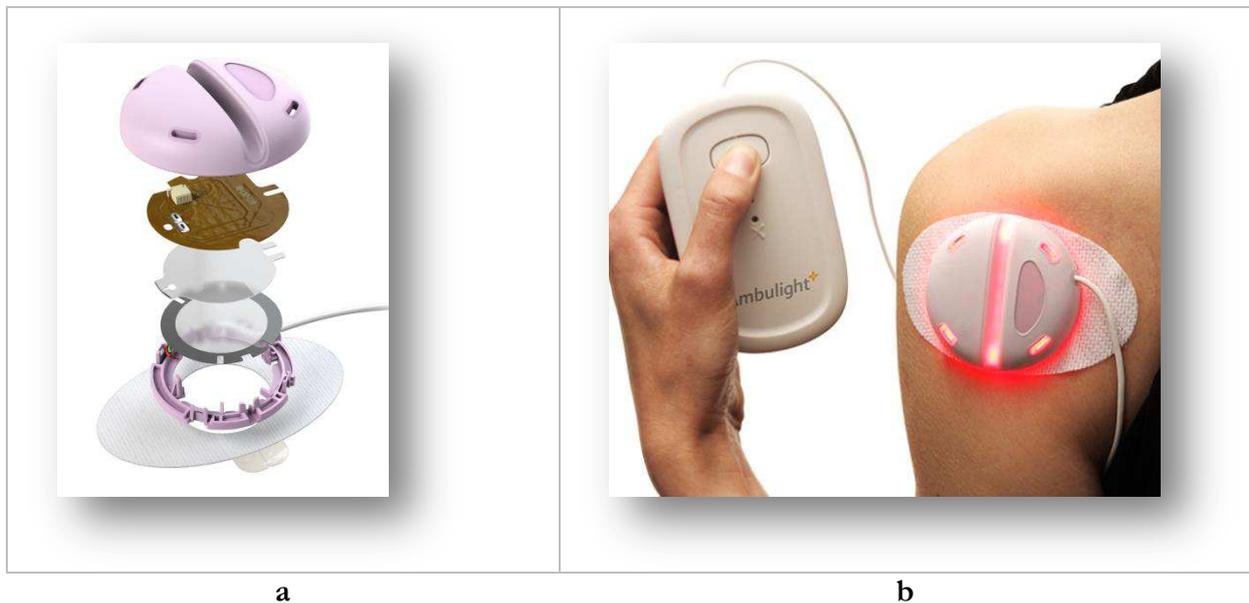


Figure I. 18. Ambulight PDT OLED bandage by Ambicare Health, l'équipement (a) et la structure (b)

Le dispositif diffuse une irradiance de 5 mW.cm^{-2} et illumine une zone de 2 cm de diamètre [68].
Ce dispositif présente certains avantages :

- la diminution de la douleur grâce à la faible intensité de la lumière,

- la mobilité,
- le nombre de patients traités.

Cependant il présente des inconvénients importants :

- la limitation de la taille de la surface à traiter,
- l'allongement de la durée de traitement car les structures OLEDs émettent moins de lumière par unité que les LEDs.

1.2.5 Lasers

Les sources de lumière conventionnelles à base de laser sont des sources dont on peut régler la puissance. Les lasers génèrent la lumière monochromatique (à une seule longueur d'onde). De plus, leur lumière est cohérente.



Figure I. 19. Emission cohérente des ondes lumineuses

La lumière cohérente (laser) est beaucoup plus concentrée et puissante que celle des autres sources de lumière à puissance équivalente.

Albert Einstein a fait le première pas dans le développement du laser en suggérant l'existence d'une émission de lumière stimulée [72]. Cependant, la première diode laser (semi-conducteur en arséniure de gallium) a été développée en 1962 au centre de recherche de General Electric [73,74]. De nos jours, il existe différents types de lasers : les lasers conventionnels, les lasers à base de gaz, les lasers à base de semi-conducteur etc. [27]. En générale, tous les lasers sont basés sur un matériau actif placé entre deux réflecteurs [27]. Les photons sont en oscillation entre deux réflecteurs et progressent à chaque passage en frappant les électrons et en libérant de l'énergie sous la forme d'un autre photon d'une phase identique. Ceci explique, la cohérence de la lumière émise. Finalement la lumière s'échappe par le miroir partiellement réfléchissant.

Dans le projet PHOS ISTOS des diodes laser ont été utilisées, dont la structure est présentée sur la Figure I. 20.

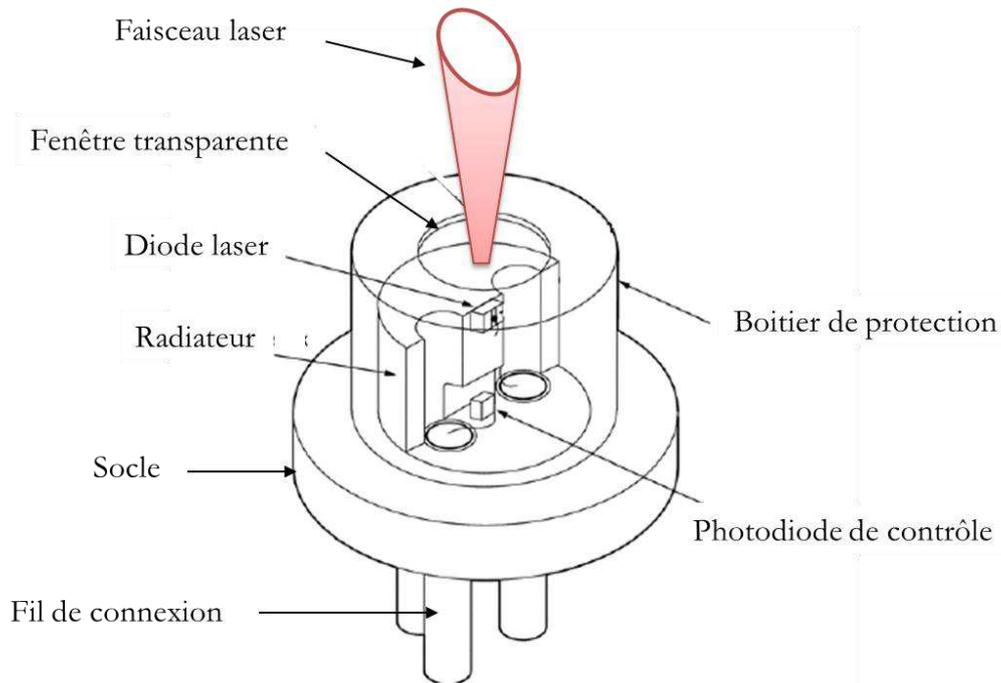


Figure I. 20. Structure d'une diode laser

Les diodes lasers sont plus petites, plus efficaces, plus fiables et moins chères que les lasers conventionnels existant sur le marché [27,75]. Une diode laser, est alimentée par un courant électrique et elle est polarisée comme une diode LED. Cependant, le courant qui circule dans la diode laser nécessite une régulation parfaite. La longueur d'onde de la diode laser dépend du matériau utilisé dans les couches semi-conductrices.

Il est possible de traiter différents problèmes de peau tels que les rides, les cicatrices, les lésions vasculaires, les lésions pigmentées et l'épilation, en utilisant la thérapie laser. Le choix du laser, pour les traitements spécifiques, est déterminé par le choix de la longueur d'onde.

Cependant, l'un des inconvénients les plus importants est l'échauffement sur les tissus biologiques dû à la conversion d'énergie de la lumière (photons) en énergie thermique [56]. D'autre part, pour supprimer cet inconvénient, les lasers peuvent être facilement couplés à des fibres optiques servant de guides d'ondes. Cela peut être une alternative très intéressante dans le domaine médical, car les fibres optiques permettent de délivrer de la lumière localement et de manière ciblée, à un organe (les dents, les poumons etc.) ou sur des surfaces complexes du corps humain.

L'argument principal pour l'utilisation des LEDs est leur coût faible par rapport aux diodes laser. En effet, il est possible de trouver des LEDs peu coûteuses, cependant quand elles sont couplées à une fibre optique, les LEDs sont moins efficaces que les lasers à cause de la différence dans l'émission de la lumière qui est diffusante [76]. Les prix des LEDs de nouvelle génération ayant une efficacité proche de celle des lasers, augmentent également. Les lasers connectés aux fibres optiques ont 80 % à 90 % d'efficacité de couplage tandis que les LEDs connectées aux fibres

optiques ont en général moins de 10 % de cette efficacité [76,77]. Ceci est dû à la cohésion et à la directivité du faisceau lumineux des lasers adaptés à l'angle d'ouverture optique de la fibre.

2 Bases théoriques des fibres optiques

2.1.1 Loi de Snell Descartes et la réflexion interne totale

L'indice de réfraction d'un matériau transparent (n) est défini par le ratio entre la vitesse de la lumière dans le vide (c) et dans ce matériau (v) (Équation I. 1).

$$n = c/v$$

Équation I. 1

Un rayon de lumière qui traverse des milieux avec différents indices de réfraction ($n_1 > n_2$), subit la réflexion ou/et la réfraction comme décrit dans la Figure I. 21.

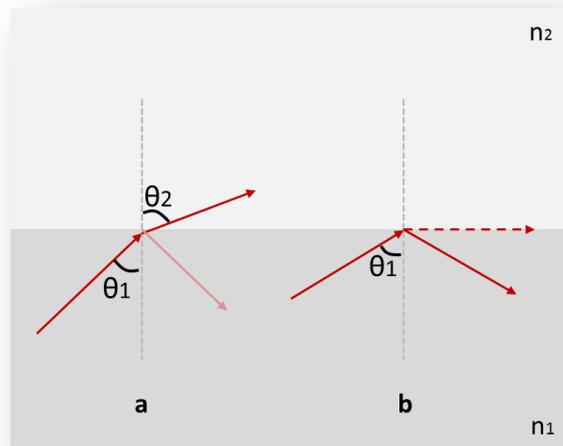


Figure I. 21. Représentation schématique de la réflexion et de la réfraction

La loi de Snell Descartes indique que si l'angle incident du rayon est plus faible ou égale à l'angle critique (θ_c) (Équation I. 2) il y aura une réfraction (Figure I. 21 (a)), dans le cas contraire le rayon se reflétera avec le même angle (Figure I. 21 (b)). Cette situation est appelé « réflexion totale interne » [78,79].

$$\theta_c = \sin^{-1} \left(\frac{n_2}{n_1} \right)$$

Équation I. 2

Les lois de Snell-Descartes précisent également que l'angle de réfraction (θ_2) dépend des indices des deux milieux traversés (Équation I. 3) :

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$$

Équation I. 3

L'Équation I. 3 indique que lorsqu'un rayon passe d'un milieu avec un indice de réfraction plus faible à un milieu avec un indice de réfraction plus élevé ($n_2 > n_1$), le rayon réfracté est plus proche de la normale, ainsi l'angle réfracté est plus faible que l'angle d'incidence.

2.1.2 Fibres optiques

Depuis le début des années 70, les fibres optiques sont rentrées dans le domaine de la télécommunication avec le développement de leur procédé de fabrication par Corning Inc. Elles sont plus avantageuses que les fils de cuivre car elles présentent une faible atténuation du signal sur de longues distances. Elles sont aussi plus faciles à mettre en œuvre.

Dans l'industrie, les fibres optiques sont utilisées en tant que capteurs (température, pression, etc.). Selon les applications, il est possible de créer des capteurs pour recueillir des informations grâce à la propagation des ondes lumineuses dans les fibres. Utiliser des fibres optiques en tant que capteurs assure certains avantages tels que l'insensibilité électromagnétique, la légèreté et la distance d'action [80]. Dans la médecine, la fibre optique est utilisée pour les thérapies lumineuses et pour la transmission d'image.

Une fibre optique est une fibre cylindrique en verre ou en plastique (PMMA) qui permet de guider la lumière en la gardant entre deux indices de réfraction différents ($n_{\text{cœur}}$ et n_{gaine}). La Figure I. 22 représente le schéma d'une fibre optique.

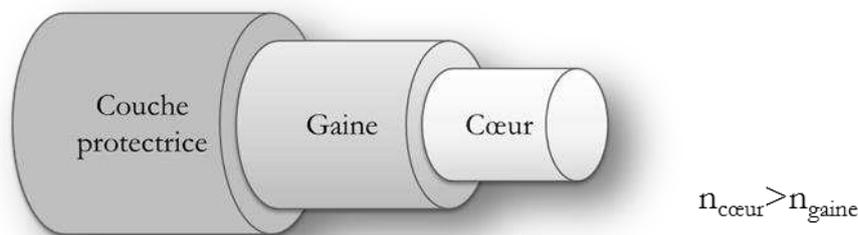


Figure I. 22. Schéma d'une fibre optique

La fibre optique peut être composée de trois parties : un cœur, une gaine et une couche de protection. Le cœur (core en anglais) doit avoir un indice de réfraction ($n_{\text{cœur}}$) plus grand par rapport à la gaine (cladding en anglais) l'entourant (n_{gaine}) (Figure I. 22), pour que la lumière subisse de multiples réflexions internes (total internal reflection en anglais) le long de la fibre optique [79,81,82].

Les fibres optiques peuvent être classées selon leurs propriétés de transmission ou les matériaux dans lesquels elles ont été fabriquées.

2.1.2.1 Les différentes structures de fibres optiques

Les fibres optiques peuvent être monomodes ou multimodes en fonction de leurs ouvertures numériques (Numerical Aperture en anglais, NA) [83]. L'ouverture numérique d'une fibre optique est définie par l'Équation I. 4 :

$$NA = \sqrt{n_{\text{coeur}}^2 - n_{\text{gaine}}^2} \quad \text{Équation I. 4}$$

Les rayons qui rentrent dans le cœur entre les limites du cône d'acceptance sont transmis jusqu'à la sortie comme on l'observe sur la Figure I. 23.

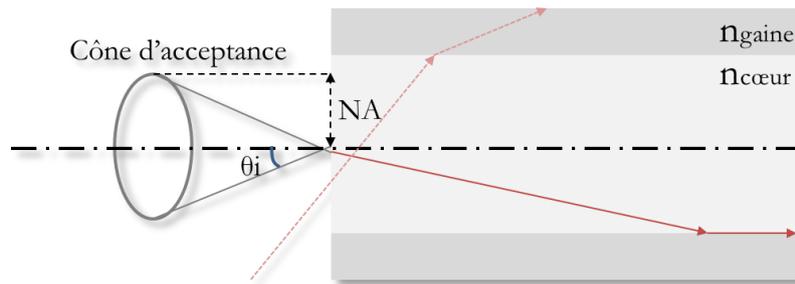


Figure I. 23. Présentation schématique du principe de l'ouverture numérique (NA)

Les fibres monomodes acceptent les rayons lumineux qui entrent parallèlement à l'axe du cœur de la fibre à cause de leur NA très faible (Figure I. 24).

Les fibres optiques monomodes ont un cœur avec un faible diamètre et une faible perte de signal comparées aux fibres optiques multimodes. Elles sont mieux adaptées pour une longueur d'onde de 1300 nm, et il est possible de les utiliser avec des diodes laser [84].

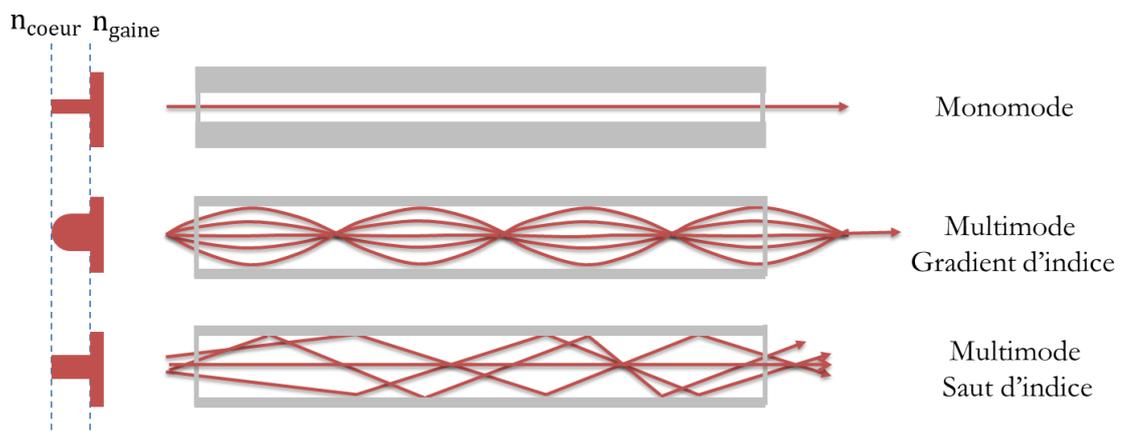


Figure I. 24. Différents types de structures de fibres optiques

Comme le montre la Figure I. 24, les fibres optiques multimodes acceptent une large gamme de déplacements angulaires. Le nombre des modes peut augmenter avec le diamètre du cœur et le NA.

Dans les fibres à gradient d'indice, l'indice n change de manière discontinue entre la gaine et le cœur et reste constant au sein du cœur, tandis que l'indice n change de manière continue dans le cœur et atteint son maximum au milieu de la fibre optique dans les fibres à saut d'indice. Ceci a pour conséquence la modification de la trajectoire du rayon lumineux comme indiqué sur la Figure I. 24.

Les fibres optiques multimodes permettent une installation et une connexion plus facile. Il est possible de les utiliser avec des LEDs. Les fibres optiques monomodes sont préférées pour la télécommunication longue distance.

2.1.2.2 Les types de fibres optiques

Les fibres optiques peuvent être produites en polymères inorganiques ou organiques. Le polymère inorganique le plus utilisé est le verre (SiO_2) et le polymère organique le plus utilisé est le PMMA. Les polymères comme le polystyrène et le polycarbonate peuvent être également utilisés pour fabriquer le cœur des fibres optiques.

2.1.2.2.1 Les fibres optiques en verre

Grâce à leur faible atténuation, la grande majorité des fibres optiques sont construites à base de silice. L'atténuation d'une fibre optique en verre pour différentes longueurs d'onde est donnée dans la Figure I. 25.

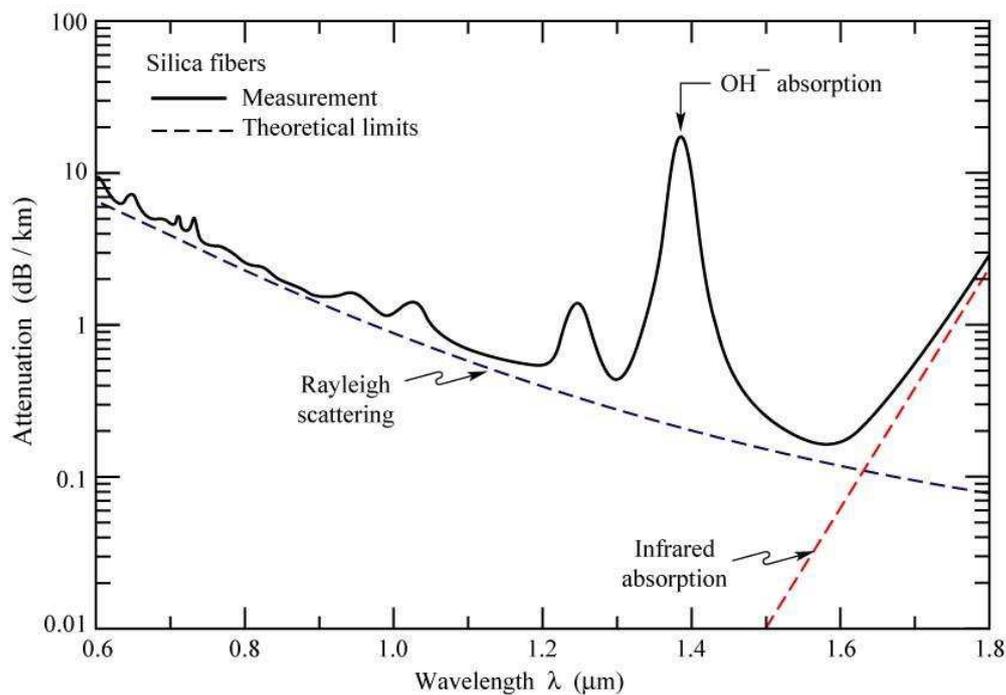


Figure I. 25. Atténuation d'une fibre optique de verre [85]

La Figure I. 25 démontre que les fibres optiques en verre sont adaptées à l'utilisation pour des longueurs d'ondes de 850 à 1300 nm.

Le diamètre du cœur des fibres optiques à base de silice varie généralement de 5 μm à environ 100 μm . Elles ont un meilleur débit que les fibres optiques polymères pour la communication des données sur longue distance [79]. Par conséquent, leur faible NA rend leur installation difficile et coûteuse.

2.1.2.2.2 Les fibres optiques polymères

Dans les années 70, Dupont (Etats-Unis) et Mitsubishi (Japon) ont contribué au développement commercial de **fibres optiques polymères** (polymeric optical fiber en anglais, POF) [86].

Les fibres optiques polymères appartiennent à la catégorie des structures multimodes. Le diamètre de leur cœur varie généralement entre 200 μm et environ 1000 μm . Elles sont préférables pour la télécommunication à courte distance. Leur capacité de transmission, leur légèreté et leur facilité d'installation les rendent très attractives [87].

Le PMMA, le polystyrène et le polycarbonate sont les polymères les plus utilisés dans le commerce comme matériaux de cœur de fibre optique polymère [87,88]. La variation de l'atténuation des différents matériaux plastiques en fonction de différentes longueurs d'ondes est représentée sur la Figure I. 26.

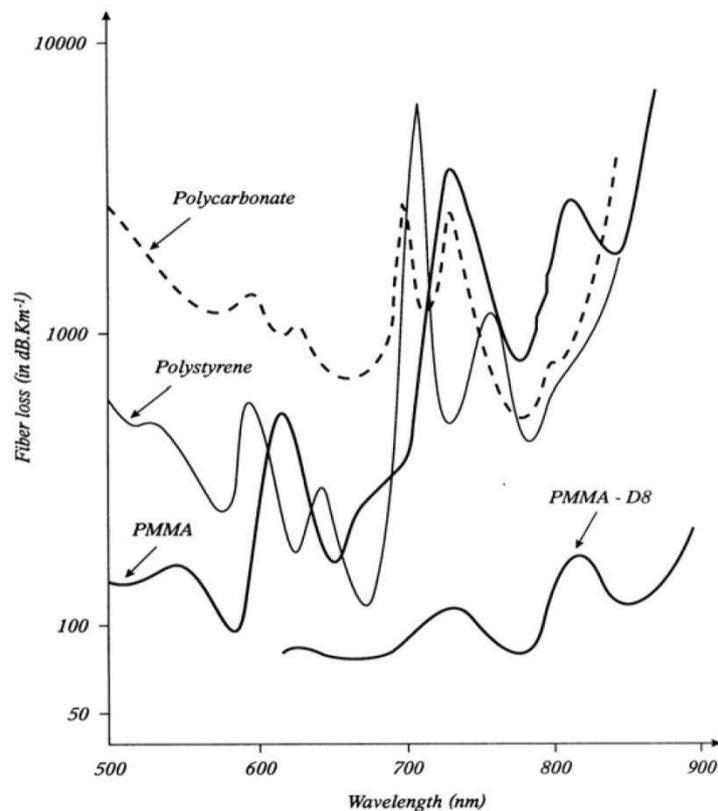


Figure I. 26. Variation de l'atténuation en fonction de différents longueurs d'ondes pour des différents matériaux plastiques [89]

La Figure I. 26 montre que la fibre optique polymère en PMMA a une plus faible atténuation comparé aux fibres optiques polymères en polystyrène et en polycarbonate.

Le **PMMA** est le polymère le plus fréquemment utilisé pour la fabrication du cœur en commerce (la formule chimique est présentée sur la Figure I. 27).

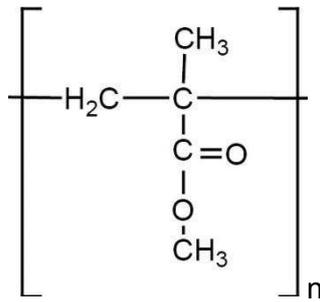


Figure I. 27. Formule chimique de PMMA

Le PMMA, aussi connu sous le nom de Plexiglas®, est issu de la réticulation de blocs de monomère méthacrylate de méthyle (MMA) produit à partir d'acétone. Il est le mieux adapté aux applications nécessitant une longueur d'onde comprise entre 550 et 650 nm, comme la communication [89]. L'indice de réfraction de PMMA est de 1,49 et sa **Tg** (température de transition vitreuse, glass transition temperature en anglais) est de 115°C [90].

Le **polystyrène** présente un indice de réfraction plus élevé ; il est de 1,58-1,62. La Tg de polystyrène est d'environ 100°C [90]. Les fibres optiques polymères en cœur polystyrène ont une plus faible atténuation que les fibres optiques polymères en PMMA, cependant les fibres optiques polymères en polystyrène sont plus fragiles [91].

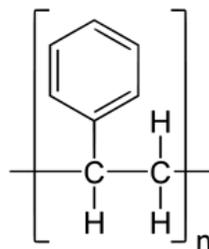


Figure I. 28. Formule chimique du polystyrène

Le **polycarbonate** est mieux adapté à des applications à températures plus élevées et à environnement humide grâce à sa Tg plus élevée (145°C) [91]. Cependant, l'atténuation est plus importante que pour les fibres optiques en PMMA. L'indice de réfraction du polycarbonate est de 1,59.

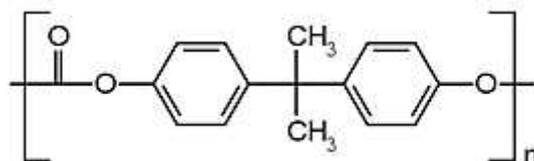


Figure I. 29. Formule chimique du polycarbonate

Les **polymères fluorés** et **per fluorés** sont des polymères qui contiennent des fluors tel que le poly fluorure de vinyle (polyvinyl fluoride en anglais, PVF), le polytétrafluoroéthylène (polytetrafluoroethylene en anglais, PTFE/Teflon), le difluoropolyvinyl (polyvinyl difluoride en anglais, PVDF), le perfluoroalkoxy (PFA) et le CYTOP. Dans une fibre optique polymère, il est possible de réduire la perte d'absorption grâce aux vibrations de liaison C-H en remplaçant les atomes d'hydrogène par des halogènes (F, Cl ou Br) [86]. Ces halogènes conviennent à la fabrication de la gaine grâce à leur faible indice de réfraction qui permet une faible atténuation [88]. Ils ont une structure amorphe et bien transparente [89,92] et sont adaptées à l'utilisation de la lumière avec des longueurs d'onde de 650 nm à 1300 nm. De plus, leur structure ne se dégrade pas dans un environnement humide et ils ont une meilleure résistance chimique à certaines substances [93,94]. Malgré ces avantages, la production de ces polymères est difficile et coûteuse.

2.1.2.2.3 La comparaison entre les fibres optiques polymères et les fibres optiques en verre

Les principaux avantages des fibres optiques polymères par rapport aux fibres optiques en verre sont [86,88,92,95] :

- une installation facile et un couplage efficace grâce à grande NA [96],
- une meilleure résistance aux chocs et aux vibrations grâce à sa flexibilité,
- une production plus économique,
- un grand nombre de domaines d'application tels que :
 - la communication (réseau local et domestique),
 - la médecine (thérapie lumineuse, mapping),
 - l'automobile (système de navigation, audio, radio et téléphone de voiture),
 - les capteurs (température, humidité, pression, pH)
 - la décoration.

Néanmoins, les conditions de température, d'humidité, de pH et de pression peuvent causer une perte de fiabilité des fibres optiques polymères.

2.1.3 Atténuation optique

Il y a deux causes principales à l'atténuation : l'absorption et la diffusion [97]. La Figure I. 30 décrit toutes les influences de l'atténuation.

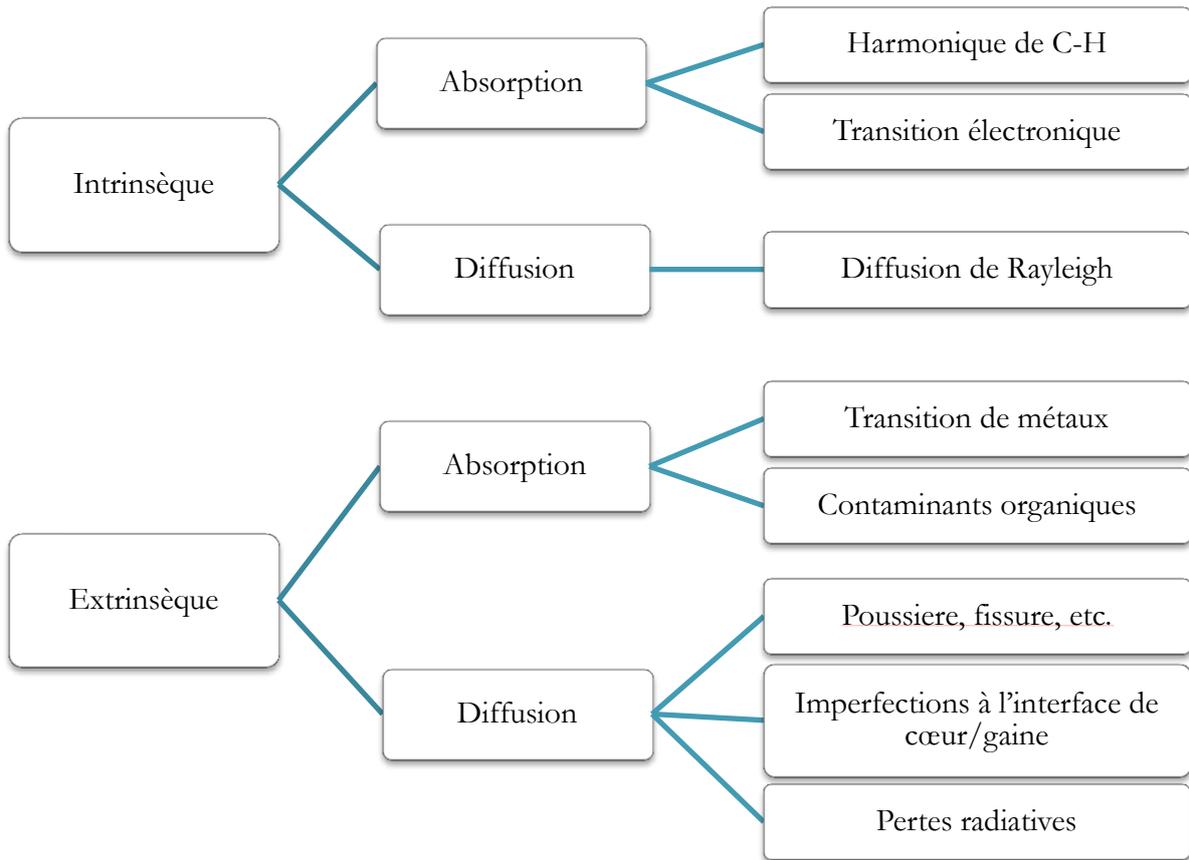


Figure I. 30 Influences de l'atténuation d'une fibre optique [98]

Les influences données sur la Figure I. 30 sont schématisées dans la Figure I. 31.

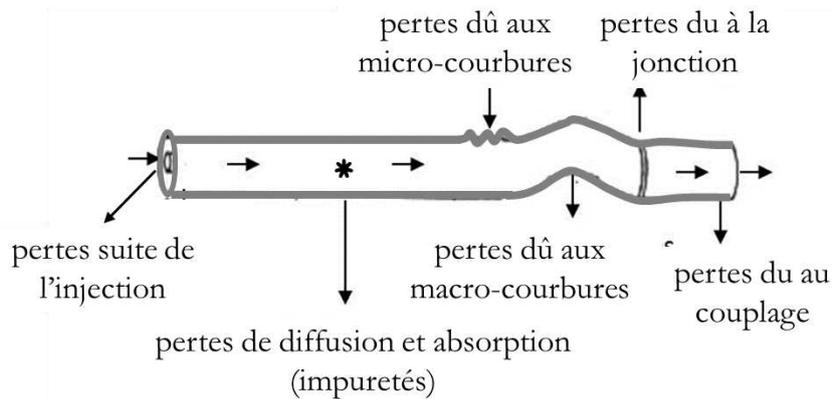


Figure I. 31. Représentation schématique des causes de l'atténuation dans une fibre optique

Les influences les plus importantes de **pertes intrinsèques** sont les résonances d'absorption C-H et la diffusion Rayleigh.

- La **résonance d'absorption** est produite par les vibrations moléculaires anharmoniques en nature. Les vibrations moléculaires observées entre les liaisons C-H sont les facteurs les plus importants de l'atténuation [99].
- La **diffusion de Rayleigh** est produite par des irrégularités du matériau jusqu'à la taille d'un dixième d'une longueur d'onde [86]. Cela peut être causé par des fluctuations locales de densité du matériau pendant le processus de fabrication de la fibre. La diffusion est réalisée par chaque irrégularité dans toutes les directions de l'espace.
- Les **pertes extrinsèques** sont causées par une mauvaise manipulation pendant l'installation ou l'utilisation.
- Les **pertes radiatives** ; la perte due à la **micro-courbure** (microbend en anglais) et la perte due à la **macro-courbure** (macro bend en anglais).

La perte due à la **micro-courbure** (courbure de taille microscopique) représentée dans la Figure I. 32 (a) et la perte due à la **macro-courbure** (courbure de taille macroscopique ou taille plus important que le diamètre de la fibre) représentée dans la Figure I. 32 (b) [100].

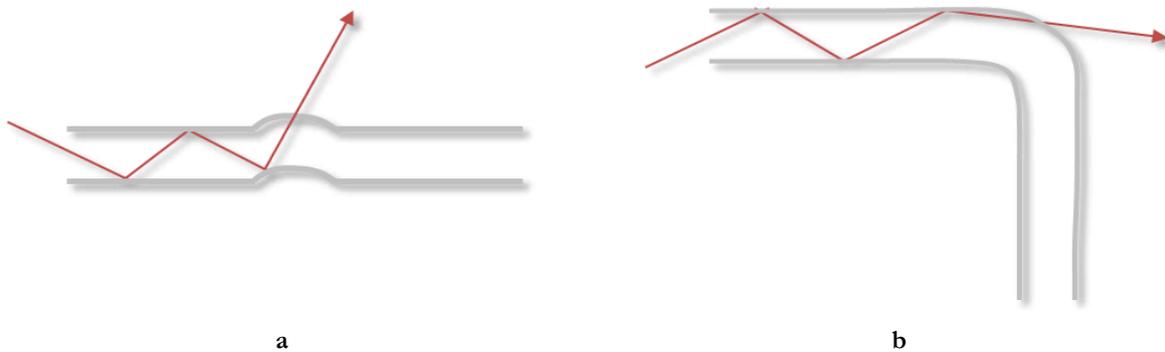


Figure I. 32. Représentation schématique de la micro-courbure (a) et la macro-courbure (b)

Les pertes dues aux micro-courbures se produisent à cause des fluctuations à petite échelle ou imperfections structurales [97,101].

La Figure I. 32 (b) montre qu'en créant une macro-courbure sur une fibre optique, l'angle incident sera modifié et une partie de la lumière sera guidée est réfractée hors de la fibre. La réflexion interne totale de la fibre sera alors perturbée par la flexion [100]. Par contre, si le rayon de courbure est plus petit que le rayon critique, la fibre optique sera endommagée et causera des pertes importantes.

En général, la quantité d'atténuation augmente exponentiellement avec la diminution du rayon de courbure. L'augmentation de l'atténuation dépend du rayon de courbure mais aussi du nombre de courbures et de la longueur d'onde du signal [102].

- **Le couplage et la jonction** des fibres ont aussi une influence importante sur les pertes extrinsèques. Il n'est pas possible de les éviter complètement mais on peut les réduire au minimum avec une connexion réussie sans décalage latérale ou désalignement [97].

2.1.4 Méthodes pour transformer une fibre optique en fibre optique à émission latérale

Les fibres optiques ont été développées pour conduire une information entre deux extrémités avec un minimum de perte. Pour utiliser les fibres optiques comme une source de lumière, il est possible d'endommager la gaine ou de modifier l'équilibre entre les angles de rayons et les indices de réfraction pour que lumière s'échappe latéralement.

Il y a plusieurs méthodes pour faire sortir la lumière latéralement des fibres optiques [103,104]:

- le traitement mécanique,
- le traitement chimique,
- la macro-courbure.

2.1.4.1 Traitement mécanique

La méthode mécanique consiste à créer des trous à la surface d'une fibre optique en utilisant du papier de verre, un rouleau denté, le sablage (sandblasting en anglais) ou la micro perforation etc. [104–106]. L'intensité de l'émission lumineuse dépend de la dimension et de la densité des trous.

A. Bernasson a développé une machine pour réaliser des trous sur les fibres optiques par micro-sablage en 1993 [106]. La Figure I. 33 représente l'émission latérale obtenu par la méthode Bernasson.

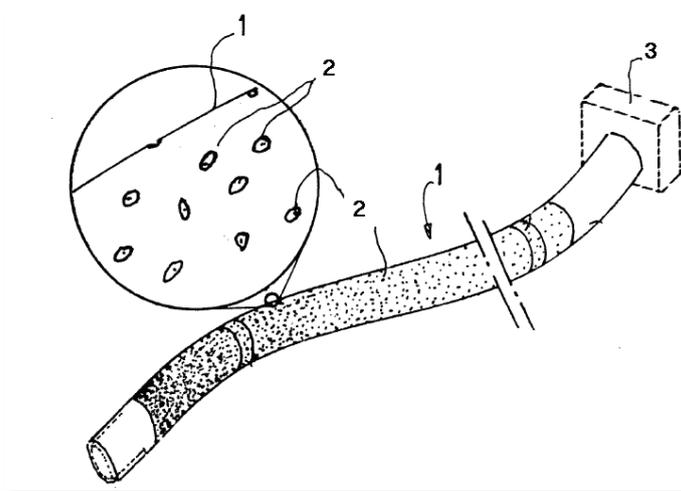


Figure I. 33. Méthode de Bernasson pour transformer une fibre optique en fibre optique à émission latérale

La technique présentée dans la Figure I. 33 consiste à projeter une poudre sous pression de l'air sur la surface de la fibre optique.

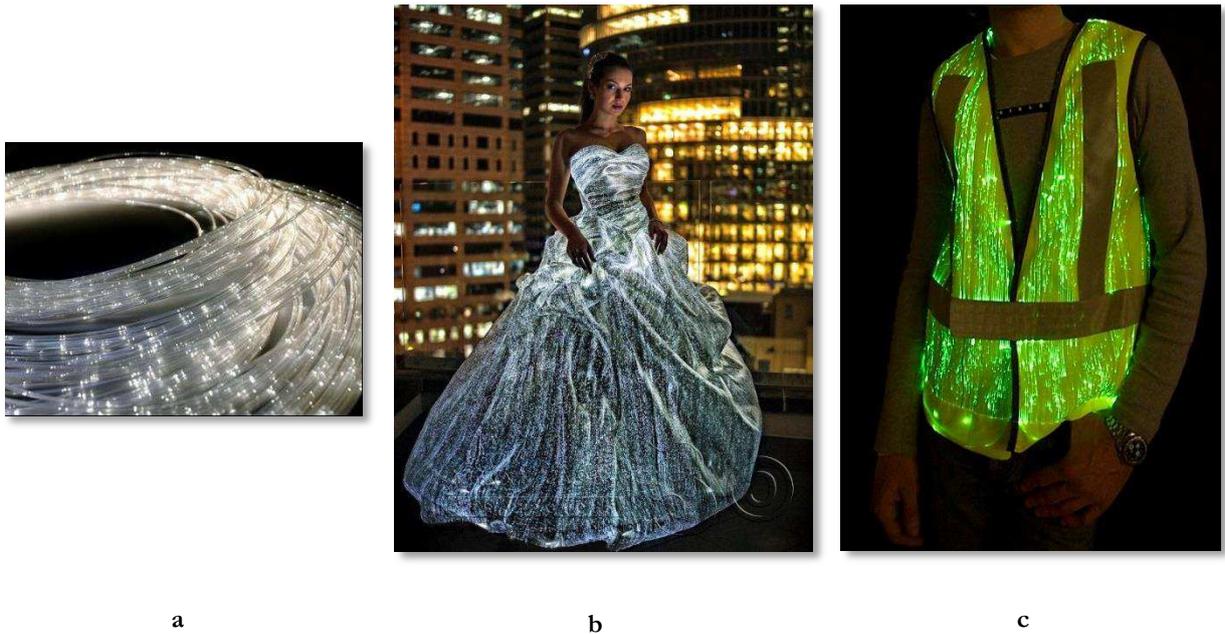


Figure I. 34. Exemple des fibres optiques obtenues par la méthode sablage : les fibres optiques de Midlightsun (a), les projets de Lumigram pour la mode (b) et les projets de Lumigram pour la sécurité (c) [107,108]

La Figure I. 34 montre les exemples de tissus contenant des fibres optiques obtenus par la méthode de sablage pour différentes applications.

Une méthode alternative développée par Harlin et al. est représentée sur la Figure I. 35.

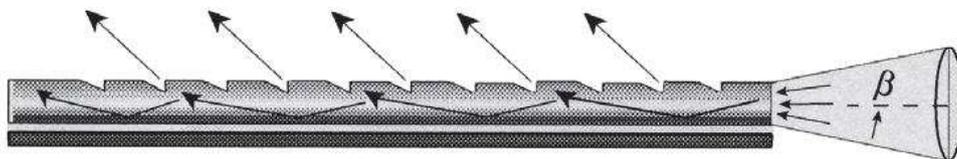


Figure I. 35. Méthode de scratch pour transformer une fibre optique en fibre optique à émission latérale [105]

La méthode démontrée dans la Figure I. 35 est proposée par Harlin et al. en 2003. Cette méthode consiste à rayer (to scratch) la surface de la fibre optique pour émettre la lumière latéralement [105]. La Figure I. 36 est un exemple d'une fibre optique diffusante obtenue par la méthode du scratch et utilisée pour des projets artistiques.

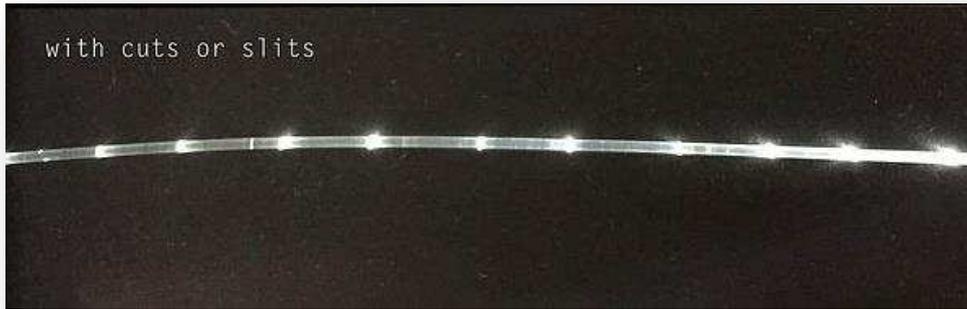


Figure I. 36. Exemple de la méthode du scratch [109]

Un autre procédé mécanique représenté dans la Figure I. 37 est l'abrasion au rouleau denté.

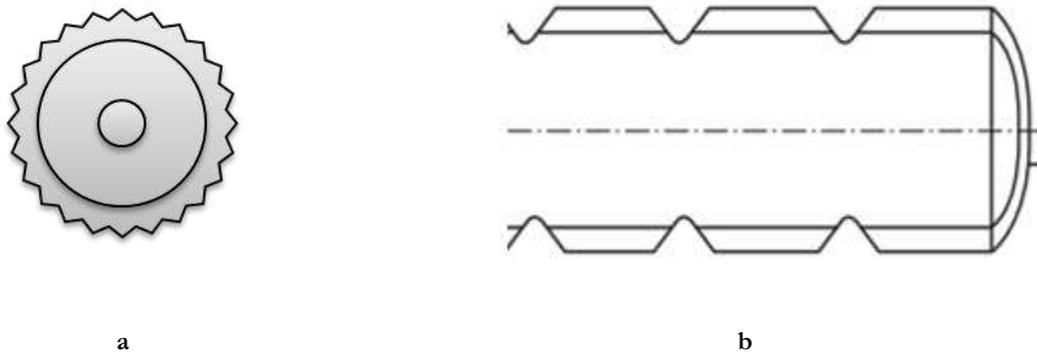


Figure I. 37. Méthode pour transformer une fibre optique en fibre optique à émission latérale (a) par le rouleau denté (b) [110][113][116]

Cette méthode consiste à appuyer un rouleau enveloppé avec un papier abrasif (Figure I. 37 (a)) sur la fibre optique. Grâce à cette méthode, il est possible de créer une répartition des trous très homogène montrée sur la Figure I. 37 (b).

2.1.4.2 Le traitement chimique

La méthode chimique consiste à endommager la gaine de la fibre optique en pulvérisant un solvant sous forme d'aérosol afin de créer des défauts de surface [106]. En jouant avec la température et la concentration du solvant il est possible de changer la quantité et la qualité d'endommagement de la gaine de la fibre optique. Les formules de solvants utilisés sont brevetées et confidentielles, propres à chaque entreprise. Parmi les produits connus qui peuvent endommager la fibre optique polymère, nous pouvons citer l'acétone comme exemple.

La Figure I. 38 représente une fibre optique polymère diffusante obtenue par un traitement chimique.

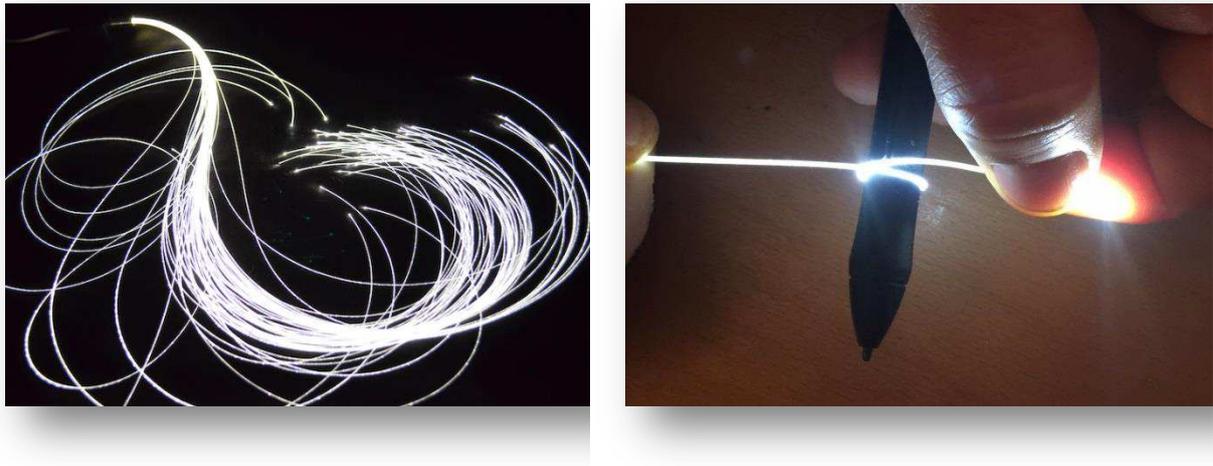


Figure I. 38. Exemple d'une fibre optique diffusante obtenue par un traitement chimique (Midlightsun) [107]

La formule du solvant utilisé pour le traitement chimique est brevetée et confidentielle. Ces fibres optiques diffusantes sont beaucoup plus lumineuses et homogènes que les fibres optiques diffusantes craquelées (méthode de sablage).

2.1.4.3 La macro-courbure

Quand une macro-courbure est formée sur la fibre optique, les rayons de la lumière entrés dans celle-ci atteignent l'angle critique et une fuite de lumière se produit [111].

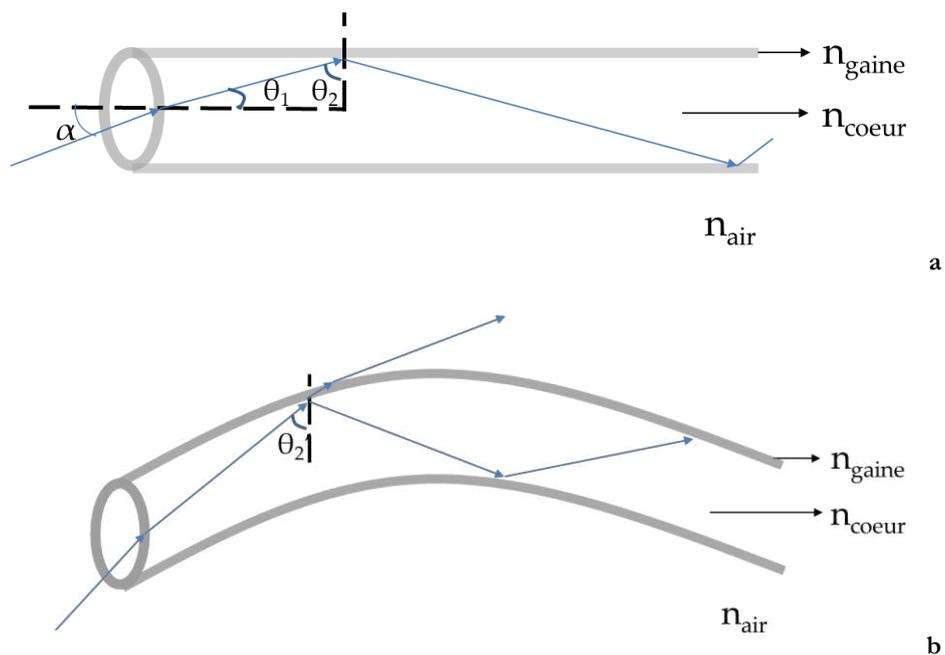


Figure I. 39. Réflexion et la réfraction de la lumière dans une fibre optique

C'est pourquoi l'insertion des fibres optiques en polymère dans un textile en utilisant les méthodes de broderie, de tricotage ou de tissage peut être une alternative intéressante pour rendre lumineuses latéralement les fibres optiques et la structure textile [96,112–116].

2.1.4.3.1 La broderie

Il existe différentes techniques de broderie, les motifs peuvent être uniformes ou aléatoires comme montré dans la Figure I. 40. La technique de broderie consiste à produire des micro-courbures avec un diamètre nominal de 0,5 à 2 mm [79].

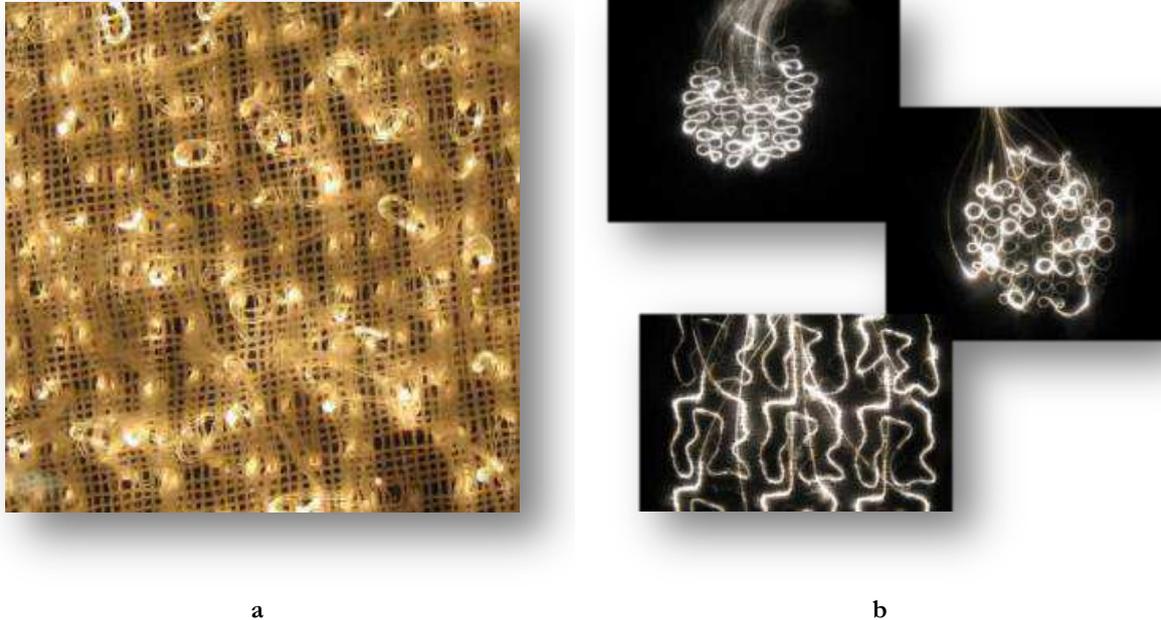


Figure I. 40. Exemples des textiles intégrés fibres optiques par la méthode de broderie [117,118]

La Figure I. 40 représente les exemples de la technique de broderie. Le textile montré sur la Figure I. 40 (a) est produit en utilisant la technique « **schiffler** », les boucles de rayon entre 0,25 et 1 mm sont distribuées au hasard [96,117]. 20 cm de fibres optiques polymères sont laissées libre entre le textile et le connecteur. La Figure I. 40 (b) montre l'exemple de la technique « **soutage** » [117].

Il est difficile de produire une lumière homogène et continue avec la méthode de broderie étant donné qu'elle contient beaucoup de trous de différentes tailles.

2.1.4.3.2 Le tricot (Knitting en anglais)

Une alternative intéressante permettant de créer un textile lumineux est d'insérer une fibre optique dans un tricot. Cela permet de créer des boucles donc des macro-courbures. Le tricotage est un procédé qui permet de créer une série de boucles reliées entre elles [119]. Les boucles reliées horizontalement sont appelées des rangées (course en anglais) et celles reliées verticalement sont appelées des colonnes (wale en anglais) [120].

Les schémas de deux variétés principales de tricotage sont donnés sur la Figure I. 41 : chaîne et trame.

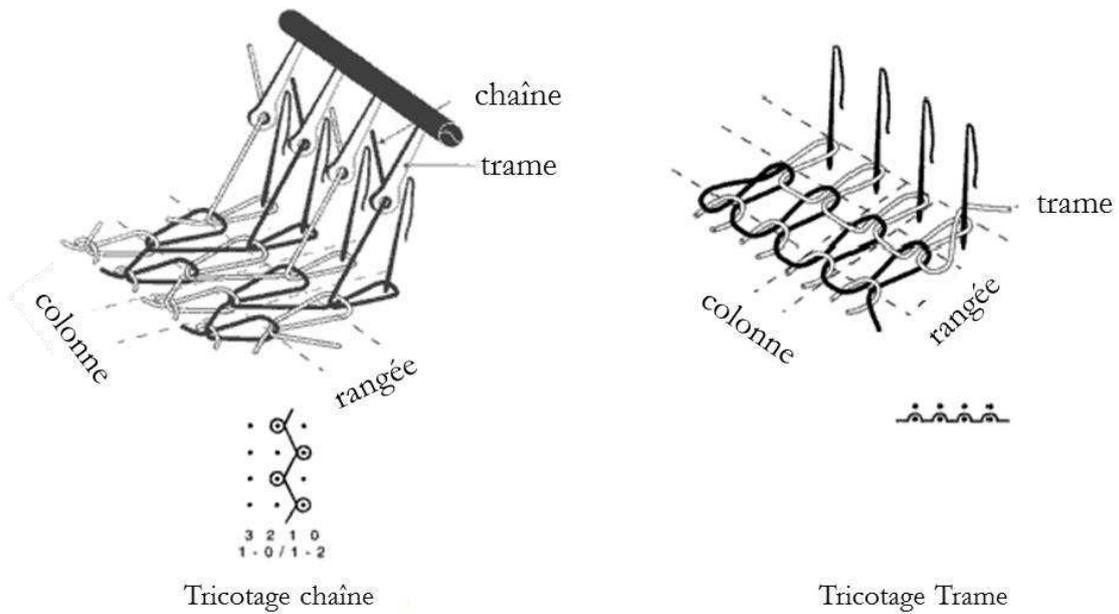


Figure I. 41. Représentation schématique de tricotage chaîne et trame [121]

Une étoffe peut être produite avec un seul fil par le tricotage en trame, en revanche un fil par colonne est nécessaire pour le tricotage en chaîne comme le montre la Figure I. 41.

Dans les deux types de tricot, le fil est tiré vers le bas par un crochet pour former une boucle, ainsi le fil est soumis à des forces importantes telles que la tension, la flexion et la friction [119,122,123]. En raison de ces forces, il n'est pas évident de produire des tricots lumineux sans abimer les fibres optiques.

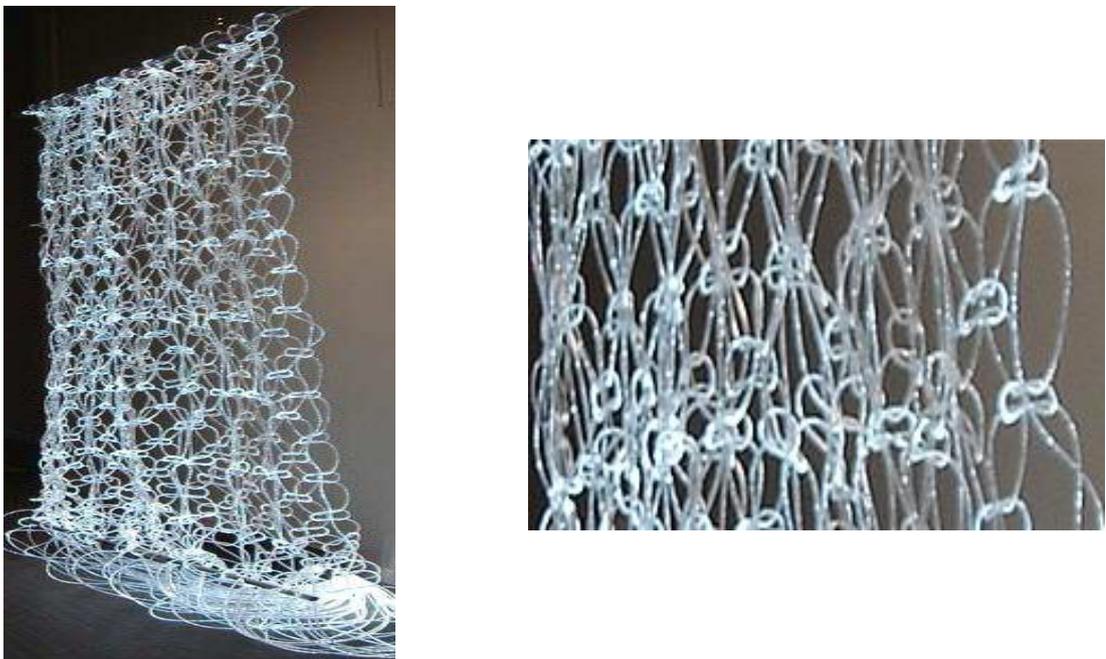


Figure I. 42. Echantillons de tricot lumineux fabriqués par Glofab [124]

La Figure I. 42 décrit un projet d'art de tricot en fibre optique réalisé par Glofab [124]. Cependant, il n'est pas possible d'obtenir une homogénéité importante avec un tricot lumineux puisque les points de contact des mailles seront toujours beaucoup plus lumineux que le reste de la fibre.

2.1.4.3.3 Le tissage

Les fibres optiques peuvent également émettre de la lumière sans avoir subi l'abrasion de surface de la fibre. Etant donné qu'un tissu est obtenu grâce aux entrelacements de fils de chaîne et de trame, insérer les fibres optiques dans une structure de tissage pour créer des macro-courbures et émettre la lumière latéralement est une alternative très intéressante [104,115,125].

Premièrement, en 1989, Parker a développé un panneau lumineux constitué de plusieurs couches de fibres optiques polymère tissées et enrobées avec un revêtement diffusant (Figure I. 43) [126].

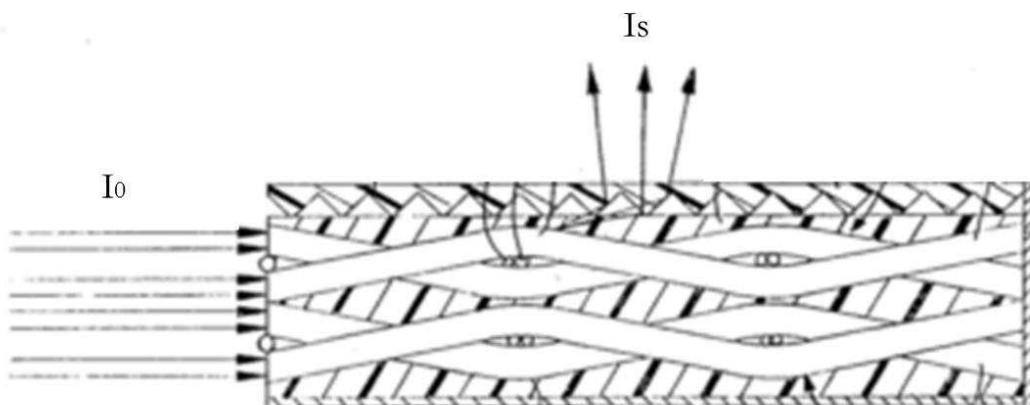


Figure I. 43. Schéma du tissu développé par Parker [126]

La Figure I. 43 montre les courbures de fibres optiques obtenues grâce au tissage permettent l'émission de la lumière.

Il est possible de tisser les fibres optiques sur les métiers à lisses mais aussi sur les métiers Jacquard. Un métier Jacquard permet de tisser les motifs plus complexes car les fils de chaîne sont contrôlés séparément [111,127]. De ce fait, il est donc possible de créer des motifs lumineux. Les tissus lumineux tissés sur différents métiers sont présentés ci-dessous (Figure I. 44).



Figure I. 44. Tissus contenant des fibres optiques par Midlightsun [107]

La Figure I. 44 montre des échantillons de tissus lumineux. Les trois premiers échantillons de gauche ne peuvent être tissés que sur un métier jacquard.

Les fibres optiques en PMMA possèdent une rigidité et une fragilité plus importante que les fils ou fibres utilisés habituellement dans les structures textiles. Le processus de tissage est plus doux pour les fibres optiques comparé à la broderie et au tricot. Ceci conduirait à une géométrie améliorée pour l'entrée et la propagation de la lumière à l'intérieur des fibres [117].

La courbure créée par la fibre optique insérée dans un tissu se caractérise par le rayon de courbure et la longueur d'arc ou l'angle de courbure. Schuster et al. ont illustré la liaison entre l'angle de courbure, le rayon de courbure.

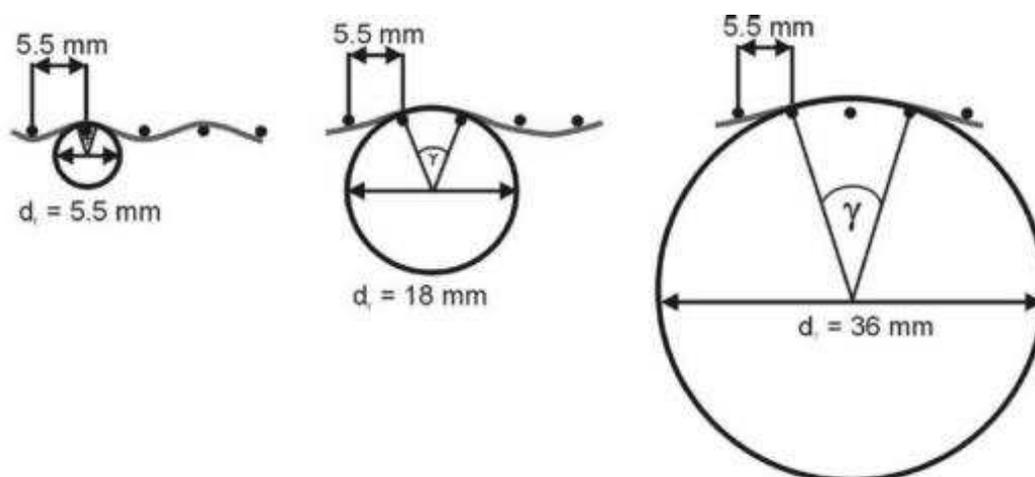


Figure I. 45. Illustration des courbures avec différents paramètres

La Figure I. 45 montre que pour des angles de courbures identiques (γ), plus le rayon de courbure est petit, plus l'ondulation est importante.

3 Conclusion

Dans ce chapitre, de nombreux traitements pour l'état cancéreux ou précancéreux de la peau sont brièvement présentés. Le traitement de la PDT est un des traitements les plus efficaces en raison du ciblage des cellules cancéreuses et des bons résultats obtenus. Ce traitement doit répondre à plusieurs contraintes spécifiques liées à la dose totale de la lumière introduite pour activer la substance photosensibilisant. De ce fait, la lumière avec une longueur d'onde précise, suffisamment puissante et homogène est nécessaire pour une PDT réussie.

L'utilisation des fibres optiques à émission latérale a été proposée afin de développer une source lumineuse flexible, permettant d'émettre la même quantité de lumière sur des surfaces complexes comme celles du corps humain.

De nombreux procédés envisageables permettant de rendre lumineuse une fibre optique, sont également présentés dans ce chapitre. L'insertion des fibres optiques dans des structures textiles, afin de créer des macro-courbures et émettre la lumière, a été présentée comme une alternative intéressante. Grâce à cette méthode, il est possible de contrôler la lumière émise en modifiant les paramètres influents sur les macro-courbures de fibres optiques.

Cette étude présente les fibres optiques rassemblent plusieurs caractéristiques constituant des avantages pour la réalisation d'un textile lumineux :

- la flexibilité car il est important de garder la même dose de lumière envoyée sur les surfaces complexes,
- la diminution de la douleur liée à l'échauffement des tissus biologique dû à la lumière puissante directe,
- la variation de la quantité de l'émission latérale en changeant l'angle et le rayon de macro-courbures.

C'est la raison pour laquelle l'étude du développement d'une nouvelle source lumineuse avec un matériau textile à base de fibres optiques présente un intérêt pour la réussite de la PDT.

Dans la **chapitre II**, les méthodes d'insertion des fibres optiques dans des structures textiles et l'utilisation des textiles lumineux pour une application médicale ont été exposées.

4 Bibliographie

- [1] Y.-Y. Huang, P. Mroz, M.R. Hamblin, Basic Photomedicine, Photobiology. (2009). <http://www.photobiology.info/Photomed.html> (consulté le 24 mai 2016).
- [2] I. Zalaudek, J. Giacomel, K. Schmid, S. Bondino, C. Rosendahl, S. Cavicchini, et al., Dermatoscopy of facial actinic keratosis, intraepidermal carcinoma, and invasive squamous cell carcinoma: A progression model, J. Am. Acad. Dermatol. 66 (2012) 589-597. doi:10.1016/j.jaad.2011.02.011.

- [3] R.S. Krouse, D.S. Alberts, A.R. Prasad, M. Yozwiak, H.G. Bartels, Y. Liu, et al., Progression of skin lesions from normal skin to squamous cell carcinoma., *Anal. Quant. Cytol. Histol.* 31 (2009) 17-25. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19320189>.
- [4] J. Anwar, D.A. Wrone, A. Kimyai-Asadi, M. Alam, The development of actinic keratosis into invasive squamous cell carcinoma: Evidence and evolving classification schemes, *Clin. Dermatol.* 22 (2004) 189-196. doi:10.1016/j.clindermatol.2003.12.006.
- [5] R.L. Moy, Clinical presentation of actinic keratoses and squamous cell carcinoma, *J. Am. Acad. Dermatol.* 42 (2000) S8-S10. doi:10.1067/mjd.2000.103343.
- [6] A. Lalji, N. Khurova, M. Lalji, Actinic Keratosis and Squamous Cell Carcinoma, *J. Clin. Res. Dermatology.* 1 (2014) 01-03. doi:10.15226/2378-1726/1/1/00102.
- [7] S.M. Dinehart, The treatment of actinic keratoses, *J. Am. Acad. Dermatol.* 42 (2000) S25-S28. doi:10.1067/mjd.2000.103338.
- [8] R.I. Ceilley, J.L. Jorizzo, Current issues in the management of actinic keratosis, *J. Am. Dermatology.* 68 (2013) S28-S38. doi:10.1016/j.jaad.2012.09.051.
- [9] A.T. Sheridan, R.P. Dawber, Curettage, electrosurgery and skin cancer, *Australas. J. Dermatol.* 41 (2000) 19-30. doi:10.1046/j.1440-0960.2000.00383.x.
- [10] A. Kawczyk-Krupka, A.M. Bugaj, W. Latos, K. Zaremba, K. Wawrzyniec, A. Sieroń, Photodynamic therapy in colorectal cancer treatment: The state of the art in clinical trials, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 12 (2015) 545-553. doi:10.1016/j.pdpdt.2015.04.004.
- [11] T. Smits, A.C.E. Moor, New aspects in photodynamic therapy of actinic keratoses, *J. Photochem. Photobiol. B Biol.* 96 (2009) 159-169. doi:10.1016/j.jphotobiol.2009.06.003.
- [12] K. Svanberg, N. Bendsoe, Photodynamic therapy for human malignancies with superficial and interstitial illumination, Woodhead Publishing Limited, 2013. doi:10.1533/9780857097545.4.760.
- [13] Y. Lee, E. Baron, Photodynamic therapy: current evidence and applications in dermatology, *Semin. Cutan. Med. Surg.* 30 (2011) 199-209. doi:10.1016/j.sder.2011.08.001.
- [14] G. Buggiani, M. Troiano, R. Rossi, T. Lotti, Photodynamic therapy: Off-label and alternative use in dermatological practice, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 5 (2008) 134-138. doi:10.1016/j.pdpdt.2008.03.001.
- [15] USDA, Dosimetry, (s. d.). <http://www.dm.usda.gov/ohsec/rsd/dosimetry.htm> (consulté le 17 octobre 2016).
- [16] A. Johansson, Spectroscopic Techniques for Photodynamic Therapy Dosimetry, Lund University, 2007.
- [17] C.H. Sibata, V.C. Colussi, N.L. Oleinick, T.J. Kinsella, Photodynamic therapy: a new concept in medical treatment., *Braz. J. Med. Biol. Res.* 33 (2000) 869-80.

doi:10.1590/S0100-879X2000000800002.

- [18] K. Kalka, H. Merk, H. Mukhtar, Photodynamic therapy in dermatology, *J. Am. Acad. Dermatol.* 42 (2000) 389-413. doi:10.1016/S0190-9622(00)90209-3.
- [19] R.R. Allison, C.H. Sibata, G.H. Downie, R.E. Cuenca, A clinical review of PDT for cutaneous malignancies, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 3 (2006) 214-226. doi:10.1016/j.pdpdt.2006.05.002.
- [20] A.G. Salvio, D.P. Ramirez, E.R. de Oliveira, N.M. Inada, C. Kurachi, V.S. Bagnato, Evaluation of pain during large area photodynamic therapy in patients with widespread actinic keratosis of upper limbs, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 12 (2015) 326-327. doi:10.1016/j.pdpdt.2015.07.013.
- [21] M.H. Gold, Therapeutic and Aesthetic Uses of Photodynamic Therapy Part two of a five-part series: Lasers and Light Treatments for Acne Vulgaris Promising Therapies., *J. Clin. Aesthet. Dermatol.* 1 (2008) 28-34.
- [22] L.R. Braathen, R.M. Szeimies, N. Basset-Seguín, R. Bissonnette, P. Foley, D. Pariser, et al., Guidelines on the use of photodynamic therapy for nonmelanoma skin cancer: an international consensus. International Society for Photodynamic Therapy in Dermatology, 2005, *J Am Acad Dermatol.* 56 (2007) 125-143. doi:10.1016/j.jaad.2006.06.006.
- [23] SciNote, THE BIOCHEMISTRY OF OUR BLOOD: HOW IS OXYGEN TRANSPORTED?, (2014). <http://scinote.tumblr.com/post/99433627625/the-biochemistry-of-our-blood-how-is-oxygen> (consulté le 25 septembre 2016).
- [24] R.R. Allison, K. Moghissi, Oncologic photodynamic therapy: Clinical strategies that modulate mechanisms of action, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 10 (2013) 331-341. doi:10.1016/j.pdpdt.2013.03.011.
- [25] C.L. Campbell, K. Wood, R.M. Valentine, C.T.A. Brown, H. Moseley, Monte Carlo modelling of daylight activated photodynamic therapy, *Phys. Med. Biol.* 60 (2015) 4059-4073. doi:10.1088/0031-9155/60/10/4059.
- [26] D.J.H. Roberts, F. Cairnduff, Photodynamic therapy of primary skin cancer: A review, *Br. J. Plast. Surg.* 48 (1995) 360-370. doi:10.1016/S0007-1226(95)90065-9.
- [27] K. Shokrollahi, E. Raymond, M.S.C. Murison, Lasers: Principles and surgical applications, *J. Surg.* 2 (2004) 28-34. doi:10.1016/S1743-9191(06)60023-X.
- [28] B. Novak, M. Peteja, T. Brueck, H. Luebbert, Potency of different red light sources in photodynamic induction of cell death in a squamous cell carcinoma cell line, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 14 (2016) 128-130. doi:10.1016/j.pdpdt.2016.03.001.
- [29] R.R. Anderson, J.A. Parrish, The Optics of Human Skin, *J. Invest. Dermatol.* 77 (1981) 13-19. doi:10.1111/1523-1747.ep12479191.
- [30] J.B. Eom, I.H. Shin, H.J. Park, B. Lee, Optical Fiber Lightening for Fluorescence Signal Detection with Thermal Stability in Dentistry, (2015) 201-206.

- [31] C.B. Warren, L.J. Karai, A. Vidimos, E. V. Maytin, Pain associated with aminolevulinic acid-photodynamic therapy of skin disease, *J. Am. Acad. Dermatol.* 61 (2009) 1033-1043. doi:10.1016/j.jaad.2009.03.048.
- [32] M. Wachowska, A. Muchowicz, M. Firczuk, M. Gabrysiak, M. Winiarska, M. Wańczyk, et al., Aminolevulinic acid (ala) as a prodrug in photodynamic therapy of cancer, *Molecules.* 16 (2011) 4140-4164. doi:10.3390/molecules16054140.
- [33] F.J. Moloney, P. Collins, Randomized, double-blind, prospective study to compare topical 5-aminolaevulinic acid methylester with topical 5-aminolaevulinic acid photodynamic therapy for extensive scalp actinic keratosis, *Br. J. Dermatol.* 157 (2007) 87-91. doi:10.1111/j.1365-2133.2007.07946.x.
- [34] A. Juzeniene, P. Juzenas, L.W. Ma, V. Iani, J. Moan, Topical application of 5-aminolaevulinic acid, methyl 5-aminolaevulinate and hexyl 5-aminolaevulinate on normal human skin, *Br. J. Dermatol.* 155 (2006) 791-799. doi:10.1111/j.1365-2133.2006.07484.x.
- [35] C. Morton, Methyl aminolevulinate (Metvix®) photodynamic therapy - practical pearls, *J. Dermatolog. Treat.* 14 (2003) 23-26. doi:10.1080/jdt.14.s3.23.26.
- [36] P. Foley, Clinical efficacy of methyl aminolevulinate (Metvix®) photodynamic therapy, *J. Dermatolog. Treat.* 14 (2003) 15-22. doi:10.1080/jdt.14.s3.15.22.
- [37] R.M. Szeimies, C. Abels, C. Fritsch, S. Karrer, P. Steinbach, W. Bäumlner, et al., Wavelength dependency of photodynamic effects after sensitization with 5-aminolevulinic acid in vitro and in vivo., *J. Invest. Dermatol.* 105 (1995) 672-677. doi:10.1111/1523-1747.ep12324377.
- [38] S.R. Wiegell, H.C. Wulf, R.M. Szeimies, N. Basset-Seguin, R. Bissonnette, M.J.P. Gerritsen, et al., Daylight photodynamic therapy for actinic keratosis: An international consensus: International Society for Photodynamic Therapy in Dermatology, *J. Eur. Acad. Dermatology Venereol.* 26 (2012) 673-679. doi:10.1111/j.1468-3083.2011.04386.x.
- [39] K.R. Rollakanti, S.C. Kanick, S.C. Davis, B.W. Pogue, E. V. Maytin, Techniques for fluorescence detection of protoporphyrin IX in skin cancers associated with photodynamic therapy, *Photonics Lasers Med.* 2 (2013) 287-303. doi:10.1515/plm-2013-0030.
- [40] P. Babilas, E. Kohl, T. Maisch, H. Bäcker, B. Groß, A.L. Branzan, et al., In vitro and in vivo comparison of two different light sources for topical photodynamic therapy, *Br. J. Dermatol.* 154 (2006) 712-718. doi:10.1111/j.1365-2133.2006.07143.x.
- [41] D. Mitton, R. Ackroyd, A brief overview of photodynamic therapy in Europe, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 5 (2008) 103-111. doi:10.1016/j.pdpdt.2008.04.004.
- [42] W. Bäumlner, C. Abels, R.-M. Szeimies, Fluorescence Diagnosis and Photodynamic Therapy in Dermatology, *Med. Laser Appl.* 18 (2003) 47-56. doi:10.1078/1615-1615-00087.
- [43] C.M. Lerche, I.M. Heerfordt, J. Heydenreich, H.C. Wulf, Alternatives to outdoor daylight

- illumination for photodynamic therapy—use of greenhouses and artificial light sources, *Int. J. Mol. Sci.* 17 (2016). doi:10.3390/ijms17030309.
- [44] J. SAVARY, La photothérapie dynamique en dermatologie, *Nouv. Dermatol.* 26 (2007) 595-604.
- [45] F. Kuonen, O. Gaide, Nouvelle lumière sur la thérapie photodynamique cutanée, *Rev. Med. Suisse.* 10 (2014) 754-759.
- [46] L.R. Braathen, Daylight photodynamic therapy in private practice in Switzerland: Gain without pain, *Acta Derm. Venereol.* 92 (2012) 652-653. doi:10.2340/00015555-1425.
- [47] D. Robert, E. Snoswell, Product information metvix, Policy. (2011) 1-12.
- [48] L. Pérez-Pérez, J. García-Gavín, Y. Gilaberte, Daylight-Mediated Photodynamic Therapy in Spain: Advantages and Disadvantages, *Actas Dermosifiliogr.* 105 (2013) 663-674. doi:10.1016/j.adengl.2014.06.002.
- [49] Philips, Lampes PUVA, (s. d.). <http://www.lighting.philips.com/main/prof/lamps/special-lamps/medical-lamps/medical-therapy-uva-puva/uva-puva-pl-s-pl-l> (consulté le 6 septembre 2016).
- [50] J. Krutmann, H. Hönigsmann, C.A. Elmetts, *Dermatological Phototherapy and Photodiagnostic Methods*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2001. doi:10.1007/978-3-662-04511-4.
- [51] Psoriasis.org, Phototherapy, (s. d.). <https://www.psoriasis.org/about-psoriasis/treatments/phototherapy> (consulté le 6 septembre 2016).
- [52] D. of D. Churchill Hospital, PUVA Treatment information for patients, (2003). <http://www.ouh.nhs.uk/patient-guide/leaflets/files\120719puva.pdf>.
- [53] W.G. Cole, PUVA Therapy, (s. d.). http://www.emedicinehealth.com/puva_therapy/article_em.htm (consulté le 7 septembre 2016).
- [54] C. Tidy, PUVA, (2014). <http://patient.info/doctor/puva> (consulté le 7 septembre 2016).
- [55] DUSA, Blu-U 4170, (s. d.).
- [56] D. Chen, H. Zheng, Z. Huang, H. Lin, Z. Ke, S. Xie, et al., Light-Emitting Diode-Based Illumination System for In Vitro Photodynamic Therapy, *Int. J. Photoenergy.* 2012 (2012) 1-6. doi:10.1155/2012/920671.
- [57] I. Moreno, C.-C. Sun, Modeling the radiation pattern of LEDs., *Opt. Express.* 16 (2008) 1808-19. doi:10.1364/OE.16.001808.
- [58] M.W. Davidson, LED lambert, (s. d.). <http://zeiss-campus.magnet.fsu.edu/print/lightsources/leds-print.html> (consulté le 28 septembre 2016).

- [59] Philips lance BlueControl, premier dispositif médical de photothérapie portable à LED bleues, (2015). http://www.newscenter.philips.com/fr_fr/standard/news/press/2015/20150527_lighting_cp_philips-lance-bluecontrol.wpd#.VryXnfnhDIU (consulté le 11 février 2016).
- [60] M.M. Kleinpenning, M.E. Otero, P.E.J. van Erp, M.J.P. Gerritsen, P.C.M. van de Kerkhof, Efficacy of blue light vs. red light in the treatment of psoriasis: a double-blind, randomized comparative study, *J. Eur. Acad. Dermatology Venereol.* 26 (2012) 219-225. doi:10.1111/j.1468-3083.2011.04039.x.
- [61] philips, Philips BlueControl - Traitement du psoriasis - Philips BlueControl, (2015). <http://www.psoriasis-bluecontrol.com/accueil/8-philips-bluecontrol-traitement-du-psoriasis.html> (consulté le 11 février 2016).
- [62] N.K. Kaneshiro, Newborn jaundice, (2015). <https://medlineplus.gov/ency/article/001559.htm> (consulté le 5 septembre 2016).
- [63] Philips goLITE BLU Lampe Energylight, (2013). http://www.philips.fr/c-p/HF3330_01/golite-blu-lampe-energylight#see-all-benefits (consulté le 6 septembre 2016).
- [64] J.L. Anderson, C.A. Glod, J. Dai, Y. Cao, S.W. Lockley, Lux vs. wavelength in light treatment of seasonal affective disorder, *Acta Psychiatr. Scand.* 120 (2009) 203-212. doi:10.1111/j.1600-0447.2009.01345.x.
- [65] E. Heinzelmann, Textiles Simplify Cancer Therapie, (2007) 38-40.
- [66] H. Moseley, Light distribution and calibration of commercial PDT LED arrays, *Photochem. Photobiol. Sci.* 4 (2005) 911-914. doi:10.1039/B507325A.
- [67] T. Khan, M. Unternährer, J. Buchholz, B. Kaser-Hotz, B. Selm, M. Rothmaier, et al., Performance of a contact textile-based light diffuser for photodynamic therapy., *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 3 (2006) 51-60. doi:10.1016/S1572-1000(05)00182-1.
- [68] S. Attili, A. Lesar, A. McNeill, M. Camacho-Lopez, H. Moseley, S. Ibbotson, et al., An open pilot study of ambulatory photodynamic therapy using a wearable low-irradiance organic light-emitting diode light source in the treatment of nonmelanoma skin cancer, *Br. J. Dermatol.* 161 (2009) 170-173. doi:10.1111/j.1365-2133.2009.09096.x.
- [69] B. Geffroy, P. le Roy, C. Prat, Organic light-emitting diode (OLED) technology: Materials, devices and display technologies, *Polym. Int.* 55 (2006) 572-582. doi:10.1002/pi.1974.
- [70] Digikey, OLED vs. LED, (s. d.). <http://www.digikey.com/en/articles/techzone/2013/jul/oleds-move-closer-to-mainstream-lighting> (consulté le 29 septembre 2016).
- [71] U. Essays, Advantages And Disadvantages Of Organic Light Emitting Diodes Engineering Essay, (2015). <https://www.ukessays.com/essays/engineering/advantages-and-disadvantages-of-organic-light-emitting-diodes-engineering-essay.php> (consulté le 5 septembre 2016).

- [72] J.P. Pocholle, De l'émission stimulée d'Einstein aux lasers aujourd'hui, in: Einstein aujourd'hui, EDP Scienc, 2005: p. 131-196.
- [73] Remembering the laser diode, *Nat. Photonics.* 6 (2012) 795-795. doi:10.1038/nphoton.2012.310.
- [74] Liquisearch, Laser Diode - History, (s. d.). http://www.liquisearch.com/laser_diode/history (consulté le 13 octobre 2016).
- [75] S.W. Lanigan, Lasers in dermatology, Woodhead Publishing Limited, 2008. doi:10.1016/j.mla.2008.02.001.
- [76] M. Schulze, W. Latimer, Streamlined Lasers Enable Lower-Cost Instruments than LEDs, *Biophotonics.* (2014). <http://www.photonics.com/Article.aspx?AID=56441&PID=1&VID=118&IID=767>.
- [77] L. Ulrich, Whiter brights with lasers, *IEEE Spectr.* 50 (2013) 37-56. doi:10.1109/MSPEC.2013.6655838.
- [78] A. Undergraduate, Optical Properties of Quantum Dots: An Undergraduate Physics Laboratory, (2007) 0-67.
- [79] X. Tao, Smart textile composites integrated with fibre optic sensors, in: X. Tao (Éd.), Smart fibres, Fabr. Cloth., Woodhead Publishing Ltd and CRC press LLC, 2001: p. 174-199.
- [80] J. Festinger, Capteurs à fibres optiques, 33 (2014) 0-14.
- [81] F. Jiménez, J. Arrue, G. Aldabaldetrekú, J. Zubia, Numerical Simulation of Light Propagation in Plastic Optical Fibres of Arbitrary 3D Geometry, (s. d.) 1-6.
- [82] Y. Fu, H. Di, R. Liu, Light intensity modulation fiber-optic sensor for curvature measurement, *Opt. Laser Technol.* 42 (2010) 594-599. doi:10.1016/j.optlastec.2009.10.009.
- [83] J.M. Senior, M.Y. Jamro, Optical Fiber Communications: Principles and Practice, 2009. doi:10.1080/716099703.
- [84] P. Dupont, Mesures sur fibres optiques, 2014.
- [85] E.F. Schubert, Light Emitting Diodes, 2^e éd., Cambridge University Press, 2006.
- [86] C. Emslie, Review: Polymer optical fibres, *J. Mater. Sci.* 23 (1988) 2281-2293. doi:10.1007/BF01111879.
- [87] X. Tia, X. Tao, Mechanical properties of fibre Bragg settings, in: X. Tao (Éd.), Smart fibres, Fabr. Cloth., Woodhead Publishing Ltd and CRC press LLC, 2001: p. 124-149.
- [88] K. Peters, Polymer optical fiber sensors—a review, *Smart Mater. Struct.* 20 (2011) 13002. doi:10.1088/0964-1726/20/1/013002.

- [89] A. Harlin, H. Myllymäki, K. Grahn, Polymeric optical fibres and future prospects in textile integration, *AUTEX Res. J.* 2 (2002).
- [90] A. Argyros, Microstructures in Polymer Fibres for Optical Fibres, THz Waveguides, and Fibre-Based Metamaterials, *ISRN Opt. 2013* (2013) 1-22. doi:10.1155/2013/785162.
- [91] J. Theis, H. Deckers, K. Fritsch, R. Fuss, R. Stern, A. Hoechst, et al., Plastic Optical Fibres and applications conference, in: *Plast. Opt. Fibres Appl. Conf.*, paris, 1992: p. 20-23.
- [92] J. Zubia, J. Arrue, Plastic Optical Fibers: An Introduction to Their Technological Processes and Applications, *Opt. Fiber Technol.* 7 (2001) 101-140. doi:10.1006/ofte.2000.0355.
- [93] B. Jean-François, Polymères fluorés, *Tech. l'ingénieur Matières thermoplastiques Monogr.* (2004). <http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/materiaux-th11/matieres-thermoplastiques-monographies-42147210/polymeres-fluores-am3390/>.
- [94] B. Améduri, B. Boutevin, Polymères fluorés : synthèses, propriétés et applications, *Actual. Chim.* 2 (2000). <http://www.lactualitechimique.org/Polymeres-fluores-syntheses-proprietes-et-applications>.
- [95] L. Bilro, N. Alberto, J.L. Pinto, R. Nogueira, Optical sensors based on plastic fibers, *Sensors (Switzerland)*. 12 (2012) 12184-12207. doi:10.3390/s120912184.
- [96] B. Selm, E. a. Gurel, M. Rothmaier, R.M. Rossi, L.J. Scherer, Polymeric Optical Fiber Fabrics for Illumination and Sensorial Applications in Textiles, *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* 21 (2010) 1061-1071. doi:10.1177/1045389X10377676.
- [97] B.G. Potter, Module 3 - Attenuation in Optical Fibers, Arizona, 2010. [http://opti500.cian-erc.org/opti500/pdf/sm/Module3 Optical Attenuation.pdf](http://opti500.cian-erc.org/opti500/pdf/sm/Module3%20Optical%20Attenuation.pdf).
- [98] A. Appajaiiah, L. Jankowski, A review on aging or degradation of polymer optical fibers (POFs): polymer chemistry and mathematical approach, 10th Int. Conf. Plast. Opt. Fibres. (2001) 317-324. [http://info.ippt.gov.pl/~ljank/docs/papers/A_review_on_aging_or_degradation_of_polymer_optical_fibers_\(POFs\)_-_polymaer_chemistry_and_mnathematical_approach.pdf](http://info.ippt.gov.pl/~ljank/docs/papers/A_review_on_aging_or_degradation_of_polymer_optical_fibers_(POFs)_-_polymaer_chemistry_and_mnathematical_approach.pdf).
- [99] Y. Koike, *Fundamentals of Plastic Optical Fibers*, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, Germany, 2014. doi:10.1002/9783527646500.
- [100] S. Selladurai, *Engineering Physics Part - I*, Eastern ec, Phi learning private limited, 2010.
- [101] A. Arifin, A.M. Hatta, M.S. Muntini, A. Rubiyanto, Bent of plastic optical fiber with structural imperfections for displacement sensor, *Indian J. Pure Appl. Phys.* 52 (2014) 520-524.
- [102] J. Jay, An overview of macrobending and microbending of optical fibers, White Pap. WP1212, Corning. (2010). <http://www.corning.com/assets/0/433/573/637/639/1bea48ac-d675-44c7-aa18-11a3a1a0adbd.pdf> (consulté le 2 octobre 2014).

- [103] J. Spigulis, Side-emitting Fibers Brighten Our World, *Opt. Photonics News*. 16 (2005) 34-39. doi:10.1364/OPN.16.10.000034.
- [104] V. Koncar, Optical fiber fabric displays, *Opt. Photonics News*. 16 (2005) 40–44.
- [105] A. Harlin, M. Makinen, A. Vuorivirta, Development of polymeric optical fibre fabrics as illumination elements and textile displays, *Autex Res. J.* 3 (2003) 1-8. http://www.autexrj.com/cms/zalaczone_pliki/1-03-1.pdf (consulté le 30 septembre 2014).
- [106] A. Bernasson, H. Peuvergne, Optical fiber with multiple point lateral illumination, 5737472, 1998.
- [107] Midlightsun, Midlightsun products, (s. d.). <http://www.midlightsun.com/fibres-optiques-lumineuses-204-fr.html> (consulté le 28 septembre 2016).
- [108] Lumigram, Lumigram products, (s. d.). http://www.lumigram.com/catalog/P2_LIGHT_UP_CLOTHING.php (consulté le 28 septembre 2016).
- [109] Khanuj Jayant, Jayantkhanuja mehtode scratch, (s. d.). <http://www.jayantkhanuja.com/interaction> (consulté le 20 septembre 2016).
- [110] D. Kremenakova, J. Militky, B. Meryova, V. Ledl, Characterization of Side Emitting Polymeric Optical Fibres, *J. Fiber Bioeng. Informatics*. 5 (2012) 423-431. doi:10.3993/jfbi12201207.
- [111] J. Wang, B. Huang, B. Yang, Effect of weave structure on the side-emitting properties of polymer optical fiber jacquard fabrics, *Text. Res. J.* 83 (2013) 1170-1180. doi:10.1177/0040517512471751.
- [112] A. Harlin, M. Makinen, A. Vuorivirta, Development of polymeric optical fibre fabrics as illumination elements and textile displays, *Autex Res. J.* 3 (2003) 1-8. http://www.autexrj.com/cms/zalaczone_pliki/1-03-1.pdf (consulté le 30 septembre 2014).
- [113] a. Iadicicco, D. Paladino, M. Moccia, G. Quero, S. Campopiano, W.J. Bock, et al., Mode coupling and field distribution in sub-mm permanently bent single mode optical fibers, *Opt. Laser Technol.* 47 (2013) 292-304. doi:10.1016/j.optlastec.2012.08.012.
- [114] M. Lee, E. Park, M. Kim, Integration of Plastic Optical Fiber into Textile Structures, *Smart Cloth. Technol. Appl.* (2009) 115-134.
- [115] L. Meunier, F.M. Kell, C. Cochrane, V. Koncar, Flexible displays for smart clothing: Part I—Overview, *Indian J. Fibre Text. Res.* 36 (2011) 422-428.
- [116] J. Guy, Fiber optic fabric, US 2004/0037091 A1, 2004. <http://www.google.com/patents/US20040037091> (consulté le 30 septembre 2014).
- [117] M. Rothmaier, B. Selm, S. Spichtig, Photonic textiles for pulse oximetry, *Opt.* 16 (2008) 12973-86. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18711536> (consulté le 1 octobre

- 2014).
- [118] L. Scherer, E. Stéphanie, P. Csem, C. Bosshard, Textile-based optical sensors, in: 2011.
 - [119] K.F. Au, *Advances in Knitting Technology*, Woodhead Publishing Limited, 2011. doi:10.1533/9780857090621.3.287.
 - [120] D.J. Spencer, *Knitting Technology a comprehensive handbook and practical guide*, 3^e éd., Woodhead Publishing Limited, 2001.
 - [121] I. GlobalSpec, IEEE GlobalSpec warp weft knit, (s. d.). http://www.globalspec.com/learnmore/materials_chemicals_adhesives/composites_textiles_reinforcements/industrial_fabrics (consulté le 29 septembre 2016).
 - [122] L. Oscarsson, E.J. Heimdal, T. Lundell, J. Peterson, Flat knitting of a light emitting textile with optical fibres, *Autex Res. J.* 9 (2009) 61-65. http://orbit.dtu.dk/fedora/objects/orbit:17327/datastreams/file_3995185/content (consulté le 2 octobre 2014).
 - [123] L. Oscarsson, M. Architecture, E.J. Heimdal, J. Peterson, Development of a diamond shaped light radiating textile – an experimental flat knitting process with optical fibres, (s. d.) 115-121.
 - [124] Glofab, glofab knitted POF, (s. d.). <http://mocoloco.com/glofab/> (consulté le 29 septembre 2016).
 - [125] Y. Oguz, V. Koncar, C. Cochrane, S. Mordon, Light Emitting Woven Fabric for Treatment with Photodynamic Therapy and Monitoring of Actinic Keratosis, in: *Photomedicine*, InTech, 2016.
 - [126] J.R. Parker, Fiber optic light emitting panel and method of making same, US4885663, 1989. <http://www.google.com/patents/US4885663> (consulté le 30 septembre 2014).
 - [127] J. Berzowska, M. Skorobogatiy, Karma chameleon: bragg fiber jacquard-woven photonic textiles, ... fourth Int. Conf. (2010) 297. doi:10.1145/1709886.1709950.

CHAPITRE II

Fabrication des textiles lumineux et leur utilisation

Table des matières

CHAPITRE II Fabrication des tissus lumineux et leur utilisation	59
1 Etat de l'art.....	59
1.1 Généralités sur les méthodes de fabrication des tissus lumineux.....	59
1.1.1 Former des macro-courbures sur une fibre optique	59
1.1.2 Procédé de Tissage.....	61
1.2 Généralités sur le couplage.....	72
1.3 Généralités sur les mesures et l'évaluation des propriétés lumineuses	74
2 Méthodes expérimentales.....	76
2.1 Technique de procédé tissage	77
2.1.1 Présentation des matériaux utilisés	77
2.1.2 Choix d'armure	77
2.1.3 Constitution de la machine à tisser.....	81
2.2 Technique de procédé de tricotage	89
2.3 Technique de couplage tissu lumineux – source de lumière	91
2.4 Technique de mesures et d'évaluation du rendu lumineux	95
2.4.1 Dispositifs de mesure	95
2.4.2 Méthode de mesure et d'évaluation des propriétés lumineuses des textiles	96
2.4.3 Méthode de mesure des angles de courbures de fibres optiques	98
2.5 Procédé utilisé pendant les essais cliniques.....	99
2.6 Kit de traitement pour la PDT	99
2.7 Traitement.....	100
2.7.1 Préparation du patient	101
2.7.2 Traitement avec la PDT kit PHOS ISTOS	101
2.7.3 Traitement avec la PDT classique.....	102
2.8 Evaluation de la douleur.....	103
3 Conclusion.....	103
4 Bibliographie	105

CHAPITRE II Fabrication des tissus lumineux et leur utilisation

Préambule

Lors de l'étude bibliographique décrite en **Chapitre I**, nous avons montré l'importance des paramètres influant sur l'émission latérale des fibres optiques. Ce chapitre a donc pour l'objectif de présenter l'état de l'art sur les généralités concernant les méthodes de fabrication des textiles et évaluation des propriétés lumineuses des tissus lumineux. La seconde partie consacrée aux méthodes expérimentales, exposera les procédés de fabrication des textiles lumineux et la procédure du traitement de PDT avec ces textiles.

1 Etat de l'art

1.1 Généralités sur les méthodes de fabrication des tissus lumineux

Le procédé du tissage a été choisi pour rendre lumineuses latéralement les fibres optiques afin de développer un textile lumineux flexible avec une émission de lumière puissante et homogène pour le traitement de la PDT.

L'intérêt du procédé de tissage est de provoquer une émission latérale lumineuse ajustable sans abimer les fibres optiques.

1.1.1 Former des macro-courbures sur une fibre optique

L'atténuation correspond à la perte progressive de l'intensité du signal à travers la fibre optique. Elle est donc inversement proportionnelle à l'avancement du signal.

La loi de Beer-Lambert caractérise l'atténuation en fonction de la longueur (Équation II. 1) [1–5] :

$$\frac{I_0}{I_s} = \exp(-xk) \quad \text{Équation II. 1}$$

I_0 (W) est la puissance d'entrée, I_s (W) la puissance de sortie, x (m) la distance entre la source lumineuse et le point de mesure, et k (m^{-1}) le coefficient de pertes. La Figure II. 1 représente I_0 , I_s et x pour l'atténuation dans une fibre optique.

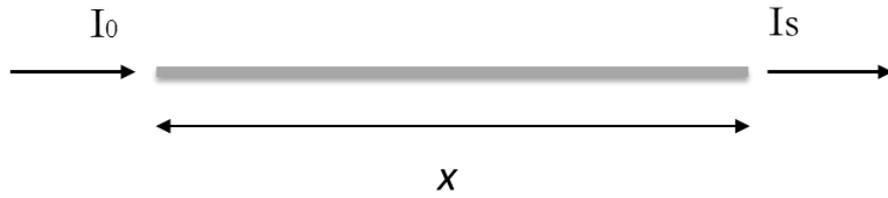


Figure II. 1. Atténuation dans une fibre optique

Afin de ne pas détériorer les caractéristiques optiques, les fabricants des fibres optiques préconisent de ne pas dépasser 20 fois le diamètre extérieur de la fibre, pour créer le rayon de l'arc lorsque la fibre est courbée R_a (m) [6]. Les pertes lumineuses dans une fibre optique deviennent plus importantes au-delà de ce rayon de courbure R_a due à des fuites de la lumière latéralement, provoqué par le faite que la réflexion interne n'est plus totale (Équation I. 2).

Endruweit et al. ont montré avec des expérimentations que la transmission totale diminue avec la diminution du rayon de courbure et que la perte est plus importante à l'entrée de la courbure [7]. De plus, la perte de courbure est approximativement proportionnelle à $\exp(-\text{Rayon de courbure}/\text{Rayon de fibre})$ [7].

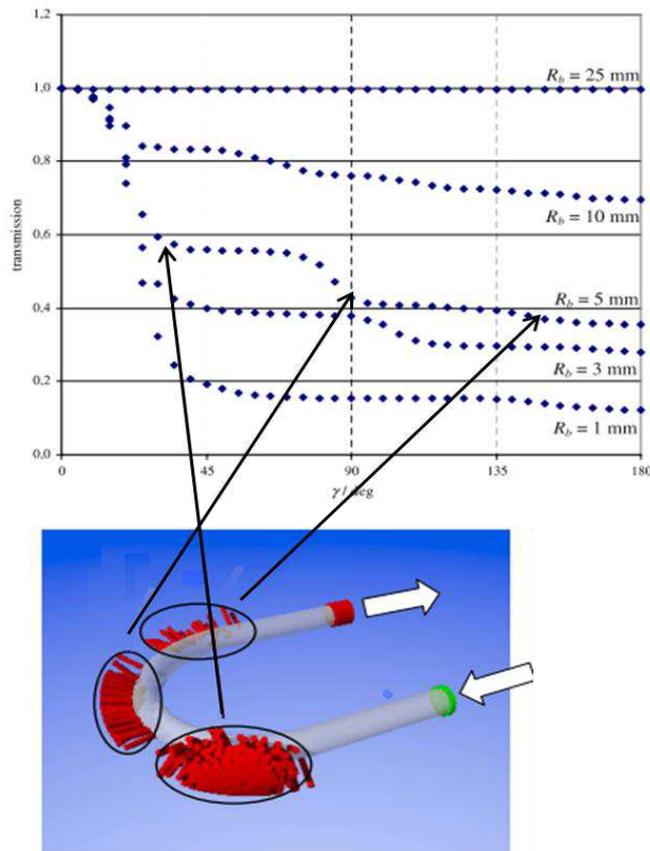


Figure II. 2. Transmission en fonction de l'angle de courbure γ , $R_f = 0,5$ mm, $\psi_c = 70^\circ$ et $\sigma = 8^\circ$; paramètre de Rayon de courbure R_b [7]

Cette dernière simulation est faite pour une courbure seule (cf. Figure II. 2). Dans cette étude nous allons créer des macro-courbures répétées dans une structure textile.

1.1.2 Procédé de Tissage

Le principe de fabrication des tissus remonte à 7000 av JC comme le montre un tissu trouvé lors d'une fouille archéologique en 2013 à Catalhoyuk en Turquie [8].

La technique de tissage consiste à entrelacer les fils de **trame** (dites, weft yarn en anglais) perpendiculairement aux fils de **chaîne** (warp en anglais) placés dans la direction de la sortie de la machine à tisser [9,10]. La Figure II. 3 décrit un tissu tissé avec une armure basique appelée toile.

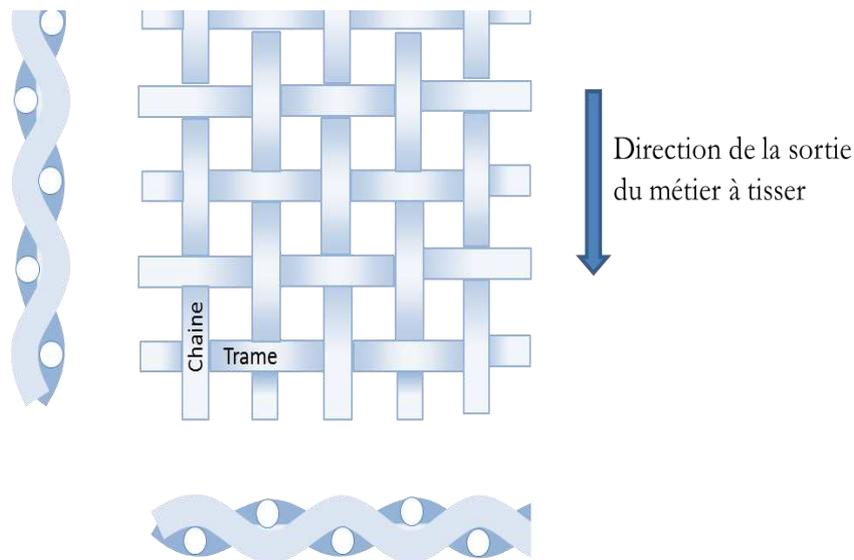


Figure II. 3. Représentation schématique d'un tissu (armure toile)

La Figure II. 3 montre l'entrecroisement des fils de chaîne et de trame vue de face et vue de coupe transversale des deux côtés.

La réalisation du tissage nécessite trois mouvements [11] :

- l'ouverture de la foule (Figure II. 4 (a)),
- l'insertion de la trame (Figure II. 4 (b)),
- le tassement (beat-up en anglais) (Figure II. 4 (c)).

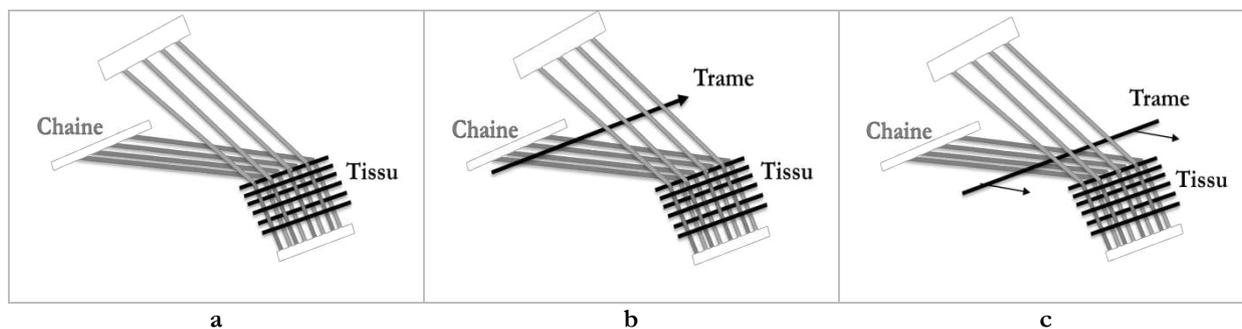


Figure II. 4. Mouvements essentiels du tissage ; ouverture de la foule (a), insertion du trame (b), tassement (c)

La Figure II. 4 montre l'ordre des étapes de réalisation du tissage. Les mouvements donnés sont essentiels pour la création d'un tissu.

1.1.2.1 Armures

Pendant l'entrelacement, si le fil de chaîne est sur la trame, le fil de trame est « pris », dans le cas contraire le fil de trame est « laissé (flotté) » comme décrit sur la Figure II. 5 [10].



Figure II. 5. Présentation de la trame pris (a) et de la trame laissée (flottée) (b)

En dessinant un schéma d'armure les fils pris sont indiqués avec une case pleine « ■ » et les fils laissés sont indiqués avec une case vide « □ » (cf. Figure II. 5).

Les deux faces de l'armure peuvent être symétriques et contenir le même nombre de fils pris et de fils laissés. Une armure qui contient plus de fils pris que de fils laissés est une armure à **effet chaîne** à l'inverse il s'agit d'une armure à **effet trame** [9,12]. Dans une armure, le décalage du point d'accroche entre deux fils est appelé le « **décochement** ». La variation de décochement permet d'obtenir des tissus à rigidité en cisaillement variables.

Chaque armure possède un **rapport d'armure** (weave repeat en anglais) qui est défini par le plus petit nombre de trames et chaînes requis pour afficher tous les entrelacements [9,13]. La Figure II. 6 représente un schéma d'armure et son rapport d'armure est encadré avec la couleur rouge :

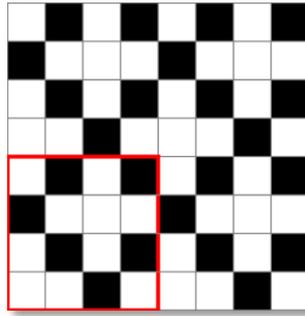


Figure II. 6. Exemple d'un rapport d'armure encadré en rouge

Il existe trois armures principales : toile, sergé et satin. Toutes les autres armures sont dérivées d'une ou de plusieurs de celles-ci.

La toile (Plain weave en anglais)

La toile est la plus basique des trois armures fondamentales. Le fil de trame traverse successivement au-dessus et en dessous les fils de chaîne et cet ordre est inversé pour chaque trame [9,13]. Cela permet d'avoir le même motif à l'endroit et à l'envers du tissu. La Figure II. 3 et Figure II. 7 montrent l'exemple de l'armure toile, et le rapport d'armure toile respectivement.



Figure II. 7. Rapport d'armure de la toile

L'armure toile a une faible déformabilité car elle a le plus grand nombre d'entrecroisements comme le montre la Figure II. 7.

Le sergé (Twill weave en anglais)

Les croisements de l'armure sergé forment une diagonale grâce au décalage de 1 comme décrit sur la Figure II. 8. Le rapport d'armure minimum pour le sergé est 3 [14].

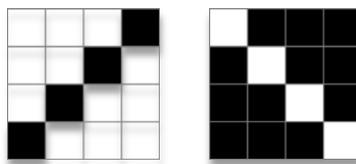


Figure II. 8. Rapport d'armure de sergé de 4 ; effet trame à droite (a), effet chaîne à gauche (b)

La Figure II. 8 montre des exemples de sergés à effet chaîne et à effet trame. L'endroit et l'envers du tissu sont donc différents. Les sergés ont une bonne résistance, ainsi ils sont utilisés plus souvent pour les vêtements de travail, les tissus d'ameublement, ainsi que pour le denim [14].

Le satin (Satin weave en anglais)

Le satin est une armure à décochement plus grand que 1. Les positions de croisements sont définies par le décochement [10]. Les valeurs de décochements possibles sont données sur la Figure II. 9 :

Satin	Valeurs de décochements												
4	Irrégulier												
5		2	3										
6	Irrégulier												
7		2	3	4	5								
8			3		5								
9		2		4	5		7						
10			3				7						
11		2	3	4	5	6	7	8	9				
12					5		7						
13		2	3	4	5	6	7	8	9	10	11		

Figure II. 9. Valeurs de décochement possibles pour l'armure satin

Les valeurs de décochement possibles données sur la Figure II. 9 permettent de créer les armures de satin. Les exemples de satin 8 avec les décochements possibles présentés dans la Figure II. 9 sont donnés ci-dessous (cf. Figure II. 10) :

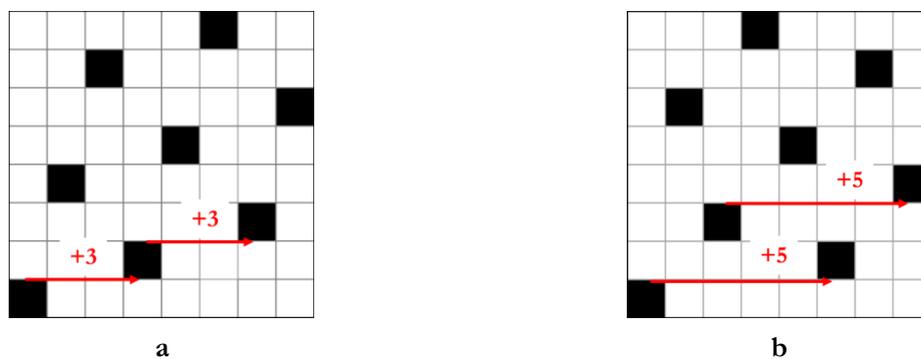


Figure II. 10. Amures de satin 8 avec les décochements possibles : satin 8 à décochement de 3 (a), satin 8 à décochement de 5 (b)

Les exemples donnés sur la Figure II. 10 montrent la construction des armures satin 8 avec les décochements possibles ; décochement de 3 et de 5.

De même que les sergés, les satins peuvent être aussi à effet chaîne (**satin** en anglais) et à effet trame (**sateen** en anglais) comme le montre la Figure II. 11.

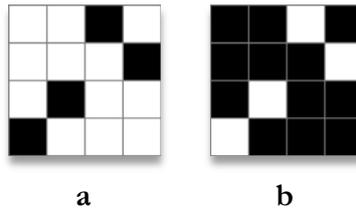


Figure II. 11. Rapport d'armure de satin 4 effet trame (a) et effet chaîne (b)

Comme montré sur la Figure II. 11, l'endroit et l'envers du tissu satin sont différents [14]. L'armure satin contient des flottés plus longs que les autres armures fondamentales. Elle se déforme plus facilement. L'armure satin s'utilise souvent dans le secteur de l'habillement et pour tisser la soie [14].

A partir des armures principales, il est possible de construire les armures dérivées indiquées sur la Figure II. 12.

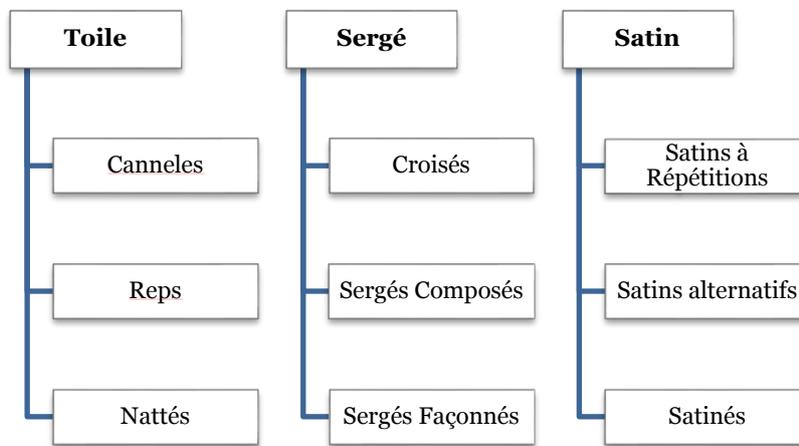


Figure II. 12. Armures dérivées des armures fondamentales

Les armures données sur la Figure II. 12 sont dérivées directement des armures fondamentales.

1.1.2.2 Constitution de la machine à tisser

Le tissage est réalisé sur une machine à tisser manuelle ou automatique. La Figure II. 13 représente le schéma des parties essentielles d'une machine à tisser.

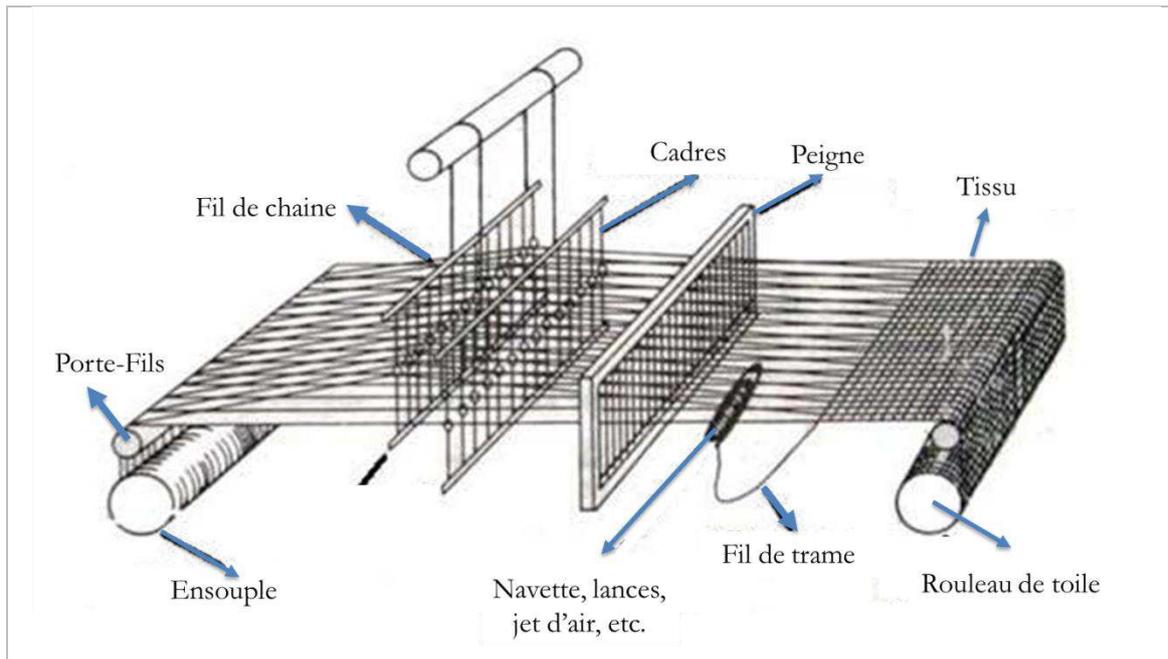


Figure II. 13. Parties essentielles d'une machine à tisser [15]

La Figure II. 13 montre les emplacements et les noms des pièces essentielles d'une machine à tisser. Les fils de chaîne sont enroulés parallèlement sur un cylindre appelé **ensouple** (beam en anglais) installé à l'arrière de la machine. Pour qu'une trame puisse être insérée, les cadres sélectionnés se lèvent avec les fils de chaîne selon l'armure choisie et créent une ouverture appelée **foule** (shed en anglais) [10].

L'insertion de la trame peut être réalisée de deux façons ; négative ou positive [16]. L'insertion négative est le transfert de la trame d'un côté à l'autre (par une lance, navette etc.) L'insertion positive est le transfert de la trame jusqu'au milieu par une lance et récupération par une deuxième pour l'amener à la fin du chemin de lances.

Après chaque insertion de la trame, le peigne bat la dernière trame. L'étoffe tissée s'enroule sur un cylindre appelé **rouleau de toile** disposé en avant de la machine à tisser. Grâce aux cylindres de régulateur il est possible de contrôler le niveau et la tension du tissu.

1.1.2.3 Ourdissage

La première étape de préparation d'une machine à tisser est l'**ourdissage** (warping en anglais). Cela consiste à enrouler les fils de chaîne sur une ensouple de sorte que chaque fil de chaîne soit enroulé côte à côte jusqu'à ce que la largeur du tissu soit recouverte par le nombre de fils désirés.

L'ourdissage se décline sous trois types [17] :

- **l'ourdissage direct** permet d'enrouler parallèlement les fils de chaîne sur une ensouple à partir des bobines disposées dans un cantre.
- **l'ourdissage sectionnelle** permet d'enrouler parallèlement les fils de chaîne en créant des sections sur le tambour de l'ourdisssoir.

- **l'ourdissage d'échantillonnage** permet d'enrouler les fils de chaîne les uns après les autres sur le tambour de l'ourdissoir à partir d'une bobine. Puis, une fois l'ensemble des fils de chaîne enroulés, une opération de dressage permet de transférer les fils de chaîne du tambour à l'ensouple.

1.1.2.4 Rentrage

Le procédé de rentrage sur les machines à lames, consiste à rentrer les fils de chaîne dans les **lisses** (lices, heddles en anglais) installées sur les cadres, puis les passer par le **peigne** (reed en anglais) comme le montre la Figure II. 14 [14,16].



Figure II. 14. Démonstration de l'ordre du rentrage : image (a), schéma (b)

L'opération de rentrage présentée dans la Figure II. 14 demande beaucoup d'attention, de patience et de temps.

Une fois l'opération de rentrage effectuée, les fils de chaînes sont noués ensemble comme le montre la Figure II. 15 afin de passer entre les cylindres pour qu'ils puissent avancer à chaque battement [14].



Figure II. 15. Machine à tisser après le rentrage

Il existe plusieurs sortes de rentrage. Celui utilisé dans le cadre du projet est le rentrage "suivi". Le rentrage est la partie qui prend le plus de temps.

Le rentrage suivi : Le premier fil de chaîne est passé dans une lisse du premier cadre, le deuxième fil dans une lisse du deuxième cadre et ainsi de suite jusqu'au dernier cadre. Après le dernier cadre tout recommence dans le même ordre à partir du premier comme le montre la Figure II. 16.

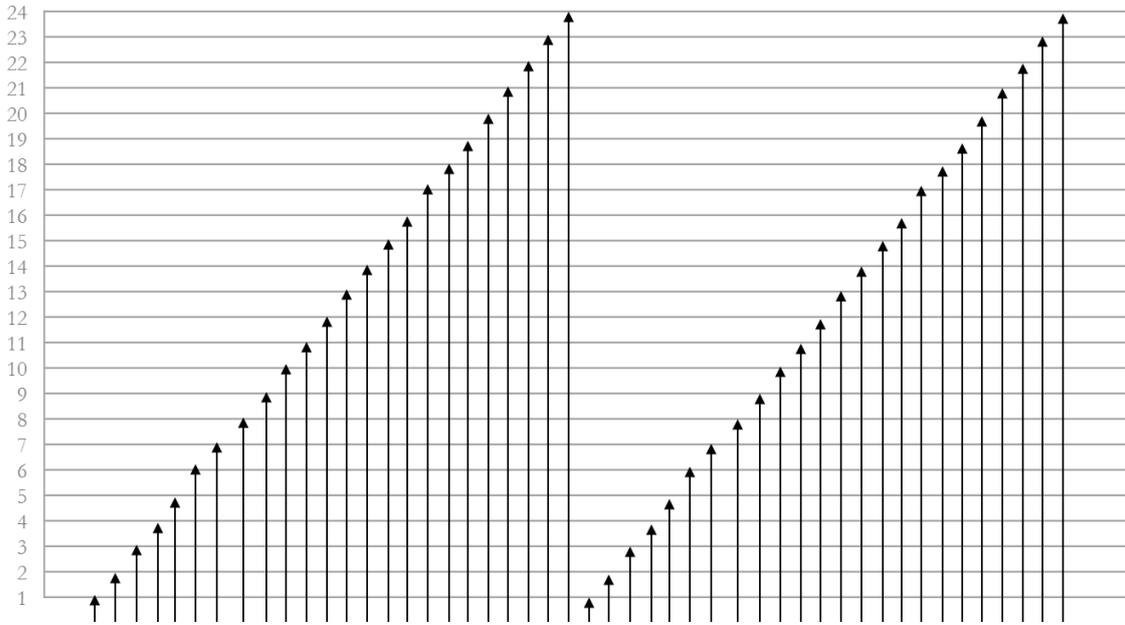


Figure II. 16. Exemple de rentrage suivi sur 24 cadres pour 48 fils

La Figure II. 16 présente un exemple de rentrage suivi sur 24 cadres pour 48 fils. C'est le type de rentrage le plus basique.

Le rentrage suivi par corps : Ce type de rentrage est utilisé en général lorsqu'on utilise plusieurs ensouples. Il suit les étapes du rentrage suivi mais sur des cadres groupés à la suite les uns des autres selon l'armure utilisée.

Afin de finir l'opération de rentrage, il faut réaliser l'étape de **piquage**. Le piquage au peigne, consiste à passer chaque fil de chaîne ou des fils groupés dans une **dent** du peigne [15]. L'illustration d'un peigne est donnée sur la Figure II. 17.

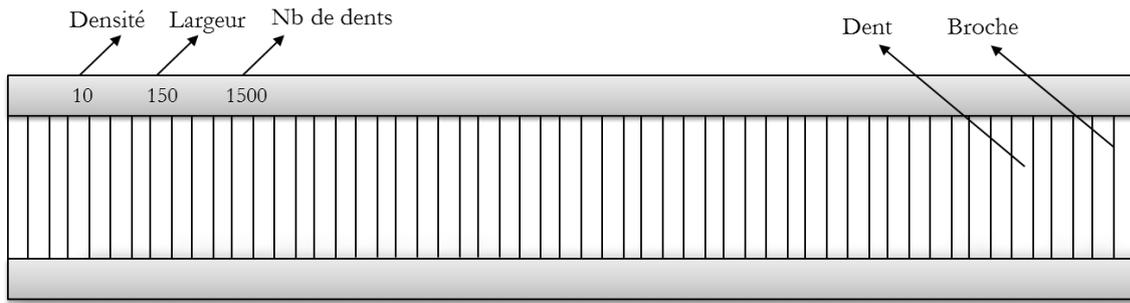


Figure II. 17. Illustration d'un peigne à 10 dents/cm

Comme observé sur la Figure II. 17, la densité (nombre de dents/cm), la largeur totale (cm) et le nombre de dents sont toujours indiqués sur un peigne. Si ce n'est pas le cas, il faut compter le nombre de dents sur 10 cm et calculer le nombre de dents par cm.

1.1.2.5 Insertion de la trame

Différentes technologies permettent d'assurer l'insertion de la trame (lances, projectile, jet d'air). Sur la machine à tisser Dornier utilisée pour notre projet, il s'agit d'un système d'insertion à lances par transfert positif au centre. C'est-à-dire que la lance d'entrée donne la trame à la lance de sortie au centre de la laize comme le montre la Figure II. 18 [15].



Figure II. 18. Système d'insertion trame à lance

La Figure II. 18 montre que le système utilisé ne produit pas de lisière car la trame insérée est coupée aux deux extrémités du tissu.

Chaque insertion de trame crée une tension très importante sur le fil de trame. Cette tension peut endommager les fils. Il est possible de diminuer cette variation de la vitesse, causée par la tension, grâce aux délivreurs électroniques comme montré sur la Figure II. 19.

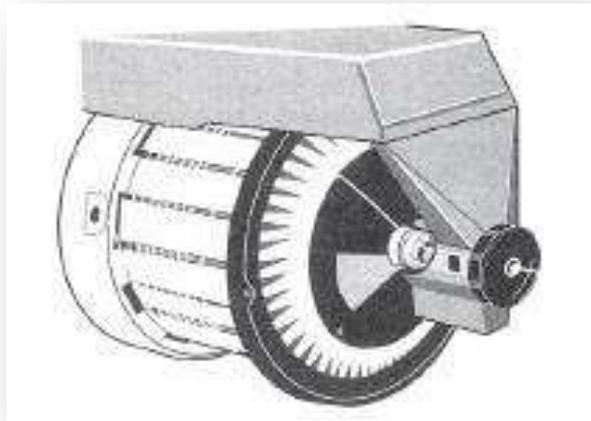


Figure II. 19. Exemple d'un délivreur électronique

Une rupture de fil est détectée électroniquement pour arrêter la machine à tisser. Le rôle principal d'un délivreur électronique est de fournir des fils de trame à une tension constante et adéquate enroulant d'abord sur le délivreur [11]. Il arrête la machine à tisser si une rupture est détectée.

Les délivreurs électroniques utilisés dans le projet sont décrits sur la Figure II. 20.



Figure II. 20. Délivreurs de fil de trame

Les délivreurs électroniques doivent être installés juste à côté de la machine pour diminuer la distance de transfert et éviter les frottements ou accrochements. Les bobines doivent être installées sur les cantres et les fils de trame rentrés dans le délivreur comme le montre la Figure II. 20.

Ensuite, les fils doivent être passés par les capteurs de casse-trame montrés sur la Figure II. 21.



Figure II. 21. Capteurs de casse-trame

La Figure II. 21 montre les capteurs de casse-trame dont la mission est d'arrêter la machine immédiatement si le fil de trame se rompt.

La dernière étape avant de commencer à tisser est l'enregistrement de l'armure sur le panneau de configuration de la machine à tisser montré sur la Figure II. 22.

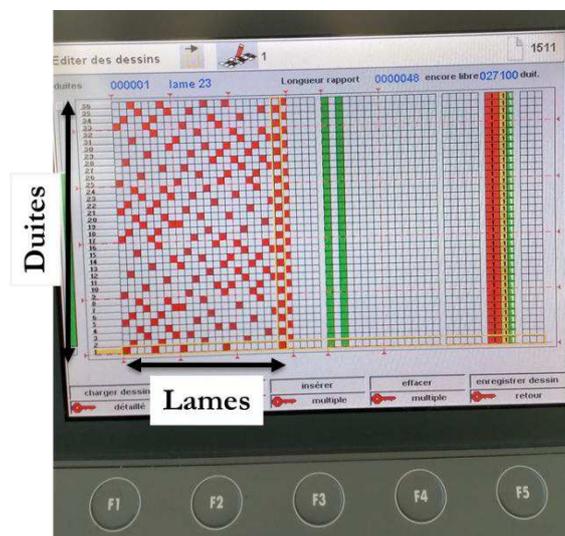


Figure II. 22. Enregistrement du rapport d'armure sur le panneau de configuration de la machine à tisser

La Figure II. 22 montre l'écran du panneau de configuration de la machine à tisser qui se trouve sous l'onglet « éditer des dessins ». Le rapport d'armure doit être rentré dans le logiciel, en considérant la sélection de lames liées aux zones de tissage.

Une fois que toutes ces étapes sont réalisées, il est possible de commencer à tisser.

1.2 Généralités sur le couplage

Les tissus lumineux fabriqués par la technique de tissage doivent être connectés à une source de lumière par leurs deux extrémités pour évaluer leurs propriétés lumineuses, telles que l'intensité lumineuse et l'homogénéité de la distribution de la lumière.

Les fibres optiques libres aux extrémités du textile lumineux doivent être insérées dans une virole en inox pour connecter le textile à une source de lumière. Les fibres doivent être fixées à l'intérieur du connecteur à l'aide d'une résine époxy transparente [18].

La performance des fibres optiques est évaluée en fonction du rendement et des pertes d'insertion. Afin d'atteindre une transmission d'ondes lumineuses à faible perte et faible réflexion en arrière, un contact sans espace d'air entre deux extrémités de fibres est nécessaire [19]. Par conséquent, la face d'extrémité sphérique, ainsi que la fibre doivent être polies pour obtenir une finition de surface miroir [18,20]. L'effet lisse des extrémités des fibres optiques est un paramètre important de la performance optique [21].

Le polissage des connecteurs de fibres implique généralement quatre étapes avec des cycles de 1,5-3 minutes [19,22] :

- le polissage manuel est appliqué pour enlever l'excès de fibres et de résine époxy,
- le polissage grossier,
- le polissage intermédiaire,
- le polissage final.

Comme le montre la Figure II. 23, les fibres sont polies en réalisant un mouvement en forme de huit sur une feuille de polissage jusqu'à ce que le connecteur soit aligné avec les extrémités des fibres [23]. L'eau distillée est appliquée sur la feuille de polissage afin d'éviter de rayer la surface à polir.

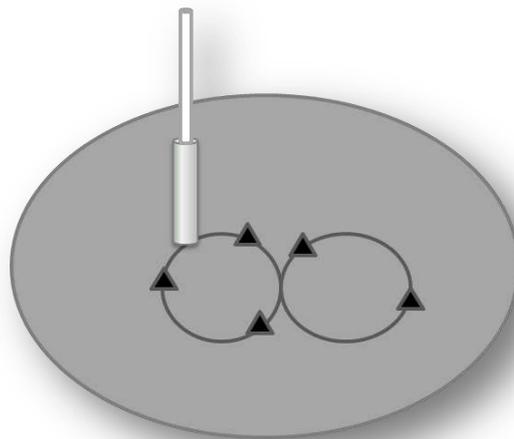


Figure II. 23. Méthode de polissage avec le mouvement huit

Le mouvement en huit montré sur la Figure II. 23 permet de polir les fibres en évitant les rayures dans un seul sens.

Afin de finir le polissage, il faut appliquer une pâte de polissage et de réparation sur une étoffe lisse (par exemple un tissu en coton) et continuer à polir avec le mouvement en huit [24]. Il est possible de vérifier le polissage en regardant l'extrémité du connecteur au microscope.

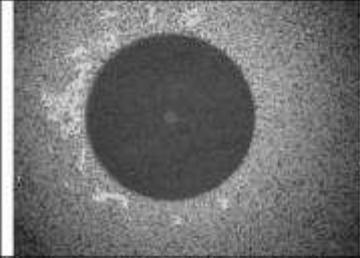
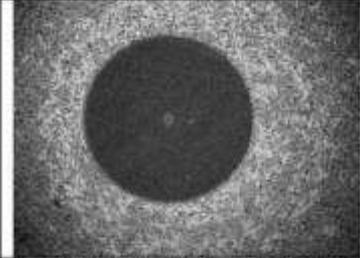
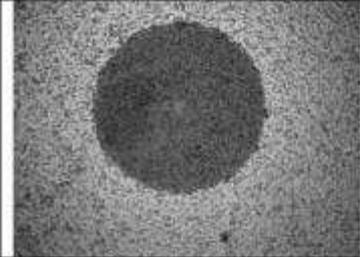
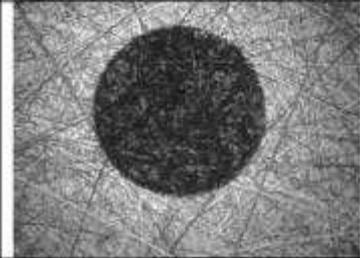
	R_a (nm)	6.8
	Return Loss (dB)	60
	Insertion Loss (dB)	0.01
	R_a (nm)	8.03
	Return Loss (dB)	52
	Insertion Loss (dB)	0.10
	R_a (nm)	22.38
	Return Loss (dB)	34.56
	Insertion Loss (dB)	0.03
	R_a (nm)	240.13
	Return Loss (dB)	14.92
	Insertion Loss (dB)	1.26

Figure II. 24. Micrographies des faces d'extrémités des fibres à diverses valeurs de rugosité et leurs pertes de retour et d'insertion [18]

Huang et al. [18] a démontré l'influence de la rugosité de surface sur les pertes (voir la Figure II. 24). Les images montrent que la perte de retour est plus importante que la perte d'insertion (insertion loss en anglais). La perte de retour (return loss en anglais, réflectance) est la quantité de lumière qui est réfléchié depuis l'extrémité du connecteur [25]. La perte d'insertion est la réduction de la puissance à travers la jonction [26].

La perte est calculée grâce à l'Équation II. 2.

$$\text{Perte (dB)} = 10 \log_{10} (P_r/P_i)$$

Équation II. 2

P_i (W) est la puissance incidente et P_r (W) est la puissance réfléchie pour le calcul de perte de retour.

P_i (W) est la puissance incidente et P_r (W) est la puissance après l'application du connecteur pour le calcul de perte d'insertion.

Les résultats de polissage possibles sont donnés ci-dessous (Figure II. 25) :

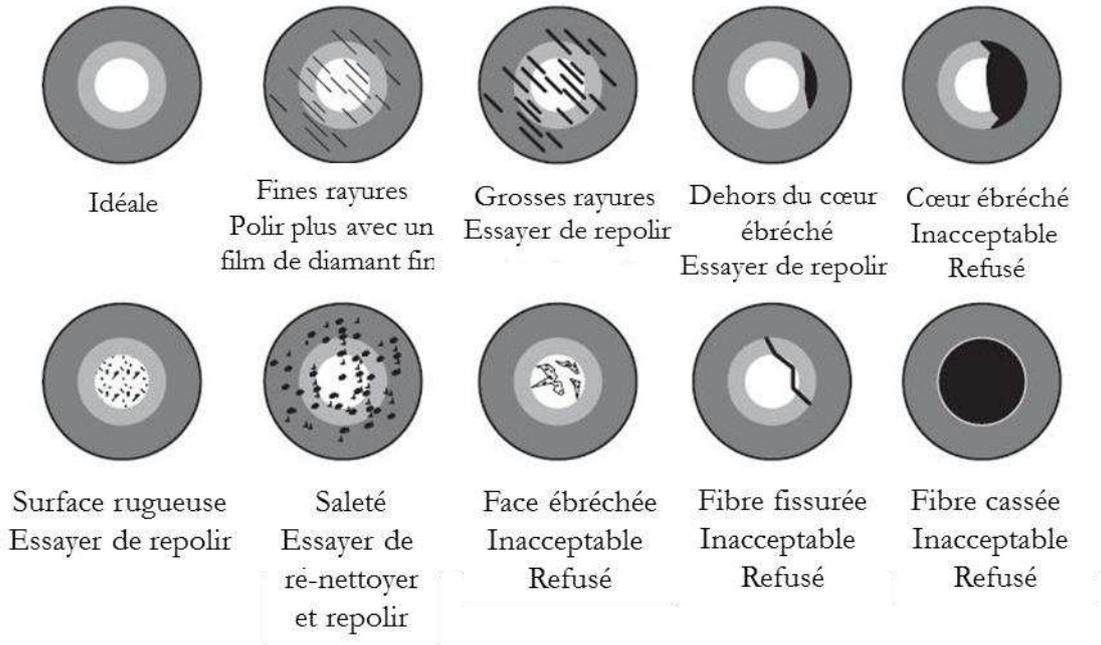


Figure II. 25. Résultats possibles du polissage [24]

Il est important d'obtenir l'image idéale, donnée dans la Figure II. 25, pour minimiser les pertes d'insertion et de retour. Dans les cas de face ou cœur ébréché, fibre fissurée ou fibre cassée le polissage est raté.

Dans l'industrie, la rugosité de surface attendue est inférieure à 40 nm dans la fibre mais il est possible de gagner jusqu'à 30 % d'efficacité.

1.3 Généralités sur les mesures et l'évaluation des propriétés lumineuses

Pour évaluer les propriétés lumineuses d'un tissu lumineux, il est important de réaliser une cartographie power mètre (powermeter mapping en anglais) des valeurs d'intensité lumineuse (W par cm^2) [27]. Cette cartographie permettra d'analyser les données d'intensité et la variation de valeurs à la surface du tissu lumineux. Le choix du power mètre et le capteur de mesure doivent être adaptés aux conditions de mesures (ouverture, plage spectrale, plage puissance) [28,29].

La cartographie power mètre donnera de nombreuses valeurs de puissance pour un seul échantillon. Afin de diminuer le nombre de données à comparer entre les échantillons, il est possible de les résumer par les caractéristiques de dispersion [30] :

- la **moyenne arithmétique** (arithmetic average or mean en anglais),
- l'**écart type** (standard deviation en anglais),
- la **variance**.

Parmi ces caractéristiques de dispersion, la moyenne arithmétique, à elle seule, ne permet pas de comparer deux séries de données de manière pertinente. Pour avoir une idée plus représentative, nous devons prendre en compte l'écart-type ou la variance afin de savoir si les données sont proches de la moyenne ou réparties sur une large gamme. En effet, deux séries de données, avec la même moyenne arithmétique, ne sont pas forcément identiques.

➤ **La moyenne, \bar{x} :**

La moyenne arithmétique est la somme des valeurs d'une série divisée par le nombre de données, le calcul de la moyenne arithmétique est donné dans l'Équation II. 3 [31].

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad \text{Équation II. 3}$$

La moyenne nous permet de connaître la tendance centrale des données recueillies.

➤ **La variance, σ^2 :**

La variance est la somme des carrés des écarts à la moyenne divisée par le nombre de données comme présentée dans l'Équation II. 4 [32].

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n} \quad \text{Équation II. 4}$$

. Cela permet d'obtenir la mesure de dispersion.

➤ **L'écart-type, σ (standard deviation en anglais) :**

En statistique, l'écart-type permet de décrire la variation des valeurs d'un ensemble de données [33]. Plus l'écart-type est faible, plus la population est homogène. Il est défini comme la moyenne quadratique des écarts par rapport à la moyenne. De ce fait, il est toujours positif ou nul [34]. Le calcul de l'écart-type est donné dans l'Équation II. 5.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad \text{Équation II. 5}$$

L'écart-type est préférable à la variance quand on souhaite que le résultat aie la même unité que les données [35].

Afin de synthétiser les nombreuses données générées pour chaque essai, il est possible d'utiliser les caractéristiques de dispersion mais aussi un calcul inspiré par les calculs cités précédemment.

2 Méthodes expérimentales

Le procédé tissage a été choisi pour former des macro-courbures répétées sur la fibre optique et la rendre lumineuse. Les autres méthodes mécaniques (tel que le sablage) ne convenaient pas à l'utilisation médicale en raison de la diffusion de la lumière non uniforme liée à la densité, la taille et l'emplacement des trous sur la gaine de la fibre optique. En revanche, dans une structure tissée chaque macro-courbure de fibre optique provoque une perte de lumière et cause la diminution rapide de la transmission et ainsi l'émission latérale de la lumière (Figure II. 26).

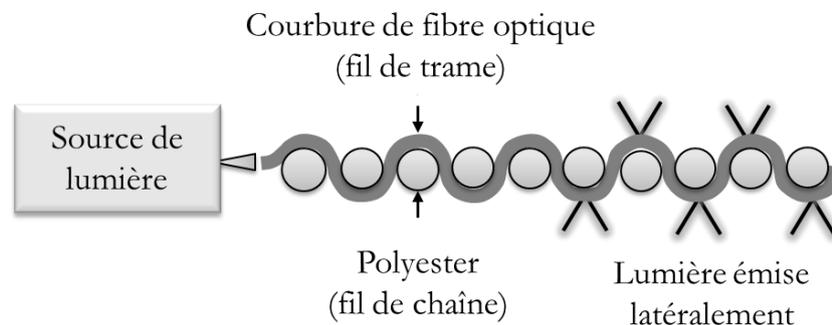


Figure II. 26. Fibre optique insérée dans un tissu en tant que fil de trame

Comme montré dans la Figure II. 26, la transmission de la lumière dans la fibre optique diminue en fonction du nombre de courbures imposées par l'armure de tissage.

Former des macro-courbures répétées rend le tissu lumineux. Cependant, les paramètres donnés ci-dessous peuvent être modifiés pour obtenir une émission latérale uniforme sur toute la surface du tissu :

- la densité des macro-courbures,
- les rayons de macro-courbures.

Quatre paramètres peuvent varier les rayons de ces macro-courbures :

- l'armure
- le titre du fil de chaîne,
- la densité de fils de chaîne (fil/cm),
- la tension appliquée sur les fils de chaîne pendant le tissage.

Cette étude se focalise sur l'effet de l'armure et des tensions appliquées sur les fils de chaîne pendant le tissage. Les fibres optiques insérées dans des armures différentes sont analysées et la tension appliquée sur les fils de chaîne sont modifiées afin d'obtenir des rayons de macro-

courbures adaptées dans le but d'obtenir une puissance lumineuse élevée et une faible hétérogénéité de l'émission latérale.

2.1 Technique de procédé tissage

Deux solutions ont été proposées pour obtenir un tissu lumineux avec une émission de lumière efficace et uniforme :

- la solution industrielle,
- la solution scientifique.

La solution industrielle consiste à optimiser une armure spécifique développée par l'ENSAIT (Brevet WO 2012098488 A2), en modifiant les tensions appliquées sur les fils de chaîne afin de modifier également les rayons de courbures formées sur les fibres optiques. Cette solution est la plus rapide à mettre en œuvre pour l'avancement du projet.

D'autre part, la solution scientifique consiste à analyser le comportement des fibres optiques dans des structures de tissage différentes tissées avec trois niveaux de tension des fils de chaîne pour une nouvelle éventuelle proposition de brevets.

2.1.1 Présentation des matériaux utilisés

La fibre optique utilisée dans ce projet est une fibre optique en polymère constituée d'un cœur en PMMA et d'une gaine en polymère fluoré (Toray, PGR-250). Cette fibre optique a été choisie pour sa facilité de connexion et sa flexibilité adaptée au procédé de tissage.

Le diamètre de la fibre optique est de 250 μm (240 μm le cœur, 250 μm avec la gaine). Plus la fibre optique est fine, plus elle est flexible et plus elle se comporte comme une fibre textile traditionnelle.

L'utilisation d'une fibre optique résout également le problème d'échauffement des tissus biologiques et de la peau pendant le traitement avec une source laser.

2.1.2 Choix d'armure

Le choix d'armure a été réalisé différemment pour les deux solutions.

2.1.2.1 Solution industrielle

Une armure spécifique à un tissu lumineux développée par l'ENSAIT a été choisie afin d'optimiser ses propriétés lumineuses en tant que solution industrielle pour le projet. Cette armure développée en 2012 (Brevet WO 2012098488 A2), est composée de fils polyester 33 Tex (Sinterama, T371) en chaîne et de fibres optiques en polymère en trame. La largeur du tissu (laize sur la machine) choisie est supérieure à 200 mm afin de s'adapter à la morphologie du visage humain.

Cette armure combine trois zones (A, B, C) correspondant à trois schémas d'armure de satin différents repartis en cinq sections de tissage comme présenté sur la Figure II. 27 :

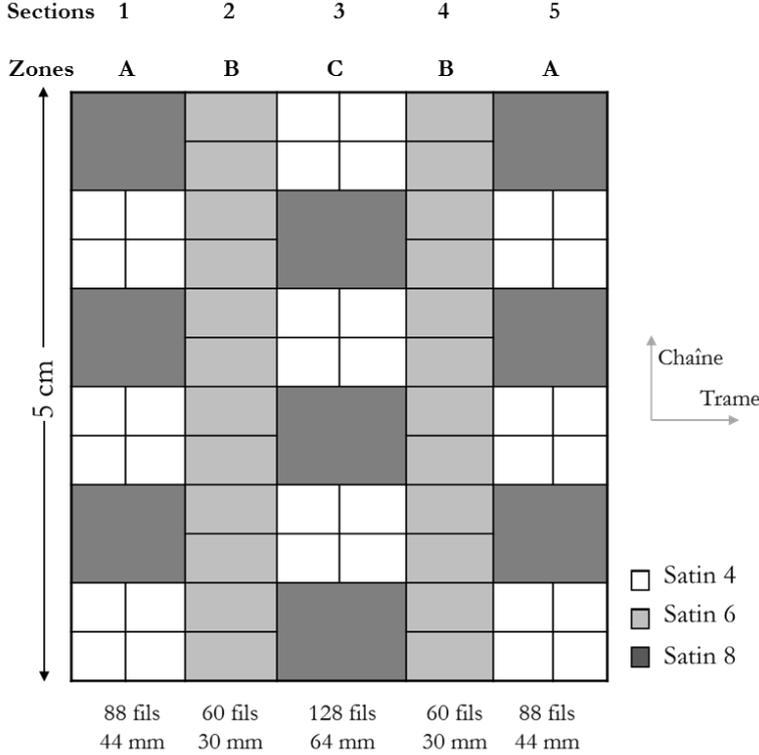


Figure II. 27. Rapport d'armure du textile lumineux développé par l'ENSAIT (brevet WO 2012098488 A2)

Comme montré sur la Figure II. 27, les sections 1 et 5 constituent la zone A, les sections 2 et 4 la zone B, et la section 3 la zone C. Les zones A et C contiennent les armures satin 4 et 8, la zone B contient seulement l'armure satin 6. La différence entre les zones A et C, est l'inversement de l'ordre de satin 4 et 8. Les motifs se répètent jusqu'à remplir le quota de fil de chaîne attribué (424 fils de chaîne au totale). Pour la zone C, 8 fils sont suffisants pour obtenir le motif qui sera répété 16 fois.

Les rapports d'armures et les vues en coupes transversales des armures utilisées sont donnés dans la Figure II. 28.

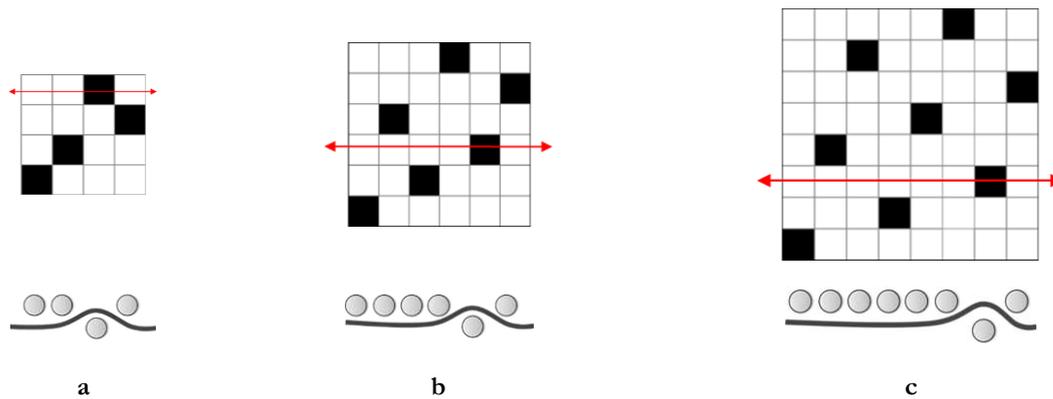


Figure II. 28. Rapports d'armure et la vue en coupe longitudinale des armures de satin 4 (a), satin 6 (b) et satin 8 (c)

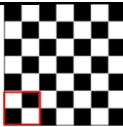
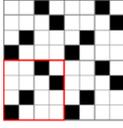
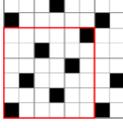
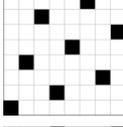
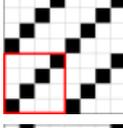
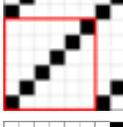
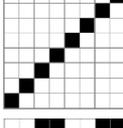
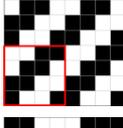
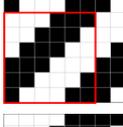
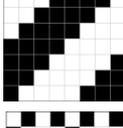
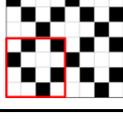
La quantité d'émission latérale varie en utilisant des armures différentes selon la variation du nombre et de la taille des courbures. De ce fait, il est possible d'optimiser l'uniformité de la lumière distribuée latéralement en combinant les armures selon leurs atténuations liées à la répartition des courbures.

Pendant le projet, les échantillons ont été réalisés de taille 5 cm x 21 cm pour économiser les coûts de fibres optiques. Cependant, la taille définitive de l'échantillon pour les essais médicaux a été décidé de 15 cm x 21 cm pour mieux les adapter au crane.

2.1.2.2 Solution scientifique

Dans le but d'analyser le comportement des fibres optiques dans des armures différentes avec différents niveaux de tensions, 11 armures ont été tissées avec 3 niveaux de tension (Tableau II. 1) afin d'explorer le comportement de la fibre optique en fonction de l'armure et de la tension des fils de chaîne. Cela est nécessaire afin de trouver la solution optimale susceptible de satisfaire les deux critères de performance qui sont l'intensité lumineuse maximale et l'homogénéité la meilleure.

Tableau II. 1. Liste des armures et leurs schémas pour la solution scientifique

Tension -1 40 g/fil de chaîne	Tension 0 63,5 g/fil de chaîne	Tension +1 87 g/fil de chaîne	Schéma de rapport d'armure	Nombre de courbures sens trame	Ratio nombre de flottés
Toile	Toile	Toile		212	1/1
Satin 4	Satin 4	Satin 4		106	1/3
Satin 6	Satin 6	Satin 6		70	1/5
Satin 8	Satin 8	Satin 8		53	1/7
Sergé 4	Sergé 4	Sergé 4		106	1/3
Sergé 6	Sergé 6	Sergé 6		70	1/5
Sergé 8	Sergé 8	Sergé 8		53	1/7
Croisé 2-2	Croisé 2-2	Croisé 2-2		106	1/1
Croisé 3-3	Croisé 3-3	Croisé 3-3		70	1/1
Croisé 4-4	Croisé 4-4	Croisé 4-4		53	1/1
Carreau	Carreau	Carreau		106	1/3

Les armures sont choisies dans les différentes familles d'armures fondamentales. Elles ont la largeur de rapport d'armure rassemblant pour pouvoir réaliser des comparaisons et pour qu'elles puissent être tissées sur une machine équipée de 24 cadres.

Afin de connecter le tissu lumineux à une source de lumière, il faut laisser 20 cm de fibres optiques (trame) en dehors du tissu à chaque extrémité. Ces fibres libres sont maintenues par un point toile de 2 cm pendant le tissage afin d'éviter les plis. Après le tissage, il faut détisser ces points de toile afin d'éviter les pertes de lumière en dehors du tissu. Ainsi, la largeur totale du produit à connecter est de 61,2 cm (21,2+20+20 cm).

Les trois tensions différentes des fils de chaîne ont été appliquées à chaque armure afin de modifier le rayon de courbure des fibres optiques. Au finale, 33 échantillons de tissus lumineux ont été réalisés. La solution optimale est déterminée parmi ces 33 échantillons.

2.1.3 Constitution de la machine à tisser

Avant de commencer à tisser, il est important d'avoir les éléments appropriés sur la machine. Le projet consiste à tisser des textiles composés de fibre optique avec une armure spécifique. Il est donc important de décider du nombre et de la taille des cadres, du nombre de lisses, de la taille et du nombre de dents par cm du peigne.

2.1.3.1 Lames (Cadres + Lisses)

Les lames de la machine à tisser sont constituées de cadres et de lisses. Il est important de choisir le largeur du cadre afin qu'il rentre dans la machine, le nombre de cadre nécessaire au tissage de l'armure demandée, la taille des lisses pour qu'ils s'adaptent au cadre et la taille de séparateurs pour éviter l'accrochement entre deux cadres Figure II. 29.

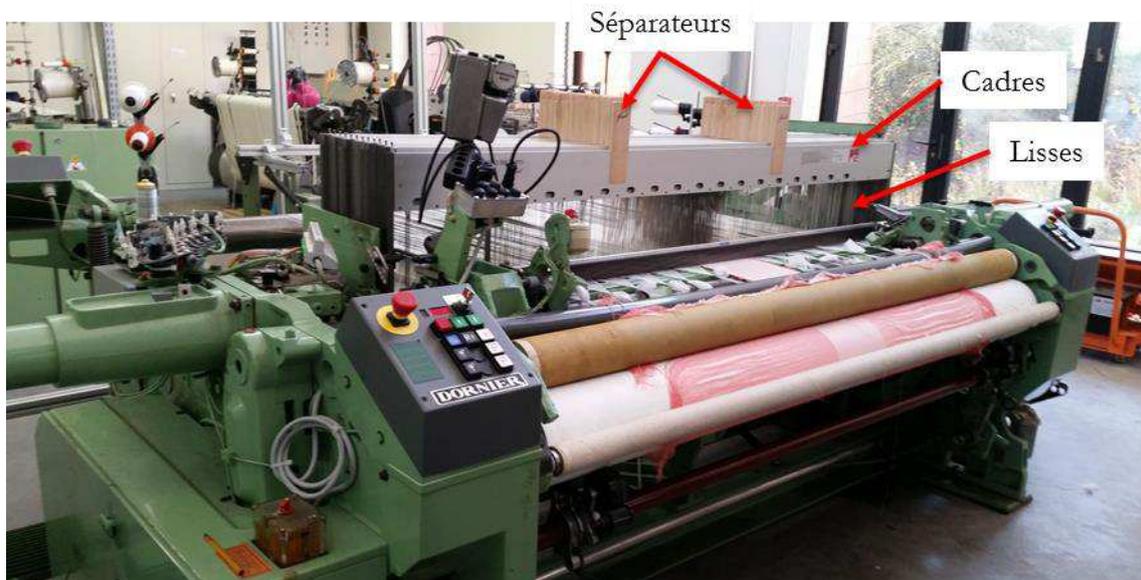


Figure II. 29. Eléments de la machine à tisser

24 cadres ont été achetés pour équiper la machine à tisser. Étant donné que l'armure composée choisie pour la solution industrielle est une composition des satins 4, 6 et 8 et la solution scientifique est également adaptée à ce nombre de cadres. Le calcul du nombre de cadres nécessaires est expliqué ci-dessous plus précisément.

La largeur des cadres est de 197,5 cm et la hauteur des cadres est 86,8 cm adaptée à la machine (Dornier HTVS8) pour 24 cadres. La taille de lisses adaptée pour les cadres est de 43,3 cm. La taille des séparateurs de cadres choisie est de 20 cm. Cette taille dépend du nombre de cadres qui joue sur la taille d'ouverture de la foule [36].

2.1.3.1.1 Solution industrielle

Pour la solution industrielle le rentrage par corps a été utilisé. Le nombre de cadres nécessaires est calculé en additionnant le nombre de fils de chaîne dans le rapport d'armure des zones. Le nombre de cadre nécessaire est de 22 (8+6+8). Ainsi, les deux premiers cadres sont utilisés pour le point de toile dans le but de maintenir à leurs places les fibres optiques aux extrémités.

2.1.3.1.2 Solution scientifique

Dans le cas de solution scientifique, le rentrage suivi a été utilisé pour analyser les 33 configurations possibles (11 armures x 3 tensions fils de chaîne). Le nombre de cadre nécessaire est ainsi égal au plus petit multiple commun (PPCM) de 4,6 et 8. Toutefois, le nombre de configurations possibles dépend du nombre de zones dans la solution optimisée finale. Par exemple, si le tissu lumineux optimal est composé de 3 zones différentes (A, B, C, B, A) il y a 33^3 configurations possibles.

2.1.3.2 Peigne

Pour choisir le peigne adéquat, il est important de choisir le bon nombre de dents par cm. En utilisant des fils de chaîne fins et un peigne avec une densité de dents faible, cela peut créer des traces sur le tissu. Un peigne de 10 dents/cm est choisi pour le projet. Étant donné que le tissu breveté contient 20 fils de chaîne par cm, 2 fils de chaîne doivent passer par une dent à l'étape de rentrage. En utilisant un peigne avec une plus importante densité de dents, les traces de peigne sont moins visibles.

2.1.3.3 Vitesse

La machine à tisser Dornier (Typ HTVS8/SD 1997), utilisée pour le projet, fonctionne de 100 coups/min à 400 coups/min. Pour tisser la fibre optique, il est important d'utiliser de faibles vitesses afin de ne pas l'endommager. Un modulateur de vitesse (Dornier référence 379977) a été utilisé afin de baisser la vitesse de tissage à 87 tours/minute.

2.1.3.4 Système de Délivreur Trame

Utiliser un délivreur permet de diminuer les chocs dû au lancement des lances à chaque tour. Les délivreurs vont enrouler quelques mètres de fibre optique en un instant et dérouler délicatement la quantité nécessaire à chaque insertion.

En revanche, ce système a posé des problèmes avec la fibre optique en la cassant à chaque insertion de la trame. Après plusieurs essais en changeant la position de la bobine, la position adéquate est définie comme présenté sur la Figure II. 30. Ainsi la fibre optique se déroule sans s'accrocher et sans grand étirement.



Figure II. 30. Installation de la bobine de fibre optique pour l'insertion de la trame avec le délivreur

Le chemin de la fibre optique est montré sur la Figure II. 30 avec le trait blanc. Le passage est fait sur un cylindre pour élargir le diamètre du tour effectué par la fibre en se déroulant. La bobine est parallèle au sol à l'inverse de la bobine de polyester accrochée sur le cantre à 90° du sol.

2.1.3.5 Ourdissage

L'ourdissage permet d'enrouler les fils de chaîne en polyester les uns après les autres sur le tambour de l'ourdissoir (cf. Figure II. 31). Dans le cadre du projet, l'ourdissage de type échantillonnage a été utilisé en rapport avec la faible quantité du produit nécessaire.

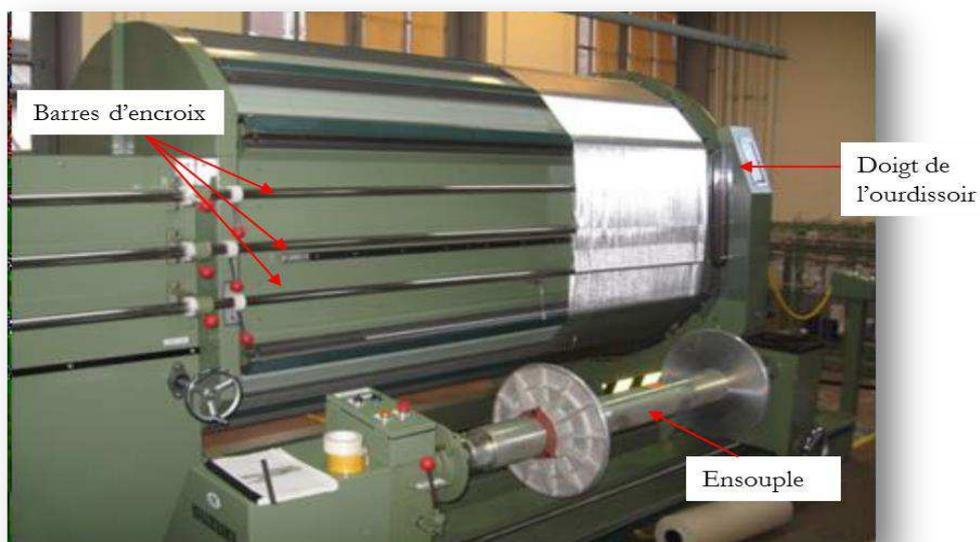


Figure II. 31. Machine à ourdissage de l'ENSAIT

La différence de préparation des ensouples pour l'optimisation des tissus lumineux à l'échelle industrielle et l'échelle scientifique est expliquée ci-dessous plus précisément.

2.1.3.5.1 Solution industrielle

Il a fallu préparer trois différentes ensouples afin d'alimenter les trois différentes zones de tissage. Afin d'expliquer plus précisément, nous prendrons l'exemple de l'ensouple qui alimente la zone C, étant donné qu'il s'agit d'une zone de tissage sans séparation.

Tout d'abord la bobine de fil polyester est installée sur le cantre et l'extrémité du fil est accrochée au doigt d'ourdissoir. Ensuite, trois barres amovibles, qui permettent de maintenir les fils dans leur position et créer l'encroix, ont été mises en place.

Le panneau de réglage a été programmé à 4 tours de 128 fils afin d'obtenir 20 m de fil sur l'ensouple car le tour de tambour de l'ourdissoir est de 5 m.

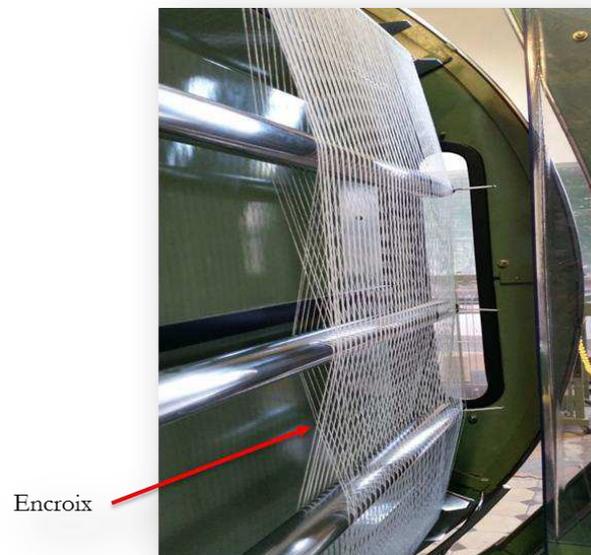


Figure II. 32. Encroix des fils de chaîne sur l'ourdissoir

Il est très important de conserver l'encroix créé sur l'ourdissoir (Figure II. 32) pour l'étape suivante ; le rentrage. À la fin de l'ourdissage, les fils sur le tambour sont transférés sur l'ensouple grâce à l'opération de dressage tout en conservant l'encroix (Figure II. 33).



Figure II. 33. Opération de dressage

L'ourdissage des ensouples des zones A et B sont plus complexes étant donné qu'elles contiennent des zones en deux sections (cf. Figure II. 34 et Figure II. 35). Après l'ourdissage de la première section de la zone, le tambour doit être déplacé à une certaine distance (la distance entre deux sections sur le tissu), puis la deuxième section doit être ourdie. La distance entre les deux cm est de 9,4 cm pour la zone A et 6,4 cm pour la zone B.

De plus, deux ensouples de 128 fils sont préparées pour tisser le point toile chaque 2 cm sur les fibres optiques libres aux extrémités. L'installation des ensouples sur la machine à tisser est illustrée sur la Figure II. 34.

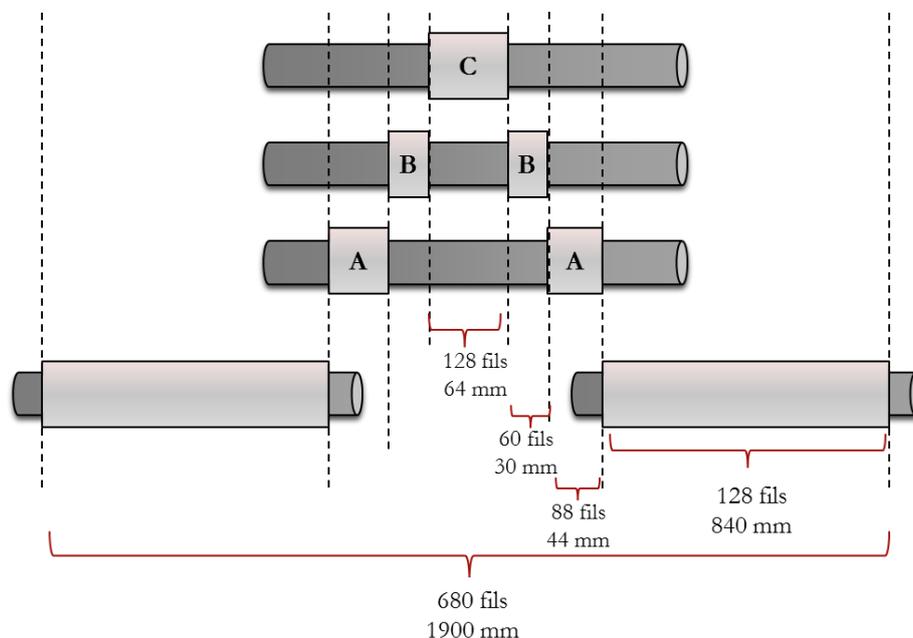


Figure II. 34. Installation des ensouples sur la machine à tisser pour les essais de solution industrielle

Il est important d'ourdir les zones sans espaces entre elles comme sur le tissu, afin que, après l'installation sur la machine, les fils de chaîne s'avancent avec un angle droit.

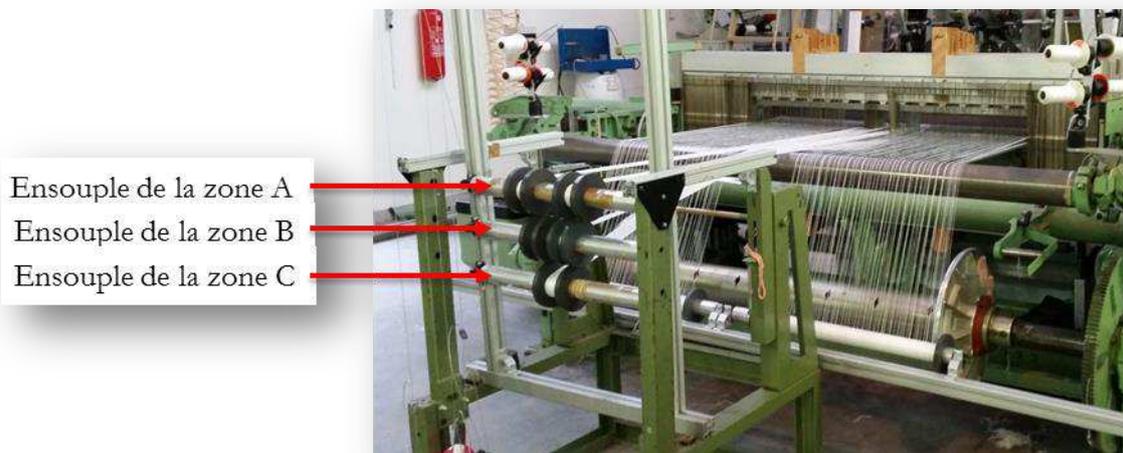


Figure II. 35. Installation des ensouples à l'arrière de la machine à tisser

Ensuite, comme montré sur la Figure II. 35, les ensouples sont installées à l'arrière de la machine à tisser l'une au-dessus de l'autre mais sans se toucher pour ne pas ajouter des forces de frottement entre les deux ensouples.

2.1.3.5.2 Solution scientifique

La préparation de l'ensouple pour la solution scientifique est plus facile car les tissus contiennent une seule armure. La fibre optique a été insérée dans une structure qui contient une seule armure. La Figure II. 36 montre l'installation des ensouples sur la machine à tisser pour les essais tissage de solution scientifique.

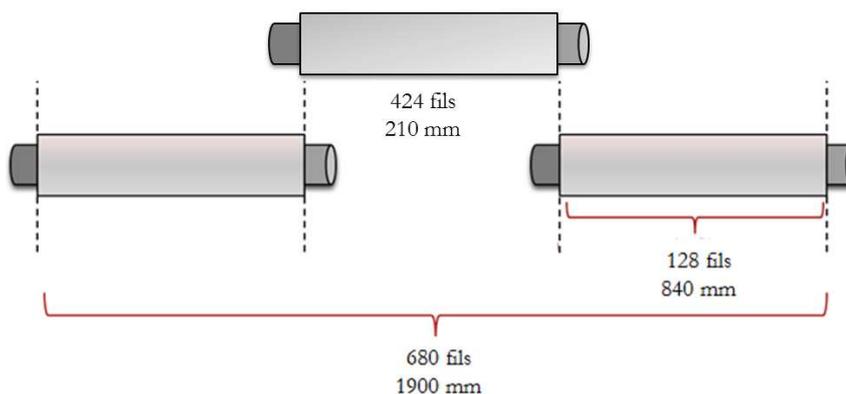


Figure II. 36. Installation des ensouples sur la machine à tisser pour les essais de la solution scientifique

Le protocole suivi est identique à la solution industrielle mais à la place des ensouples à deux sections, une ensouple d'une seule section a été préparée avec 424 fils de chaîne dans une largeur de tissu (21 cm) (cf. Figure II. 36).

2.1.3.6 Rentrage

L'étape suivante d'installation des ensouples est le rentrage. Dans le cadre de projet PHOS ISTOS deux types de rentrages ont été utilisés : le rentrage par corps (sur vingt-quatre cadres) pour la solution industrielle et le rentrage suivi pour la solution scientifique.

2.1.3.6.1 Solution industrielle

Pour la solution industrielle, le rentrage par corps a été utilisé. Il consiste à rentrer les fils de chaîne dans l'ordre des cadres, déterminé par les différentes sections du tissu. Le rentrage par corps utilisé pour le tissage de brevet WO 2012098488 est illustré sur la Figure II. 37.

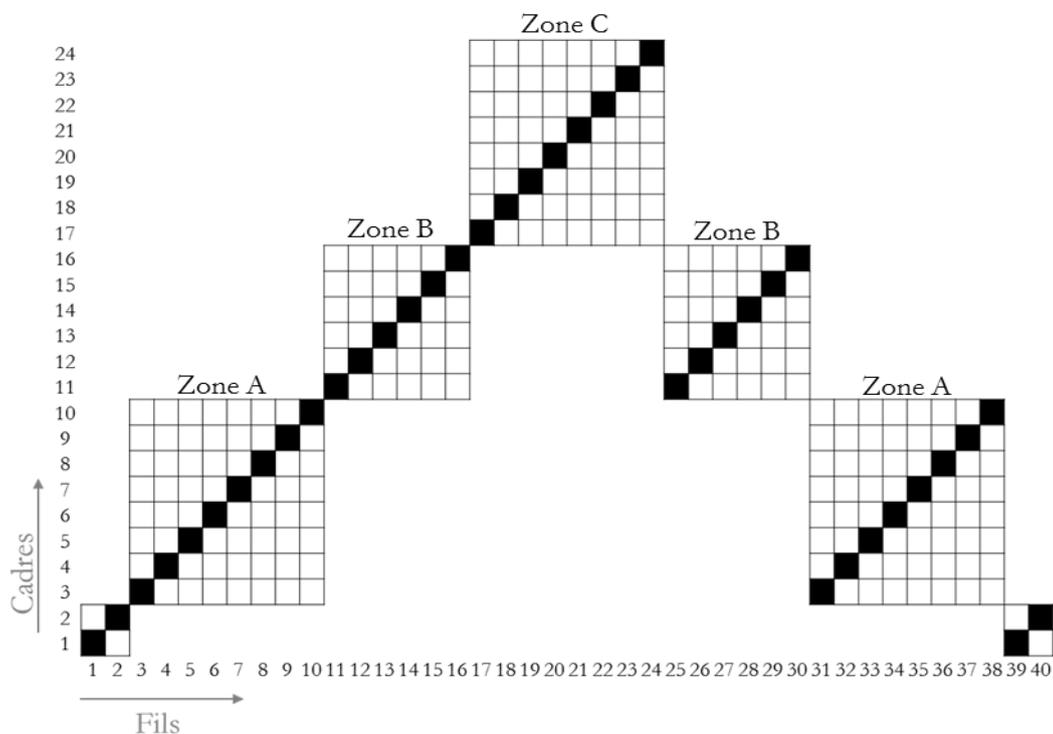


Figure II. 37. Rentrage par corps de l'armure utilisé pour le projet

Comme montré sur la Figure II. 37, les deux premiers cadres sont utilisés pour immobiliser les fibres optiques aux extrémités avec la structure toile.

2.1.3.6.2 Solution scientifique

Le rentrage suivi, consistant à rentrer les fils de chaîne dans l'ordre des cadres sans séparation des zones, a été utilisé pour les essais nécessaires à la solution scientifique visant à comprendre l'influence des armures et de la tension des fils de chaîne sur le rendu lumineux du tissu.

Une fois la machine à tisser installée, il a fallu tisser 5 cm avec un fil en coton pour séparer les zones de tissu lumineux et aussi pour créer une sorte de lisière afin que l'échantillon soit stabilisé.

Les lisières des échantillons, tissées avec des fibres en coton, ont créé des plis sous forme de vagues (cf. Figure II. 38) dues à la différence de comportement mécanique des fibres optique en PMMA et des fils en coton sur les tissus réalisés avec une forte tension.

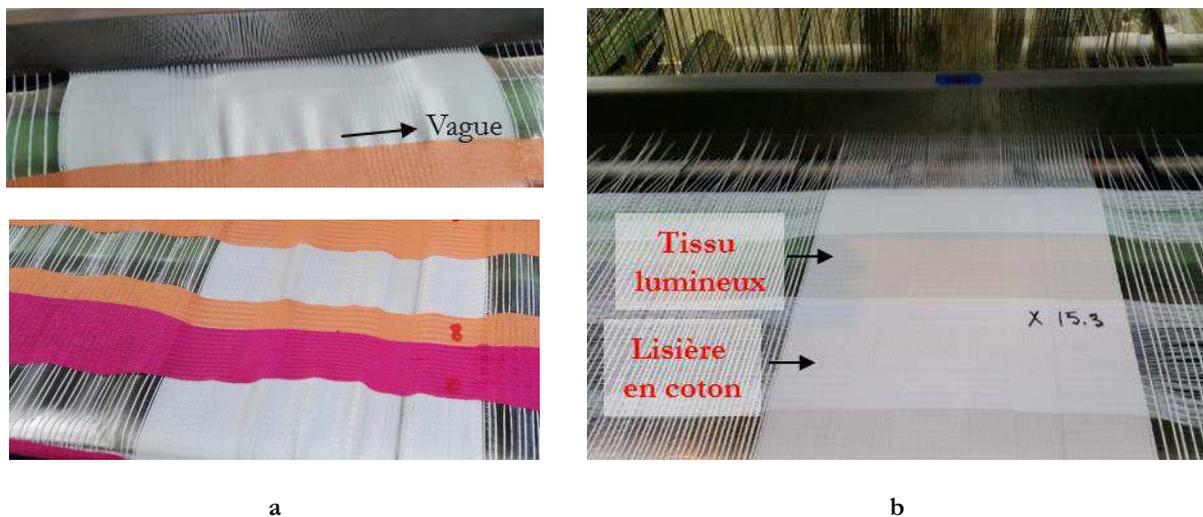


Figure II. 38. Echantillons une lisière en coton (a), lisière en PET (b)

Pour éviter ceci, les essais suivants ont été réalisés avec une fibre synthétique (PET), plus rigide et de même diamètre que la fibre optique utilisée, dont les propriétés mécaniques sont proches de celles de la fibre optique.

2.1.3.7 Ajout de tension sur les fils de chaînes

Dans le but de créer un tissu à émission latérale et modifier les angles de courbures, l'ajout de la tension sur les fils de chaîne a été proposé. Un système mécanique permettant de régler la tension a été développé sur la machine à tisser comme montré sur la Figure II. 39.

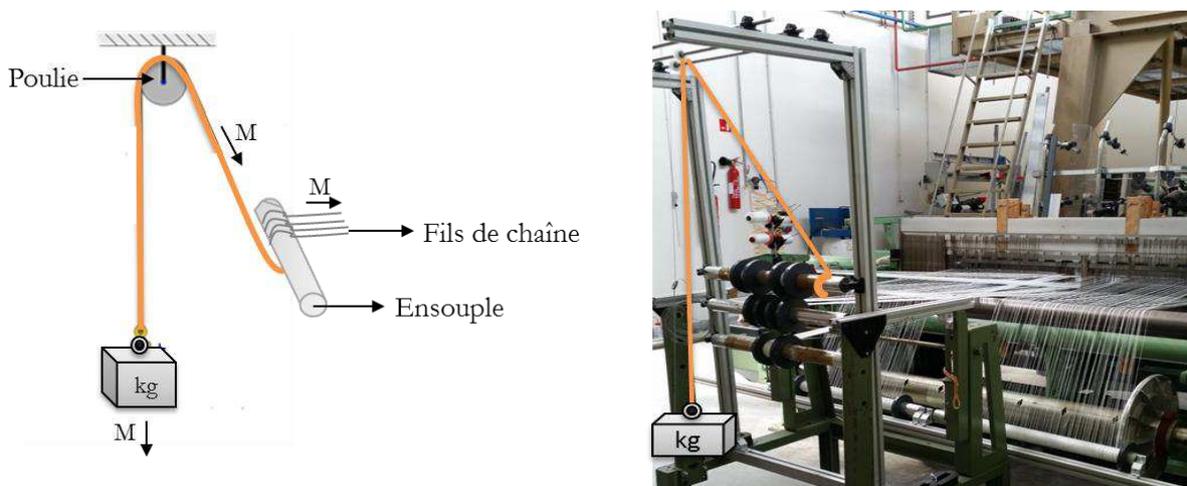


Figure II. 39. Système de tension utilisé sur la machine à tisser

Le montage comportent une poulie simple fixe, comme montré sur la Figure II. 39, consiste en un poids accroché à l'extrémité d'un câble inextensible passant par la poulie fixée à un bâti [37].

Dans ce système le poids M est réparti sur n fils de chaîne générant ainsi les tensions équivalentes à M/n pour chaque fils de chaîne sur l'ensouple donnée.

Chaque ensouple a été percée pour fixer le bout d'un câble inextensible. Ensuite le câble est passé par la poulie et un poids est installé à son extrémité. Le poids ajouté sur l'ensouple est calculé en multipliant le nombre de fils dans les zones concernées et le poids par fil de chaîne. Par exemple pour un échantillon tissé avec 40 g par fil de chaîne, il faut ajouter 7040 g ($88*40+88*40$) sur l'ensouple de zone A, 4800 g ($60*40+60*40$) sur l'ensouple de zone B, et 5120 g ($128*40$) sur l'ensouple de zone C (cf. Figure II. 34).



Figure II. 40. Mesure des poids à ajouter sur le système de tension

Les essais de tissage réalisés pour la solution scientifique sont tissés avec 3 niveaux de tensions différents (40, 63,5 et 87 g par fil de chaîne). Les poids sont calculés pour 424 fils de chaîne et ajoutés sur l'ensouple (cf. Figure II. 40). Il faut noter que tous les fils des zones A, B et C ont la même tension pour ces essais. Ainsi les trois ensouples correspondant aux zones A, B et C ont pu être réunies en une seule dans le but de simplifier le montage mécanique et réduire les erreurs possibles des tensions des fils.

Les changements des tensions sont effectués pendant le tissage de séparation entre deux échantillons lumineux. Pendant le tissage des tissus lumineux, il n'est pas possible de changer la tension des fils car cela peut produire des marques ou des déséquilibres.

2.2 Technique de procédé de tricotage

Cette partie sera expliquée brièvement, car les essais sont réalisés par la société MDB Texinov, un des partenaires du projet PHOS ISTOS en charge du développement d'un textile lumineux en tricot. Les fibres optiques sont introduites dans le tricot en polyester utilisé comme armure de fond, par un procédé appelé « trame partielle ». Les échantillons contiennent 90 fibres optiques placées en parallèle dans le sens de la sortie du tricot.

Pour les échantillons en tricot, les fibres optiques Toray, diamètre 250 μm identiques à celles des essais du tissage de l'ENSAT ont été utilisées. La différence d'insertion de la fibre optique entre le tricotage trame partielle et le tissage 2D provoque une différence de la position des courbures.

Dans un tissu, les rayons de courbures sont perpendiculaires à la surface textile tandis que dans le tricot les rayons de courbures sont dans le même plan que le tricot.

Dans un tricot trame partielle, la fibre optique (la trame verticale, t) est insérée dans le sens de la sortie du tricot et retenue exclusivement par certaines parties des mailles afin de générer les rayons de courbure. La fibre optique ne forme pas de boucles de maille, elle est simplement maintenue en surface.

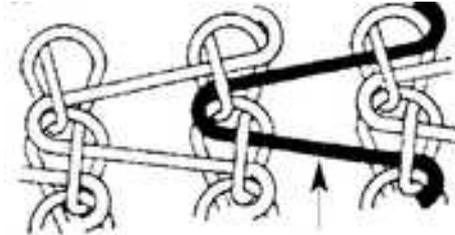


Figure II. 41. Trame partielle (norme ISO 8388)

Comme montré sur la Figure II. 41, les trames verticales se rencontrent dans les mailles jetées. C'est la méthode la plus adaptée pour le tricotage de la fibre optique, car la fibre ne forme pas de boucles de maille et n'est donc pas endommagée. La Figure II. 42 donnée ci-dessous montre quelques insertions possibles de la fibre optique avec la méthode de trame partielle.

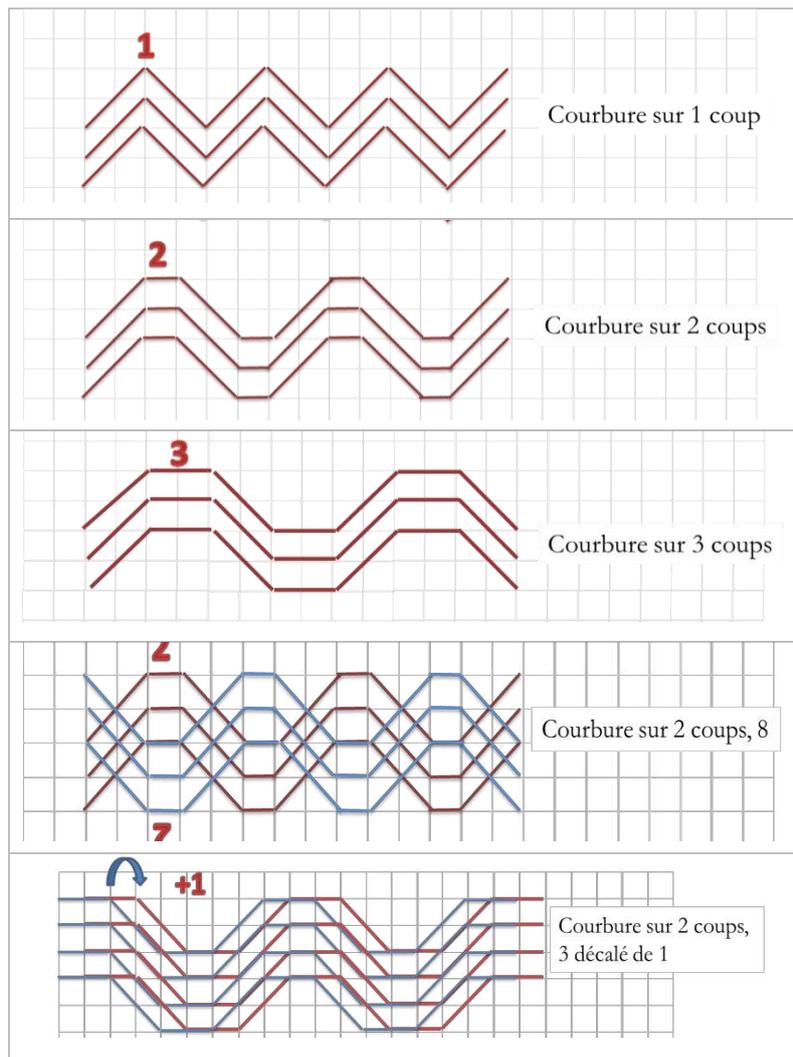


Figure II. 42. Insertion des fibres optiques avec la méthode de trame partielle

L'avantage du procédé « trame partielle » se situe dans la possibilité de varier le rayon de courbure de chaque fibre optique et le positionnement d'une fibre optique par rapport à sa voisine. De plus, ce procédé permet de varier le rayon de courbures des fibres optiques sur toute la longueur de l'échantillon. Grâce à cette technique, il est possible d'insérer des courbures de grand angle aux extrémités, puis d'un angle plus faible au centre. Cela permet d'optimiser et de gérer les pertes lumineuses latérales sur la longueur de l'échantillon.

2.3 Technique de couplage tissu lumineux – source de lumière

Dans le but de mesurer l'émission de lumière par le textile lumineux, il faut d'abord connecter ce textile à une source laser.

Toutes les extrémités des fibres optiques sont d'abord rassemblées dans un tube en silicone extensible (cf. Figure II. 43 a), à l'aide d'une pince à manchonner ($\varnothing 1,2 \rightarrow 11,5$ mm), afin de les compresser entre elles. Cette étape sert à faciliter le rentrage des fibres dans des connecteurs en inox (cf. Figure II. 43 b).



Figure II. 43. Insertion des fibres optiques dans un connecteur inox

Le diamètre extérieur du connecteur en inox imposés par le consortium du projet PHOS ISTOS est fixé pour la connexion à la source laser de même diamètre (\varnothing 6 mm). Le diamètre intérieur de ce connecteur permet de contenir 92 fibres optiques avec un espace minimum entre elles. Ceci implique que les essais à réaliser sur les demi-largeurs des tissus (environ 2,5 cm) correspondant à une quantité de 92 fibres optiques. Le dessin technique des connecteurs utilisés est donné Figure II. 44.

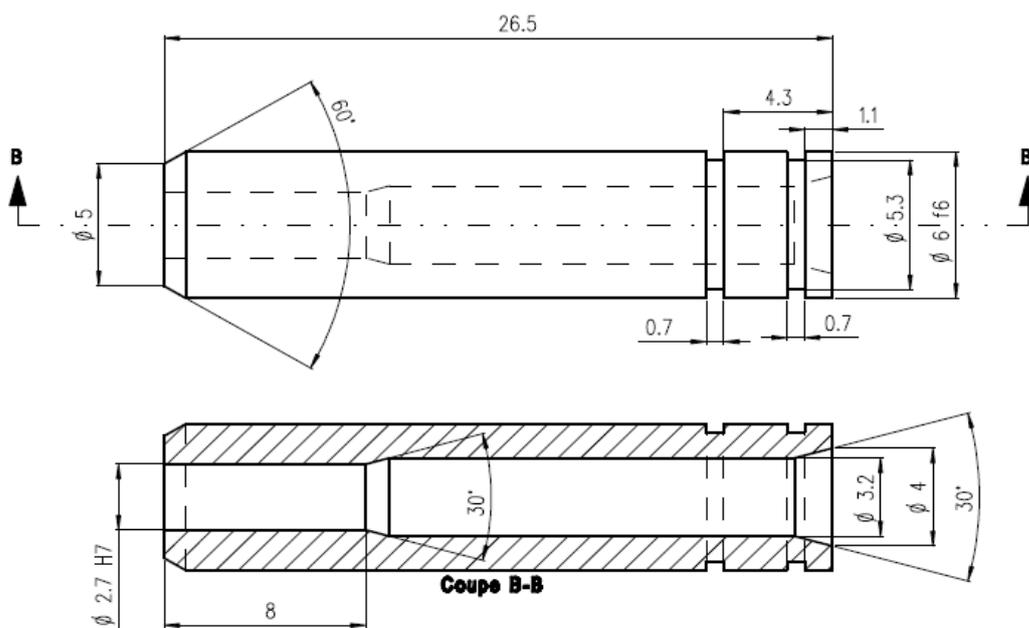


Figure II. 44. Dessin technique des connecteurs en inox (EREO SA, France)

Les connecteurs sont fournis par la société EREO (partenaire du projet) et les valeurs données sont en mm. Ces connecteurs nécessitent d'utiliser une résine pour maintenir les fibres optiques dans le connecteur. Ceci facilite le polissage du connecteur dans le but d'obtenir une finition lisse. La finition lisse est indispensable afin que les fibres perdent le moins de lumière incidente possible en réflexion arrière [19].

Un mélange de résine époxy (Araldite 2020, Huntsman) est préparé avec un ratio de mélange durcisseur (Tableau II. 2) indiqué sur la fiche technique.

Tableau II. 2. Ratio de mélange du résine époxy Araldite 2020, Huntsman

Ratio de mélange	Proportion en poids	Proportion en volume
Araldite 2020 A	100	100
Araldite 2020 B (durcisseur)	30	35

Pour le ratio de mélange de la résine époxy, les proportions en poids ont été utilisées dans nos essais. La résine époxy Araldite 2020 montrée sur la Figure II. 45 est choisie par l'INSERM Lille pour sa transparence et son durcissement à température ambiante pour éviter l'endommagement des fibres optiques au-dessus de 70° C. La transparence est une propriété importante pour la diffusion et la mesure de la lumière.



Figure II. 45. Kit de résine époxy Araldite 2020 (Huntsman)

Les extrémités des fibres optiques insérées dans le connecteur ont été maintenues pendant 5 minutes dans le mélange de résine Araldite 2020 pour que la résine migre par capillarité dans le connecteur.



Figure II. 46. Séchage des fibres optiques insérées et résinées dans les connecteurs en inox

Les fibres sont ensuite suspendues (Figure II. 46). Les extrémités des fibres peuvent être mises dans une étuve à environ 50°C pendant 6 heures afin d'accélérer la polymérisation de la résine. En effet, les résines époxy sont thermodurcissables, leur durcissement est donc lié à la température. Le temps nécessaire pour une résistance minimum au cisaillement d'Araldite 2020 est donné sur la Figure II. 47. Finalement, les fibres optiques résinées ont été durcies à 20° C pendant 30 heures.

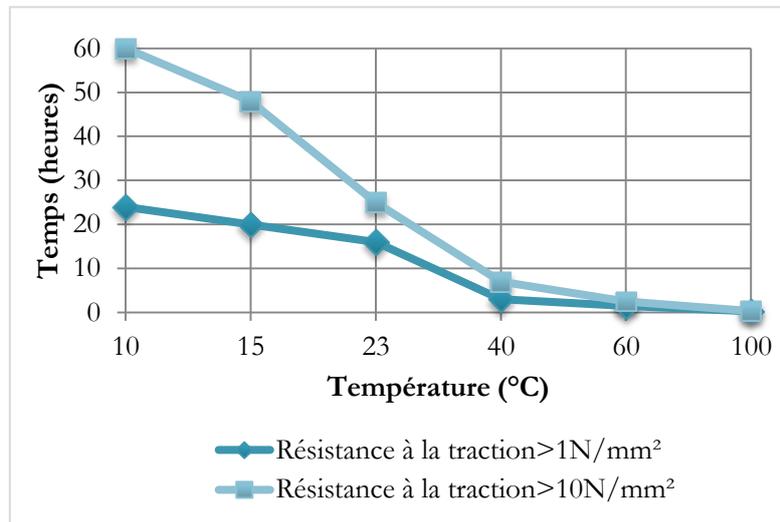


Figure II. 47. Temps pour une résistance minimum au cisaillement

Lorsque le durcissement est terminé, les fibres sont coupées à l'aide d'une lame de rasoir à 2 mm de l'extrémité du connecteur. Ensuite, un polissage manuel est nécessaire pour réaliser une finition lisse et ainsi diminuer la perte de lumière incidente.

Le polissage de fibre optique est réalisé en dessinant un « 8 » et en maintenant le connecteur perpendiculairement à la surface du papier de polissage (cf. Figure II. 48).

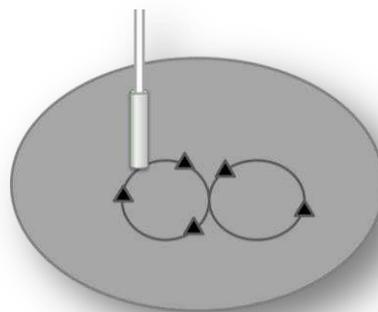


Figure II. 48. Polissage de fibres optiques en forme de 8

Les époxy durs et les fibres optiques sont polies facilement en utilisant un papier de polissage en carbure de silicium (20 µm, 30 µm, etc.). Nous avons commencé avec un polissage grossier manuel à sec (30 µm), puis un polissage manuel humide (9 µm, 3 µm puis 0,3 µm) et enfin un

polissage manuel avec une pâte d'Acryglas (3 à 5 minutes) (cf. Figure II. 49). L'Acryglas est une pâte utilisée pour retirer les rayures et griffures des matières plastiques comme le plexiglas.



Figure II. 49. Fibres optiques polies

Le temps nécessaire à la préparation d'un seul échantillon est d'environ 3,5 jours. Les principales étapes qui constituent cette préparation sont :

- comptage des fibres et leur insertion dans un connecteur,
- résinage les fibres insérées dans le connecteur,
- polymérisation
- polissage de l'extrémité du connecteur

2.4 Technique de mesures et d'évaluation du rendu lumineux

2.4.1 Dispositifs de mesure

Dans le but de compléter le dispositif de mesure de tissu lumineux, il faut d'abord connecter le tissu lumineux à une source laser. Le choix de la source laser utilisée pour les essais est décidé par le consortium pour les deux partenaires (ENSAIT et Texinov) qui ont en charge le développement de textiles lumineux. C'est une source laser portable qui contient deux diodes rouges 635 nm (Figure II. 50). La puissance en sortie du boîtier est de 400 mW au total, soit environ 200 mW injectés dans un toron de 92 fibres de chaque côté du textile lumineux.



Figure II. 50. Source de laser portable utilisé pour les essais de projet PHOS-ISTOS

Un power mètre (Ophir, Nova II) a été utilisé pour mesurer la distribution de la lumière sur la longueur du tissu (mW/cm^2) (cf. Figure II. 51). Une tête de capteur de 1 cm x 1 cm est connectée sur le power mètre.



Figure II. 51. Power mètre Ophir Nova II

Ce power mètre a été conseillé par l'INSERM pour tous les partenaires. Une règle est également utilisée pour réaliser les mesures plus facilement sur toute la longueur.

2.4.2 Méthode de mesure et d'évaluation des propriétés lumineuses des textiles

Dans le but de réaliser les mesures d'irradiance, les tissus ont été placés sur une surface plate et blanche dans une pièce sans lumière. D'abord la puissance (mW/cm^2) des sorties de lasers est mesurée. Ensuite, la puissance lumineuse restante au niveau des sorties des connecteurs est mesurée lorsque la source laser est branché d'un seul côté du textile. Après avoir enregistré ces valeurs, les sources laser sont connectées aux connecteurs des deux extrémités pour mesurer la puissance par cm^2 générée par le textile lumineux latéralement et l'uniformité de l'irradiance est analysée (cf. Figure II. 52).

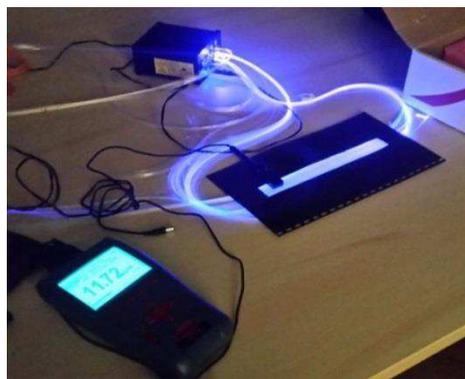


Figure II. 52. Mesure de la puissance lumineuse (mW/cm^2)

La puissance est mesurée pour chaque cm² sur toute la longueur (21 cm) du tissu lumineux et sur deux lignes comme illustré sur la Figure II. 53. Un power mètre (Ophir, Nova II) a été utilisé pour mesurer la distribution de la lumière.

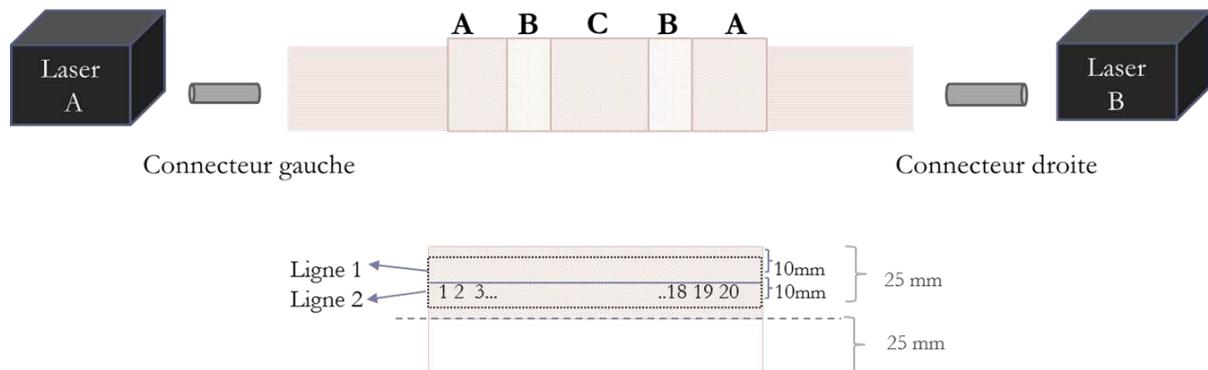


Figure II. 53. Illustration de la mesure de puissance lumineuse

42 valeurs sont recueillies par la mesure de puissance d'une ligne de chaque échantillon. Il est important de quantifier ces valeurs en termes de l'efficacité lumineuse et l'homogénéité afin de pouvoir comparer les échantillons plus facilement.

Deux formules sont utilisées pour décrire chaque textile lumineux. Ces formules sont inspirées de la moyenne arithmétique utilisée pour connaître la caractéristique de dispersion de données.

La valeur qui représente l'intensité lumineuse du textile lumineux (P) est obtenue en calculant la moyenne des valeurs de puissance en longueur (seulement 18 valeurs sont prises en compte, les valeurs situées à 1,5 cm des extrémités ne sont pas ajoutées car les rayons de courbures sont différents due à un faible maintien du tissu aux extrémités) (Équation II. 6).

$$P \text{ expérimentale} = \bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad \text{Équation II. 6}$$

La valeur qui représente l'hétérogénéité de la distribution de la lumière du tissu lumineux (H) est obtenue en calculant la somme des écarts quadratiques des valeurs de puissance divisée par le carré de l'intensité lumineuse (P) du tissu lumineux (seulement 18 valeurs sont prises en compte, les valeurs situées à 1,5 cm des extrémités ne sont pas ajoutées) (Équation II. 7).

$$H \text{ expérimentale} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{(P \text{ expérimentale})^2} \quad \text{Équation II. 7}$$

Un tissu lumineux ayant une émission de la lumière puissante et homogène possède une valeur de P grande et une valeur de H petite. Ainsi, le critère d'optimisation de textiles lumineux consiste à maximiser P et à minimiser H.

2.4.3 Méthode de mesure des angles de courbures de fibres optiques

L'observation des angles de courbure est indispensable pour l'optimisation des propriétés lumineuses des textiles lumineux pour comprendre les phénomènes optiques régissant les pertes lumineuses latérales et pour les modéliser afin d'établir une relation analytique entre la structure textile, les tensions des fils de chaîne et la qualité du textile lumineux en termes de l'intensité et de l'homogénéité de la lumière.

Afin d'observer les vues en coupe des fibres optiques insérées dans une structure, les tissus sont résinés par la résine transparente utilisée pour le couplage (Araldite 2020) et mis dans une étuve à 55°C pendant 5 heures. Ensuite, un morceau (1,5 cm x 1,5 cm) est découpé au milieu du tissu pour polir ces bords et observer les courbures des fibres optiques sous une loupe.

Dans le cas du tricot lumineux, l'étape de resinage n'était pas nécessaire du fait que les courbures sont parallèles au support textile. Ainsi, il n'est pas nécessaire de découper le textile pour observer ces courbures.

Les images de macro-courbures de fibres optiques dans les textiles lumineux sont analysées avec le logiciel Geogebra.

2.4.3.1 Utilisation du logiciel Geogebra

La première étape consiste en l'importation des images de vue en coupe des fibres.

Ensuite il faut mesurer le diamètre de fibre optique et diviser à 0,25 mm pour obtenir l'échelle

avec l'outil « longueur  ». En divisant les valeurs mesurées sur les images, nous obtiendrons les valeurs réelles de mesures.

Un exemple de mesure est donné sur la Figure II. 54. C'est un exemple de mesure sur les courbures de fibres optiques insérées dans un tricot avec la méthode trame partielle. D'abord

l'outil « cercle passant par trois points  » a été utilisé pour dessiner la courbure formé par la

fibre optique. Ensuite, le diamètre de cette courbure est mesuré avec l'outil « longueur  » et

l'angle de courbure est mesuré avec l'outil « angle  ».

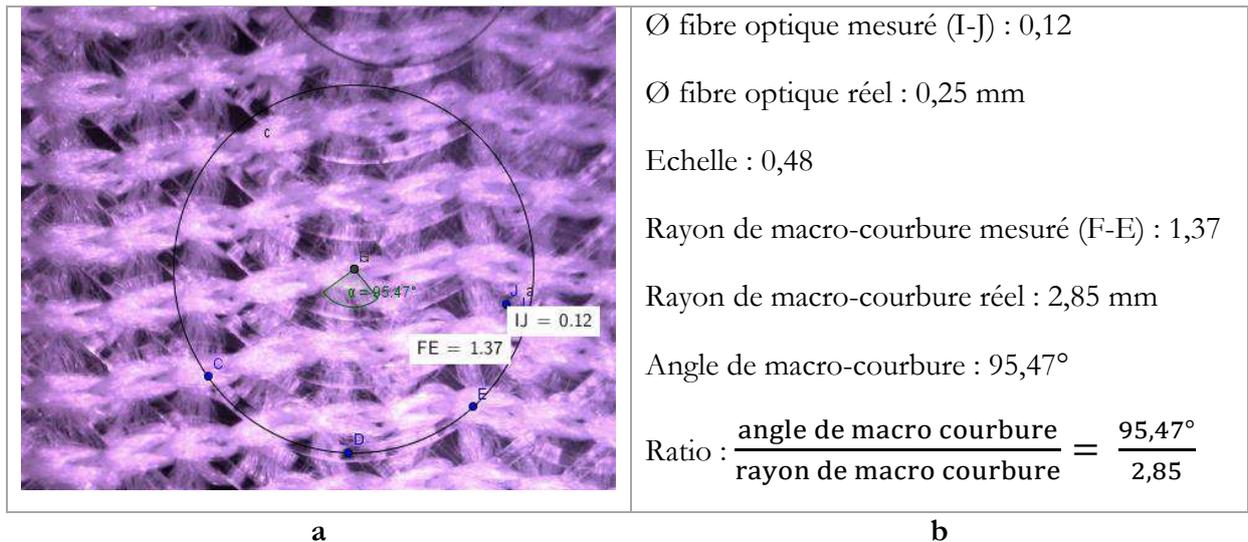


Figure II. 54. Méthode de mesure de l'angle et le rayon de macro-courbure (a), et la présentation de mesures (b).

Pour comparer les macro-courbures parmi les différents échantillons, il faut utiliser le ratio de l'angle de courbure et le rayon de macro-courbure.

2.5 Procédé utilisé pendant les essais cliniques

Le kit PHOS ISTOS a été développé pour le traitement de la PDT. Pour la validation de cette nouvelle méthode de traitement, 42 patients ayant chacun 6 paires de lésions à traiter sont recrutés. Après une période de traitement de 3 mois chaque lésion sera évaluée en attendant 75% de taux de réponse pour valider la méthode.

2.6 Kit de traitement pour la PDT

Le kit PHOS ISTOS pour le traitement de la PDT contient deux parties :

- Une partie **laser** constitué de la source lumineuse (LASER ML7701-635-PHO) avec une alimentation électrique (Figure II. 55 a et b) et deux connexions de fibres optiques (Figure II. 55 c).

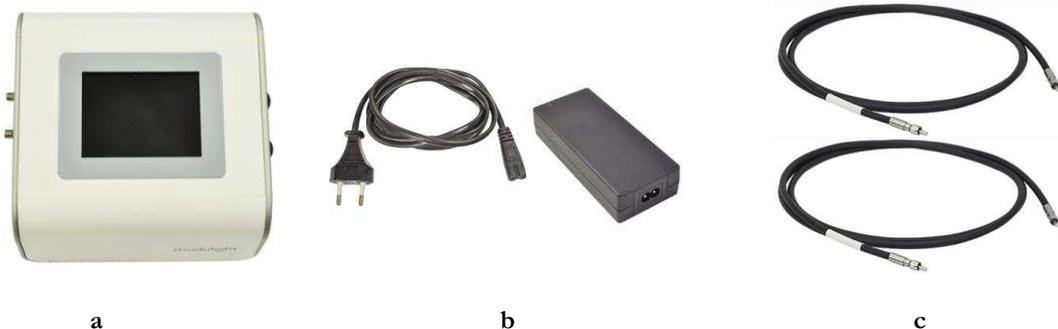


Figure II. 55. Partie laser du kit

- La deuxième partie est la partie **casque** constituée d'un casque avec le bonnet intégré (Figure II. 56 a et b) et une jugulaire (Figure II. 56 c).

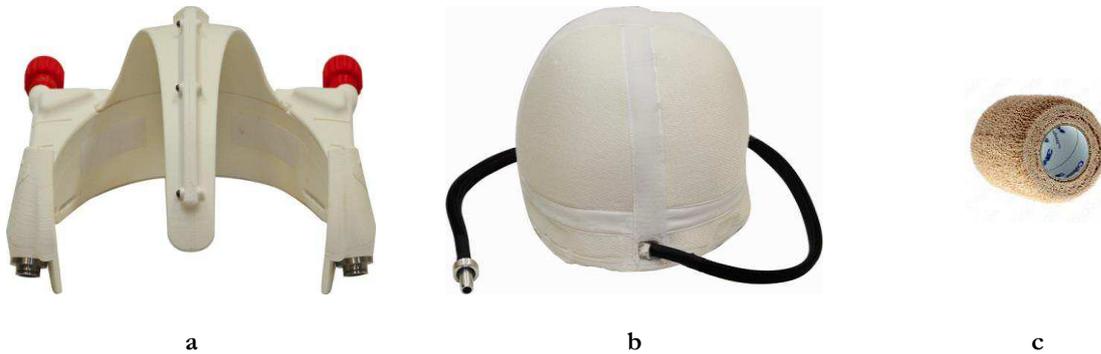


Figure II. 56. Partie casque du kit

Le dispositif PHOS ISTOS émet une lumière rouge de longueur d'onde 635 nm comme l'Aktilite® utilisé dans la PDT classique. Le casque maintient un bonnet où le textile lumineux de 15cm*21cm inséré à l'intérieur. Il est possible de serrer ou de desserrer le casque par les vis rouges.

Le kit assemblé est présenté ci-dessous sur la Figure II. 57 :



Figure II. 57. Source laser et le casque assemblé

Les pièces importantes du casque sont développées par les partenaires du projet PHOS ISTOS :

- le laser par la société Modulight, Finlande (635 nm, puissance constante entré 600 mW et 6 W, LASER ML7701-635-PHO),
- le casque par la société Proplast, Italie
- et les textiles lumineux à base de fibres optiques par la société MDB Texinov et PENSAT, France.

2.7 Traitement

Les essais cliniques sont réalisés par l'INSERM en France et à Klinikum Vest (Klinik für Dermatologie und Allergologie) en Allemagne.

2.7.1 Préparation du patient

Les essais cliniques sont actuellement en cours sur les patients atteints par l'AK sur le crâne. Dans ces essais cliniques, il faut traiter une partie du crâne avec le kit de source lumineuse développé dans le cadre du projet PHOS ISTOS et l'autre partie par la méthode classique avec des panneaux LEDs Aktilite®.

La première étape de la préparation de la peau au traitement est le **repérage**. Ainsi, il faut dessiner un axe de symétrie sur le crâne puis encercler les zones atteintes par l'AK (Figure II. 58 a).

Ensuite, il faut préparer la peau en commençant par le **curetage** des lésions puis en appliquant le produit **Metvixia** (Figure II. 58 a et b). Les lésions doivent être couvertes avec des pansements transparents et imperméables (Figure II. 58 c).

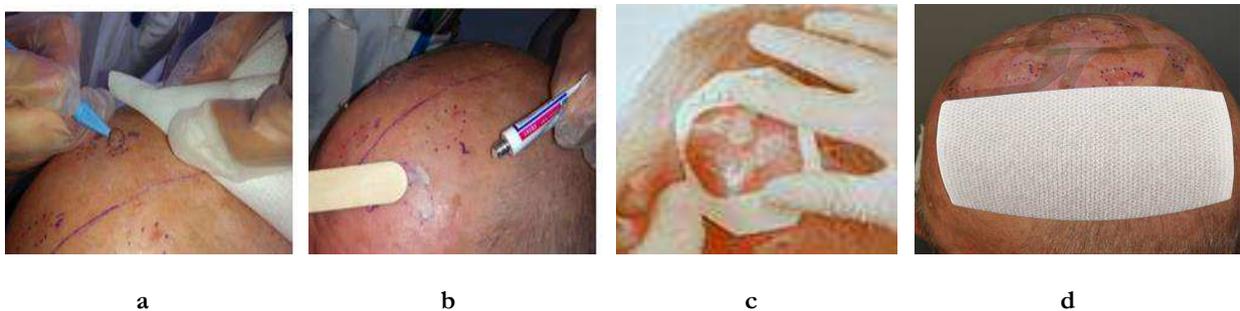


Figure II. 58. Préparation de la peau à la PDT classique et à la PDT avec le kit de PHOS ISTOS

La dernière étape de la préparation de la peau consiste à couvrir une zone avec des pansements opaques pour la protéger pendant que l'autre zone est traitée (Figure II. 58 d).

2.7.2 Traitement avec la PDT kit PHOS ISTOS

Le début de l'illumination par le kit PHOS ISTOS commence 30 min après l'application du Metvixia. La quantité de lumière (Joule/cm²) et la durée sont affichées sur l'écran de contrôle du laser (cf. Figure II. 59).



Figure II. 59. Lancement du traitement par appuis simultanés des deux boutons de sélection

Le traitement dure 150 min et le dispositif s'arrête tout seul. Les images du casque pendant le traitement sont données ci-dessous (Figure II. 60 a et b) :

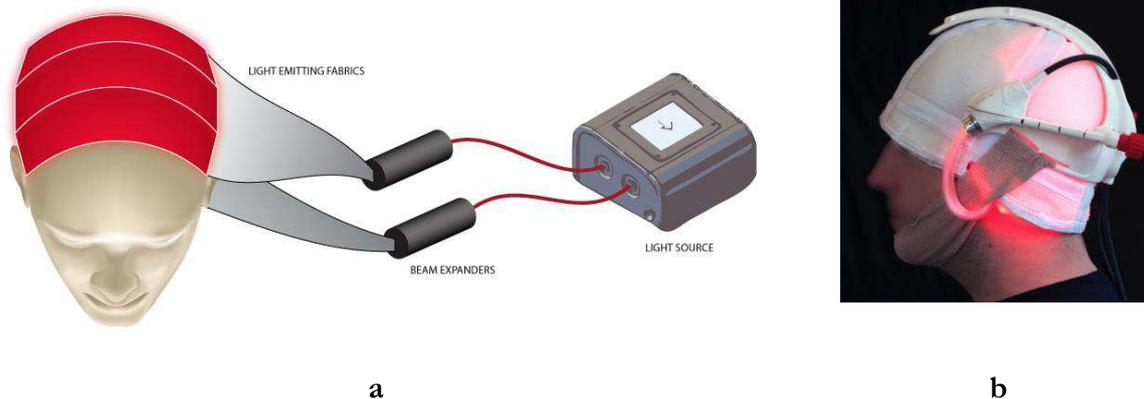


Figure II. 60. Système du kit textile lumineux (a), le kit interé de vu profil (b) pendant l'application sur un patient

A la fin de l'illumination, le **casque** doit être retiré, et le **crane en entier** doit être rincé au sérum physiologique et essuyé avec les compresses. La durée totale de traitement avec la préparation est de 3 heures et 10 minutes.

Avant de commencer le traitement classique, le coté traitée par le kit PHOS ISTOS doit être couvert avec un pansement opaque.

2.7.3 Traitement avec la PDT classique

L'illumination commence 3h après l'application du Metvixia pendant la PDT classique. Le crane doit être rincé avant l'illumination et le panneau LED (Aktilite®) doit être placé face à la zone à traiter à une distance de 15 à 20 cm (cf. Figure II. 61).

L'Aktilite® est programmée pour délivrer une fluence de 37 J/cm^2 en 10 minutes, ce qui correspond à une irradiance théorique importante de 61 mW/cm^2 .



Figure II. 61. Réaliser le traitement Aktilite®

Le traitement dure 7 à 10 min et le dispositif s'arrête tout seul. Le traitement total avec la préparation dure 3 heures 20 minutes à cause d'un temps d'attente plus important pour que l'incubation de MAL conduise à une accumulation élevée et sélective de PpIX dans la lésion cible.

2.8 Evaluation de la douleur

A la fin du traitement un test est effectué sur les patients afin d'évaluer la douleur ressentie pendant les deux phases de traitement. L'évaluation standardisée de la douleur est l'Echelle Visuelle Analogique (EVA) (Figure II. 62).

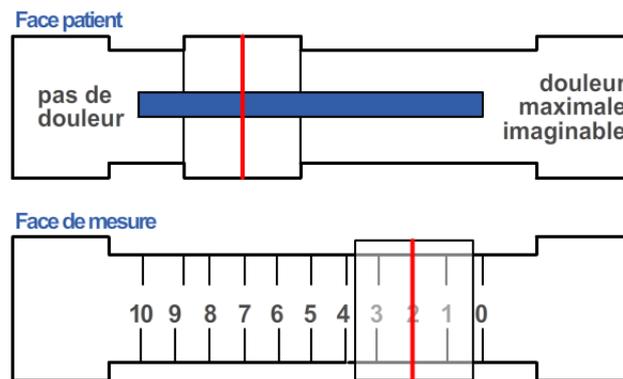


Figure II. 62. Réglette EVA

Pendant l'évaluation avec la méthode EVA, le patient déplace le curseur entre 0 et 10 selon son niveau de douleur sur la réglette EVA sans voir les chiffres attribués. La douleur maximum étant le niveau 10 sur cette échelle.

3 Conclusion

Dans la littérature, il existe plusieurs études quantifiant les pertes lumineuses dans une fibre optique formant une macro-courbure. Cependant, dans un tissu les fibres optiques forment des courbures multiples et interagissent entre elles en réinjectant une partie de la lumière émise. Ceci complexifie la modélisation des pertes lumineuses sur la surface du tissu.

Dans ce chapitre, nous avons abordé les techniques de production d'un textile lumineux à base de fibres optiques, et son utilisation dans une application médicale telle que la PDT. Pour une PDT réussie, il est important d'utiliser une diffusion de lumière puissante et homogène sur la peau. Ainsi, plus l'émission de la lumière est importante, moins il y a de réinjection dans le laser connecté à l'autre extrémité. Une quantité de réinjection importante peut entraîner l'augmentation de la température du laser. Cela n'est donc pas recommandé pour éviter l'endommagement des lasers.

Nous avons montré que le procédé de tissage est une alternative intéressante pour la fabrication de textile lumineux. En effet, le tissage est une technique plus adaptée que le tricotage de base

(tricot en trame ou en chaîne) pour travailler une fibre fragile comme la fibre optique. De plus, le tissage offre des possibilités de création importantes, en permettant de créer des dessins lumineux pour des projets artistiques grâce à la technique Jacquard. Il répond aussi aux besoins tels que la taille et la quantité produites dans un temps donné. Par exemple, pour le projet PHOS ISTOS, il est possible de tisser 3 échantillons (15 cm x 21 cm avec les faisceaux pour la connectique) en même temps (côte à côte) sur la machine à tisser utilisée pour le projet (Dornier 190 cm de laize).

L'inconvénient des procédés complexes textiles de mise en œuvre (tissage ou tricotage) se situe dans la difficulté à prendre en compte tous les paramètres influant sur les propriétés finales, ici par exemple l'efficacité et l'homogénéité de l'émission latérale de la lumière. Par exemple, l'utilisation d'une machine à tisser est discontinue et nouer les fils pendant l'étape de préparation est un procédé manuel. Il est donc difficile d'appliquer une tension identique à chaque fil de chaîne au début de la fabrication pour assurer la même forme de courbures avec précision.

Le procédé de tricotage, même s'il peut paraître plus contraignant pour les fibres optiques offre des solutions toute à fait satisfaisant notamment en ce qui concerne l'homogénéité de la lumière émise, particulièrement en cas d'insertion de la fibre optique en tant que trame partielle. L'avantage de cette méthode d'insertion, est la diminution des forces importantes causées par les mouvements du crochet. En permettant de contrôler facilement les macro-courbures introduites, cette méthode se prête mieux à la modélisation comparée au procédé tissage. Cependant, la densité des fibres optiques insérées et le rayon minimum des macro-courbures sont limités. Ainsi l'efficacité lumineuse semble pouvoir être moins importantes.

La machine à tisser allouée au projet n'était initialement pas équipée pour le tissage de fibre particulière, ainsi il a fallu adapter et optimiser la machine pour la manipulation des fibres optiques. Ceci a demandé un temps conséquent dans le projet.

Des techniques de mesures et d'évaluations de la lumière émise ont également été proposées par l'ENSAIT au consortium pour comparer les résultats parmi les échantillons produits par différents partenaires ou procédés. Les mêmes équipements de mesure ont été adoptés par tous les partenaires afin de réaliser des mesures équivalentes.

Un protocole du traitement de la PDT avec le textile lumineux a été mis en place pour une validation par les partenaires du domaine médical. Pour une durée totale de traitement équivalente (3 heures), la PDT par textile lumineux dure 90 minutes et par le panneau de LEDs 10 minutes. La PDT par textile peut commencer même si la métabolisation n'est pas terminée. Son avantage principal réside dans la diminution notable de la douleur ressentie par le patient. L'énergie lumineuse reçue par la peau de la zone traitée est équivalente mais la durée de la réception est plus longue.

En conclusion, l'activation progressive de PpIX par l'utilisation d'une source de lumière moins puissante mais homogène joue un rôle important sur la diminution de la douleur.

Les résultats d'optimisation des propriétés lumineuses des textiles lumineux et l'optimisation de leur utilisation sont présentés dans la **chapitre III**.

4 Bibliographie

- [1] M.S. Kovačević, S. Savović, A. Djordjevich, J. Bajić, D. Stupar, M. Kovačević, et al., Measurements of growth and decay of radiation induced attenuation during the irradiation and recovery of plastic optical fibres, *Opt. Laser Technol.* 47 (2013) 148-151. doi:10.1016/j.optlastec.2012.09.019.
- [2] a. D. Alobaidani, D. Furniss, M.S. Johnson, A. Endruweit, A. Seddon, Optical transmission of PMMA optical fibres exposed to high intensity UVA and visible blue light, *Opt. Lasers Eng.* 48 (2010) 575-582. doi:10.1016/j.optlaseng.2009.11.012.
- [3] O. Ziemann, J. Krauser, W. Daum, P.E. Zamzow, *POF - Polymer Optical Fibers for Data Communication*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, New York, New York, USA, 2002.
- [4] Y. Koike, *Fundamentals of Plastic Optical Fibers*, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, Germany, 2014. doi:10.1002/9783527646500.
- [5] J. Spigulis, D. Pfafrods, M. Stafeckis, W. Jelinska-Platace, The glowing optical fibre designs and parameters, in: A. Krumins, D.K. Millers, A.R. Sternberg, J. Spigulis (Éd.), 1997: p. 231-236. doi:10.1117/12.266542.
- [6] I. Toray Industries, Handling Precautions - Toray Raytela, (s. d.). <http://act-vision.com/wp-content/uploads/2014/10/Raytela-All-series-20150210.pdf>.
- [7] a Endruweit, a C. Long, M.S. Johnson, Textile composites with integrated optical fibres: quantification of the influence of single and multiple fibre bends on the light transmission using a Monte Carlo ray-tracing method, *Smart Mater. Struct.* 17 (2008) 15004. doi:10.1088/0964-1726/17/01/015004.
- [8] D.N. Agency, Centuries-old fabric found in Çatalhöyük, (2014). <http://www.hurriyetdailynews.com/centuries-old-fabric-found-in-catalhoyuk.aspx?pageID=238&nID=61883&NewsCatID=375> (consulté le 30 mai 2016).
- [9] J. Wilson, Woven structures and their characteristics, *Woven Text.* (2012) 163-204. doi:10.1533/9780857095589.2.163.
- [10] P.R. Lord, M.H. Mohamed, *Weaving : Conversion of yarn to fabric*, 2^e éd., Merrow, 1982. https://www.amazon.com/Weaving-Second-Conversion-Woodhead-Publishing/dp/1855734834/183-4389495-5124238?ie=UTF8&*Version*=1&*entries*=0.
- [11] S. Adanur, *Handbook of Weaving*, CRS press, 2000. https://books.google.fr/books?id=SshI5QYlgKMC&pg=PA6&hl=fr&source=gbs_toc_r&cad=4#v=onepage&q&f=false.
- [12] I. Emery, *The Primary Structures of Fabrics: An Illustrated Classification*, 1^{re} éd., 2005.
- [13] D. Goerner, *Woven Structure and Design*, Wira Technology Group Ltd, 1986.
- [14] S. Stankard, *Yarn to Fabric: Weaving*, Elsevier Ltd, 2014. doi:10.1016/B978-1-84569-931-4.00011-8.

- [15] K.L. Gandhi, The fundamentals of weaving technology, *Woven Text.* 1 (2012) 117-160. doi:10.1533/9780857095589.1.117.
- [16] V. V. Choogin, P. Bandara, E. V. Chepelyuk, *Mechanisms of flats weaving technology*, Woodhead Publishing Limited, 2013.
- [17] A. Ormerod, W.S. Sondhelm, *Weaving Technology and Operations*, 1998.
- [18] H. Huang, W.K. Chen, L. Yin, Z. Xiong, Y.C. Liu, P.L. Teo, Micro/meso ultra precision grinding of fibre optic connectors, *Precis. Eng.* 28 (2004) 95-105. doi:10.1016/j.precisioneng.2003.08.001.
- [19] L. Yin, H. Huang, W.K. Chen, Z. Xiong, Y.C. Liu, P.L. Teo, Polishing of fiber optic connectors, *Int. J. Mach. Tools Manuf.* 44 (2004) 659-668. doi:10.1016/j.ijmachtools.2003.10.029.
- [20] T. Kanda, M. Mitsunashi, T. Ueda, A. Toyohara, K. Yamamoto, New mirror-finish surface grinding technology for the fabrication of optical device endfaces, in: T. Kasai (Éd.), 1995: p. 84-91. doi:10.1117/12.215580.
- [21] M. Rothmaier, M.P. Luong, F. Clemens, Textile Pressure Sensor Made of Flexible Plastic Optical Fibers, *Sensors.* 8 (2008) 4318-4329. doi:10.3390/s8074318.
- [22] L. Yin, H. Huang, W.K. Chen, Influences of nanoscale abrasive suspensions on the polishing of fiber-optic connectors, *Int. J. Adv. Manuf. Technol.* 25 (2005) 685-690. doi:10.1007/s00170-003-1887-4.
- [23] T. Afbr-, A. Technologies, T. Afbr-, P.O. Fiber, Data Sheet, (s. d.) 3-6.
- [24] C. Guirao, G. Avila, spectroscopy.wordpress.com, 2011. (s. d.). <https://spectroscopy.wordpress.com/2011/03/19/mounting-a-fibre-with-sma-connectors/> (consulté le 22 septembre 2016).
- [25] A. Rahim, What is Return Loss and Why Measure It?, (2013). <https://lunainc.com/return-loss-measure-it/> (consulté le 12 octobre 2016).
- [26] P. Trindell, Connectors and Splices: Correct Alignment Spells Success, (s. d.). <http://www.photonics.com/EDU/Handbook.aspx?AID=25152> (consulté le 12 octobre 2016).
- [27] Y. Oguz, C. Cochrane, S.R. Mordon, J.C. Lesage, V. Koncar, Light-emitting fabrics for photodynamic therapy, *Adv. Smart Med. Text.* (2016) 177-194. doi:10.1016/B978-1-78242-379-9.00008-6.
- [28] www.ophiropt.com, Power and Energy Meters Finder, (2016). <http://www.ophiropt.com/laser--measurement/power-energy-meters-finder?r=drp> (consulté le 21 octobre 2016).
- [29] www.ophiropt.com, Laser Photodiode Sensors, (2016). <http://www.ophiropt.com/laser--measurement/laser-power-energy-meters/products/Laser-Photodiode-Sensors> (consulté le 21 octobre 2016).

- [30] P. Magal, 1 ère partie : STATISTIQUE DESCRIPTIVE, Bordeaux, s. d. <https://www.math.u-bordeaux.fr/~pmagal100p/Licence> 3 SDV 2012/STAT_COURSA.pdf.
- [31] B. Gerstman, 3 : Summary Statistics Measures of Central Location, 2006.
- [32] S. Kalla, Statistical Variance, (2009). <https://explorable.com/statistical-variance> (consulté le 20 octobre 2016).
- [33] S. Miller, Experimental design and statistics, 2^e éd., 2005.
- [34] M. Centre, Variance and standard deviation (grouped data), 2003. http://www.lboro.ac.uk/media/wwlboroacuk/content/mlsc/downloads/var_stand_de viat_group.pdf.
- [35] Wwww.statcan.gc.ca, Variance and standard deviation, (2013). <http://www.statcan.gc.ca/edu/power-pouvoir/ch12/5214891-eng.htm> (consulté le 20 octobre 2016).
- [36] E. Onder, O.B. Berkalp, Shedding, Istanbul, 2013. http://web.itu.edu.tr/~berkalpo/Weaving_Lecture/Weaving_Chapter4a_Shedding.pdf.
- [37] J. Fritts, L.E. Carlson, J. Sullivan, M.S. Zarske, D. Carlson, Lesson: Powerful Pulleys, (2005). https://www.teachengineering.org/lessons/view/cub_simple_lesson05 (consulté le 23 octobre 2016).

CHAPITRE III

Optimisation des propriétés lumineuses des textiles lumineux et leur utilisation

Table des matières

CHAPITRE III Optimisation des propriétés lumineuses des textiles lumineux et leur utilisation	113
1 Etat de l'art.....	113
1.1 Modélisation et optimisation par plan d'expériences	113
1.1.1 Définition et l'intérêt du plan d'expériences	113
1.1.2 Méthodologie de la surface de réponse (RSM)	118
1.1.3 Traitement mathématique–statistique des données.....	119
1.1.4 Analyse de la variance - ANOVA.....	119
1.1.5 Génération des graphiques de surfaces de réponses 3D	122
1.2 Technique de monitoring par fluorescence	123
2 Méthodes expérimentales.....	125
2.1 Adaptation d'un plan d'expériences sur l'optimisation des propriétés lumineuses d'un tissu lumineux.....	125
2.1.1 Définition de l'objectif de l'étude.....	125
2.1.2 Choix de la réponse pour atteindre l'objectif.....	125
2.1.3 Définition des facteurs et leurs niveaux.....	125
2.1.4 Choix du plan d'expérience.....	126
2.1.5 Modélisation mathématique et expérimentale.....	126
2.2 Evaluation des tissus lumineux utilisés pour le monitoring des cellules cancéreuses par fluorescence	128
3 Résultats.....	130
3.1 Résultats d'optimisation des propriétés lumineuses d'un tissu lumineux par le plan d'expériences	130
3.2 Résultats des mesures de puissance sur les essais de solution scientifique pour l'optimisation d'un tissu lumineux.....	144
3.3 Résultats d'évaluation des tissus lumineux utilisés pour le monitoring des cellules cancéreuses	152
3.4 Résultats des mesures sur le tricot lumineux	154
4 Conclusion.....	155
5 Bibliographie.....	157

CHAPITRE III Optimisation des propriétés lumineuses des textiles lumineux et leur utilisation

1 Etat de l'art

1.1 Modélisation et optimisation par plan d'expériences

1.1.1 Définition et l'intérêt du plan d'expériences

Le plan d'expériences (Design of Experiments en anglais, DOE), est inventé dans les années 20. Utilisé dans l'agriculture pour la première fois, il est par la suite adapté à l'armée et à l'industrie [1,2]. Les plans d'expériences sont utilisés pour étudier les différentes problématiques dans de nombreux domaines de recherche scientifique ou d'études industrielles. Un plan d'expériences est une structure qui rassemble l'étude et la stratégie permettant de travailler sur des facteurs et leurs influences sur un processus [3,4]. Le grand intérêt du plan d'expériences est d'optimiser les procédés en modélisant ses facteurs.

Les influences des paramètres sont recherchées, en collectant des données sur une série d'essais. Les plans d'expériences ont pour but d'examiner les problèmes en effectuant un minimum d'essais, pour extraire un maximum d'informations [5,6]. Le processus de plan d'expériences est décrit sur la Figure III. 1.

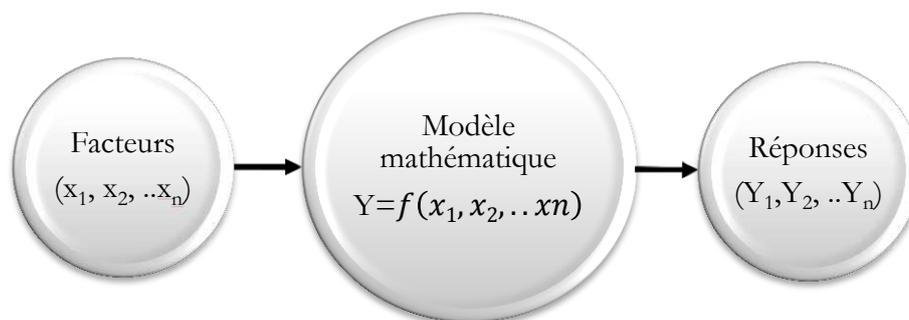


Figure III. 1. Processus de plan d'expériences

Les plans d'expériences ont de nombreux avantages. Ils permettent une diminution du nombre d'essais et une interprétation rapide des résultats. Comme montré sur la Figure III. 1, ils permettent également d'étudier un grand nombre de facteurs en révélant leurs interactions [2]. Enfin, ils donnent la possibilité de déterminer et de modéliser les résultats afin de les optimiser [7].

La Figure III. 2 décrit les notions d'un plan d'expériences.

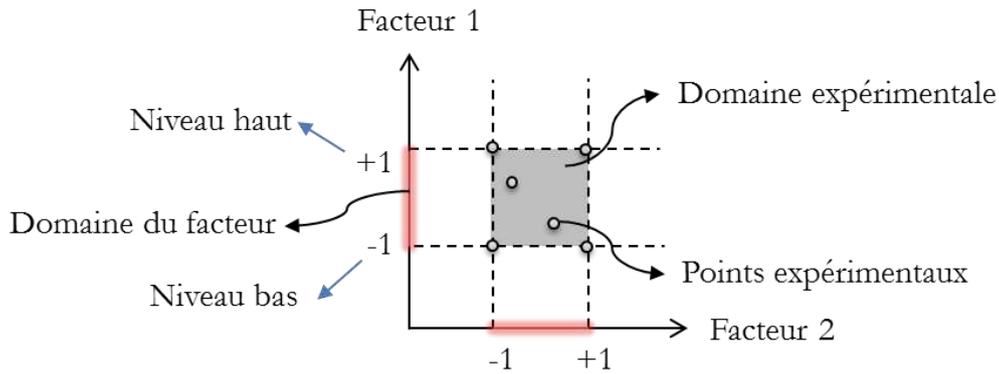


Figure III. 2. Représentation graphique des notions de plan d'expériences

Les notions de plan d'expériences données sur la Figure III. 2 sont expliquées ci-dessous [7–9] :

Le **domaine d'étude** ou le domaine expérimental (experimental domain en anglais) se définit par la variation des facteurs expérimentaux.

Les **facteurs** (factors en anglais) sont des variables expérimentales qui influencent la réponse.

Le **niveau** est la valeur donnée à un facteur pour réaliser un essai. Les niveaux de facteur sont donnés par « - 1 » (moins) pour un niveau bas et par « + 1 » (plus) pour un niveau haut. Le niveau zéro (centre) est situé là où les variables sont à leur valeur médiane. Trois ou quatre expériences du centre doivent être réalisées dans les plans factoriels, pour estimer la variation résiduelle grâce aux répétitions [8].

La **réponse** (response en anglais) (y_i) est une valeur mesurée des résultats des expériences.

Le **résiduel** (residual en anglais) est la différence entre les résultats calculés et les résultats expérimentés.

La **surface de réponse** est une surface créée par l'ensemble des réponses obtenues par tous les points du domaine expérimental [7].

Les méthodes expérimentales se divisent en deux familles : screening et surface de réponse.

1.1.1.1 Plans pour le screening (ou le criblage)

Le criblage permet de voir les influences et leurs interactions sur la réponse. Les plans pour le criblage utilisent des modèles mathématiques du premier degré [7]. Les **plans factoriels** sont utilisés pour la technique de criblage. Ils font partie de la famille des plans orthogonaux, et sont simple à mettre en œuvre [8].

Par exemple, la distribution des points correspondants aux essais d'un plan factoriel complet à 2 facteurs et à 3 facteurs (3 niveaux par facteurs dans les deux cas) est donnée sur la Figure III. 3.

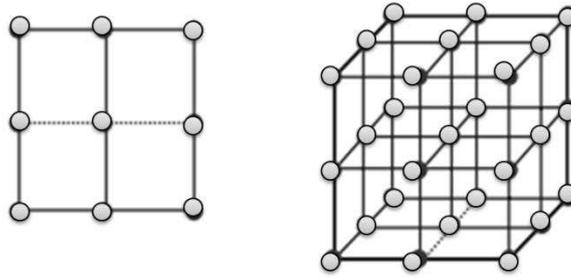


Figure III. 3. Plan factoriel complet à 2 facteurs (à gauche) et 3 facteurs (à droite)

Il existe deux types de plans factoriels, le **plan factoriel complet** et le **plan factoriel fractionnaire** [10]. Les plans factoriels complets comprennent toutes les combinaisons possibles des niveaux [11]. Le nombre d'essais à réaliser pour un plan complet avec x facteurs, et k niveaux est égal à k^x . Par exemple, s'il y a 3 facteurs et 3 niveaux, il faut réaliser 27 essais (Figure III. 3). L'inconvénient d'un plan complet est son nombre d'essais important à partir de 2 niveaux par facteur.

Les plans fractionnaires ont pour but de réduire le nombre d'essais, c'est pour cette raison que seule une fraction des essais du plan factoriel complet est réalisée [12]. Il est préférable d'utiliser ces plans lorsque les ressources sont limitées. Le nombre d'essais à réaliser pour un plan fractionnaire avec x facteurs, et k niveaux est égal à k^{x-1} [8,13].

1.1.1.2 Plans pour la surface de réponse

Ces plans sont utilisés pour déterminer une réponse optimale, en prévoyant le comportement d'un ensemble de données [9]. Les réponses sont calculées en fonction des facteurs et de leurs interactions grâce à la méthodologie de surface de réponse (Response Surface Methodology en anglais, RSM) [9].

Les modèles mathématiques du second degré sont utilisés pour modéliser l'influence des facteurs et de leurs interactions. Il existe trois plans principaux utilisés pour construire des surfaces de réponses [9,14] :

- les plans composites de Box et Wilson (1951),
- les plans de Box-Behnken, (1960)
- les plans de Doehlert (1970).

1.1.1.2.1 Plans composites de Box et Wilson

Ces plans associent la méthode « un facteur à la fois » et les plans factoriels. Il y a ainsi $(1+2k+2^b)$ points expérimentaux à exécuter en ajoutant les répétitions de points centres.

La Figure III. 4 décrit la représentation graphique des points expérimentaux de plan composite centré à 2 facteurs et à 3 facteurs.

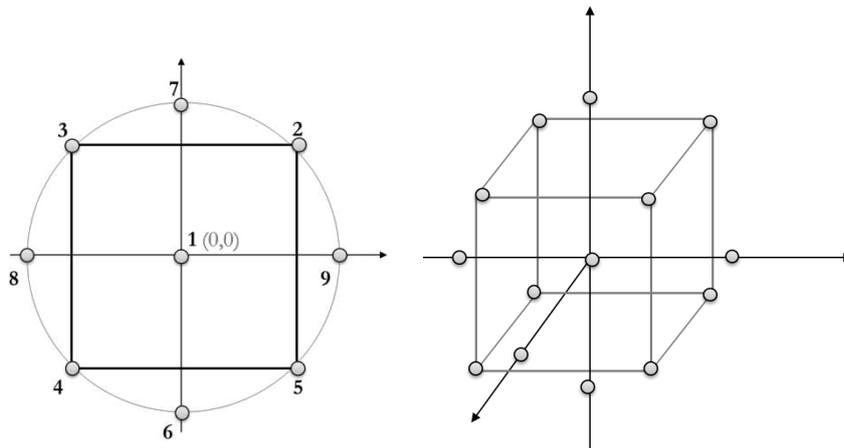


Figure III. 4. Représentation graphique des points expérimentaux de plan composite centré à 2 facteurs (à gauche) et à 3 facteurs (à droite)

Les plans composites de Box est Wilson découverts en 1951, nous ont permis de diminuer le nombre d'essais. Cependant, ces plans nécessitent cinq niveaux par facteur au lieu de trois comme les plans factoriels montrés sur la Figure III. 4 [14]. Ces plans peuvent être utilisés quand une interaction significative est suspectée [15].

1.1.1.2.2 Plans de Box-Behnken

Les plans de Box-Behnken sont développés en 1960 pour corriger les inconvénients des plans composites centrés à 5 niveaux par facteur [7].

La représentation graphique du domaine d'étude du plan de Box-Behnken à 3 facteurs est donnée sur la Figure III. 5 [9].

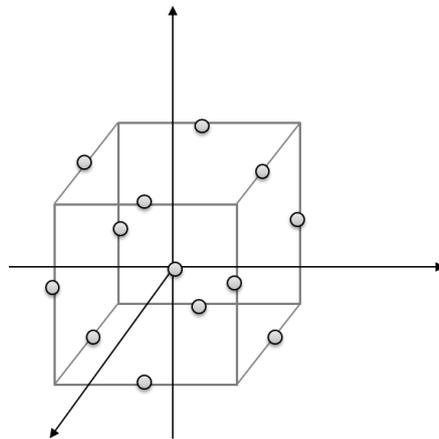


Figure III. 5. Représentation graphique du domaine d'étude du plan de Box-Behnken à 3 facteurs

Les points expérimentaux forment un cube comme dans les plans composites mais les points expérimentaux ne sont pas placés sur les angles du cube comme sur la Figure III. 5. Le plus connu des plans de Box-Behnken est celui qui permet d'étudier trois facteurs. Ce plan nécessite 12 essais (au lieu des 27 du plan complet) auxquels on peut ajouter des points centraux.

1.1.1.2.3 Plans d'expériences Réseau Doehlert

Les plans d'expériences de Doehlert sont de plus récente conception de la RSM, proposés par David Doehlert en 1970. Les points expérimentaux sont répartis uniformément dans l'espace

expérimental du plan Doehlert. Tous les points sont à la même distance du centre. De ce fait, il est possible d'agrandir le plan initial par translation dans une des directions en ajoutant des points comme sur la Figure III. 6 [7].

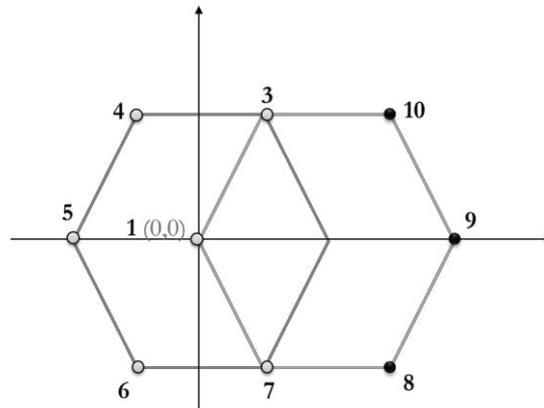


Figure III. 6. Représentation graphique des points expérimentaux d'un Réseau de Doehlert à 2 facteurs étendue par translation en ajoutant trois points expérimentaux (8, 9 et 10) supplémentaires

Un réseau de Doehlert demande x^2+x+1 essais pour x facteurs. Par exemple, pour 3 facteurs, il faut réaliser 13 essais. La Figure III. 6 donne la disposition de ces points pour un plan à 3 facteurs.

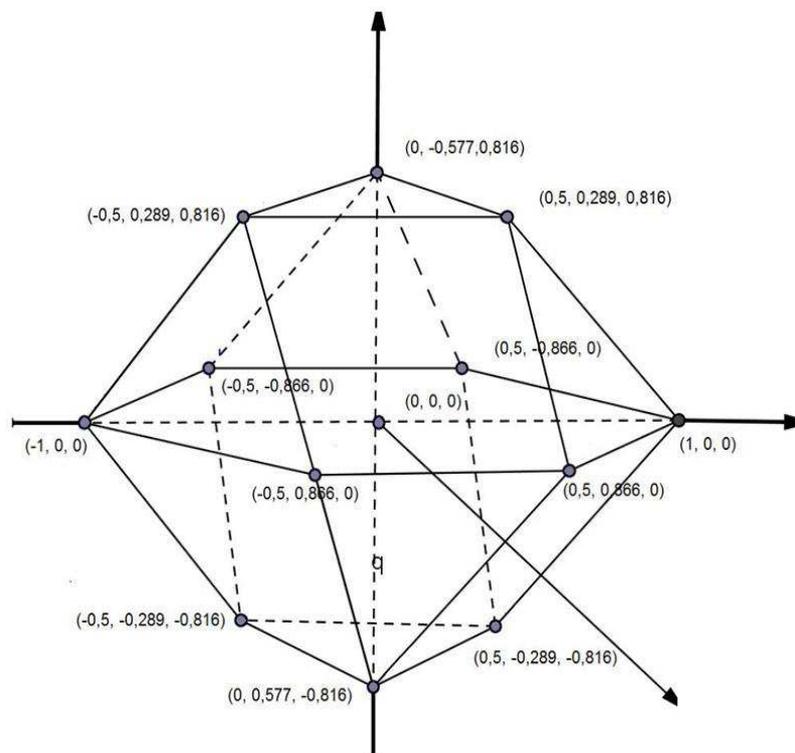


Figure III. 7. Distribution des points expérimentaux pour un plan à 3 facteurs et 3 niveaux par facteurs

Les coordonnées d'un plan à 7 ou 13 points expérimentaux permettant d'étudier 3 facteurs sont donnés dans le Tableau III. 1 [14].

Tableau III. 1. Coordonnées des points expérimentaux de plan Doehlert à 2 (partie grise) et à 3 facteurs

n	x₁	x₂	x₃
1	+0.0000	+0.0000	+0.0000
2	-1.0000	+0.0000	+0.0000
3	-0.5000	-0.8660	+0.0000
4	-0.5000	+0.8660	+0.0000
5	+0.5000	-0.8660	+0.0000
6	+0.5000	+0.8660	+0.0000
7	+1.0000	+0.0000	+0.0000
8	-0.5000	-0.2887	-0.8165
9	+0.0000	+0.5774	-0.8165
10	+0.5000	-0.2887	-0.8165
11	-0.5000	+0.2887	+0.8165
12	+0.0000	-0.5774	+0.8165
13	+0.5000	+0.2887	+0.8165

Comme observé dans le Tableau III. 1, pour un plan Doehlert les 3 facteurs n'ont pas le même nombre de niveau, le premier facteur en contient 5 niveaux, le deuxième 7 et le troisième 3.

1.1.2 Méthodologie de la surface de réponse (RSM)

La méthodologie de la surface de réponse (response surface methodology en anglais, RSM) est un ensemble de techniques statistiques et mathématiques qui décrit le système et optimise les processus influencés par les facteurs d'entrée. L'optimisation est l'amélioration de la performance ou des processus sans augmenter les coûts [6,9].

La variation des réponses en fonction des facteurs et de leurs interactions créent une surface de réponse [7]. Les réponses peuvent être analysées graphiquement et statistiquement.

Les calculs statistiques nous permettent de trouver le coefficient de détermination, les écarts-types des réponses, et la valeur de probabilité (p-value). Grâce aux valeurs calculées, la qualité du modèle mathématique et l'analyse de variances peuvent être évaluées et les réponses optimales peuvent être identifiées.

Par conséquent, les analyses statistiques nous donnent des valeurs quantitatives. En revanche, les analyses graphiques nous permettent de visualiser l'influence des facteurs et leurs interactions.

1.1.3 Traitement mathématique–statistique des données

Un modèle quadratique est utilisé pour calculer toute la surface de réponses sans réaliser tous les essais. Les termes quadratiques dans le modèle, nous permettent de déterminer les relations non linéaires entre les variables expérimentales et les réponses. La fonction polynomiale ci-dessous décrit un modèle mathématique avec deux facteurs :

$$Y = b_0 + \sum b_i x_i + \sum b_{ij} x_i x_j \dots + \sum b_{ii} x_i^2 + \text{residu}$$

Les notions de la fonction polynôme décrit ci-dessus sont :

- Y : la réponse prédite par le modèle,
- x_i : le niveau attribué au facteur i ,
- b_0 : la moyenne des réponses mesurées
- b_i, b_{ij}, b_{ii} : l'effet du facteur i ,
- résidu : le manque d'ajustement (**lack of fit** en anglais).

Expérimentalement, l'objectif est de minimiser le résidu. Les effets des facteurs ont la même unité que la réponse (x_i étant sans dimension).

1.1.4 Analyse de la variance - ANOVA

La méthode expérimentale la plus fiable pour évaluer la qualité du modèle est l'analyse de la variance (ANOVA) [9].

Le but d'ANOVA est de vérifier l'adéquation du modèle en comparant la signifiante des effets et des interactions au résidu du modèle [8]. Un paramètre est significatif, si son hypothèse de nullité possède une valeur de probabilité faible [16,17].

Le terme « **hypothèse nulle** (nul hypothesis en anglais, H_0) » signifie qu'il n'y a pas de relation entre les phénomènes mesurés [3,18]. Toutes les hypothèses différentes de l'hypothèse nulle sont dites « **hypothèses alternatives** (H_a) ». En statistique, il faut, si possible, rejeter l'hypothèse nulle car elle est supposée être vraie jusqu'à preuve du contraire [19].

Les tests de signification de Ronald Fisher suggèrent de rejeter l'hypothèse nulle si les données observées sont significatives [19,20]. La technique pour vérifier la signifiante passe par le calcul de la probabilité d'obtenir une H_0 . La valeur qui définit cette probabilité est appelé une « **valeur de p** (probability value en anglais, p -value) » [21,22].

Dans le cas d'une valeur de p plus faible que le « **niveau de signifiante** (significance level en anglais, α) » que nous avons fixé en avance, nous pouvons rejeter l'hypothèse nulle [19,20,22,23]. Le niveau de signifiante pour la plupart des études en scientifique est de 0,05 [21,24].

Une autre technique pour vérifier le H_0 est le test de Fisher-Snedecor, qui permet de comparer deux variances en utilisant la loi statistique de Fisher (loi F). Pour effectuer ce test, on calcule le ratio suivant (Équation III. 1) pour le terme du modèle considéré.

$$F_{obs} = \frac{MC_{Regression}}{MC_{Residus}} \quad \text{Équation III. 1}$$

Pour un niveau de signification α :

$$F_{critique} = F_{(\alpha, ddl_{denominateur}, ddl_{numérateur})} \quad \text{Équation III. 2}$$

Dans l'Équation III. 2, le numérateur est le ddl du modèle expliqué ($n_{Régression}$), le dénominateur est le ddl des résidus ($n_T - n_{Régression}$). Habituellement on prend un risque d'erreur α de 5 %.

Puis il faut comparer F_{obs} obtenu par l'Équation III. 1 à $F_{critique}$ (voir Figure III. 8) [16].

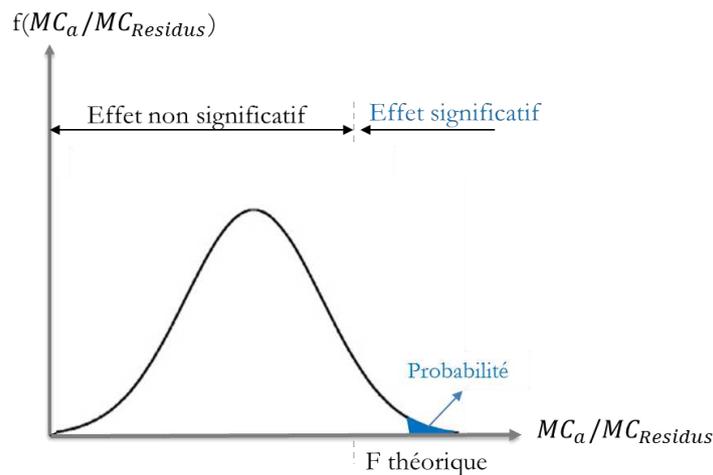


Figure III. 8. Représentation de la loi de Fisher-Snedecor par une courbe de Gauss [2,16]

La courbe de Laplace-Gauss est une courbe en forme de cloche. La surface totale représente toutes les valeurs possibles d'un modèle. La signifiante est décidée si l'effet est situé dans la zone bleue de la courbe de Laplace-Gauss comme montré sur la Figure III. 8. Dans ce cas-là, l'hypothèse H_0 sera rejetée.

Cette technique demande plus de temps que la méthode de test de significativité par la valeur p.

Le tableau de ANOVA, nous donne la statistique de la régression du modèle ; les valeurs du **coefficient de détermination R^2** et l'erreur type. Dans un modèle, la proportion entre des réponses expliquées par les facteurs, leurs interactions et la variance globale est donnée par R^2 [4,16]. Plus le R^2 est proche de 1, plus le pouvoir prédictif du modèle est grand. Ainsi, les réponses calculées et mesurées se correspondent Équation III. 3.

$$R^2 = \frac{\text{Somme des carrés des réponses calculées corrigées de la moyenne}}{\text{Somme des carrés des réponses mesurées corrigées de la moyenne}} \quad \text{Équation III. 3}$$

D'abord le test de signification est appliqué sur le R^2 global, pour voir la signification statistique du modèle, puis sur chaque coefficient du modèle. Une valeur de coefficient de corrélation élevée confirme la bonne corrélation entre les facteurs indépendants [25].

Le tableau ANOVA rassemble les informations suivant [16]:

- Le degré de liberté, Ddl (Degree of Freedom en anglais, DF)

- La somme des carrés, SC (Sum of Squares en anglais, SS)
- La moyenne des carrés, MC (Mean Square en anglais, MS)
- Le F statistique
- La valeur de probabilité, p (probability value en anglais, *p*-value)
- Le modèle corrige de la moyenne, résidus et réponses mesurées corrigées de la moyenne

Tableau III. 2. Exemple d'un tableau ANOVA et ces calculs

Titre	Ddl	SC	MC	F	Signification seuil 5%, 1% ou 0,1%
Régression (Model)	$n_{\text{Régression}}$	$SC_{\text{Régression}}$	$MC_{\text{Régression}} = \frac{SC_{\text{Régression}}}{n_{\text{Régression}}}$	$\frac{MC_{\text{Régression}}}{MC_{\text{Résidus}}}$	Oui/Non
Résidus (Erreur)	$n_T - n_{\text{Régression}}$	$SC_{\text{Résidus}}$	$MC_{\text{Résidus}} = \frac{SC_{\text{Résidus}}}{(n_T - n_{\text{Régression}})}$		
Total	$n_T - 1$	SC_T			

n_T = le nombre des niveaux de facteurs

Les terminologies d'un tableau ANOVA présentés sur la Tableau III. 2 sont expliquées ci-dessous :

- Le nombre du **degré de liberté** du modèle est égal au nombre d'observations à réaliser moins 1. Le nombre de degré de liberté d'un paramètre est égale au nombre de niveaux moins 1 [11,26].
- La variation totale d'une réponse est définie par la **somme des carré totale** [8,27]. C'est la somme de $SS_{\text{Régr}}$ et $SS_{\text{Résid}}$.
- La **moyenne des carrés** est calculée par le ratio du SS et du DF [27].
- La **valeur F** (F de Fisher) est définie par le quotient des deux variances [28]. C'est le rapport du carré moyen du modèle par celui du résidu.
- La **valeur de p** correspond à la probabilité d'obtenir une H_0 .

En exerçant plusieurs fois la même mesure ou même essai dans les mêmes conditions on peut obtenir des résultats différents. Afin de calculer cette **erreur expérimentale**, il faut d'abord calculer la moyenne arithmétique pour trouver une meilleure estimation de la vraie valeur. Ensuite, en calculant la racine carrée de la variance, nous pouvons observer la dispersion, autrement dit l'écart-type [2,16].

D'abord, il faut calculer les écarts de chaque mesure à la moyenne, puis leurs carrés. Ensuite, en additionnant les carrés des écarts, nous obtenions la somme des carrés des écarts (SCE). Puis, en divisant la SCE par le Ddl, l'estimation de la **variance résiduelle (s^2)** sera déterminée. Enfin, **l'écart-type (s)** est calculé en calculant la racine carrée de la variance (Équation III. 4). L'écart-type (s) est une estimation à partir d'un échantillon, mais l'écart-type (σ) est une estimation à partir de la population totale [2].

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}$$

Équation III. 4

Pour mieux présenter les résultats du tableau ANOVA, il est possible de créer un diagramme à barre pour afficher les valeurs des effets de facteurs sur la réponse [31,32]. Un exemple du diagramme de Pareto est représenté sur la Figure III. 9.

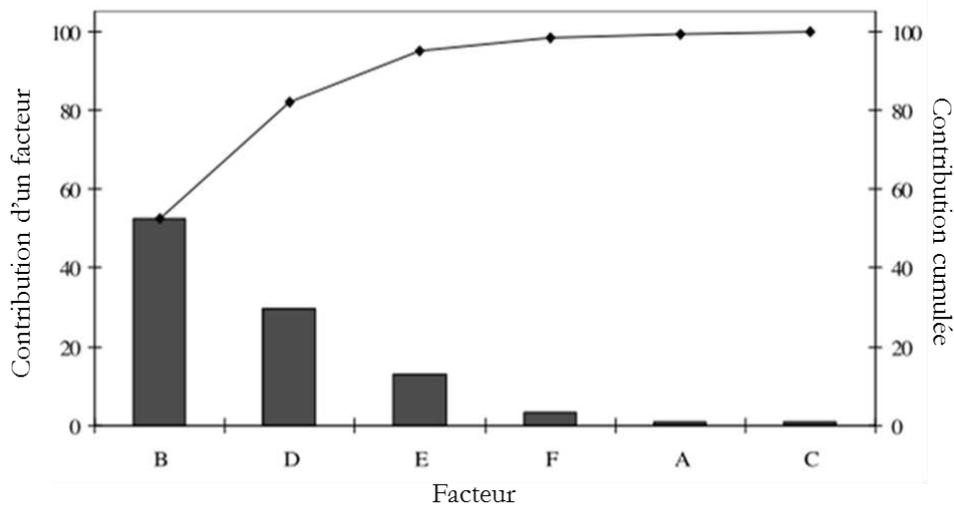


Figure III. 9. Exemple du diagramme Pareto avec des effets A, B, C, D, E, F

La Figure III. 9 montre que le diagramme de Pareto est un bon outil pour classer visuellement les valeurs absolues des effets de facteurs. Dans l'exemple ci-dessus, le facteur B a l'influence la plus importante sur le modèle.

1.1.5 Génération des graphiques de surfaces de réponses 3D

La phase finale consiste en le calcul des réponses possibles pour les valeurs de facteurs compris entre -1 et 1 avec les coefficients du modèle. L'ensemble des réponses forme une surface 3D.

Un exemple d'un graphique RSM est représenté sur la Figure III. 10.

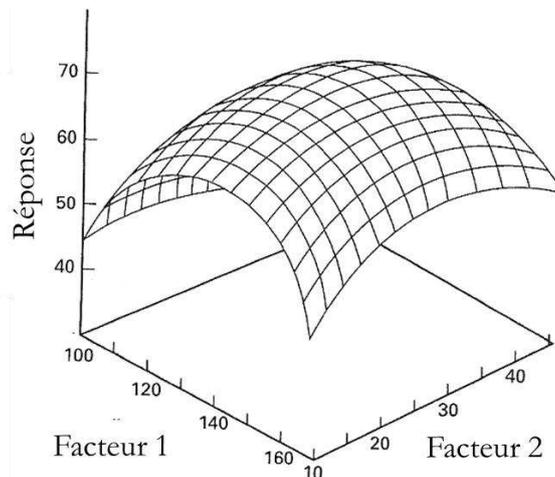


Figure III. 10. Exemple d'un graphique de RSM

Dans le cas système possédant n facteurs ($n > 2$), on fixe $n-2$ facteurs et on utilise le modèle quadratique afin d'optimiser les deux facteurs restant. Le diagramme de RSM permet de visualiser la surface de régression dans un espace à trois dimensions. Les axes X et Y indiquent les deux facteurs et l'axe Z montre la variation de la réponse du système modélisé. Grâce à ce graphique il est possible de déterminer les deux facteurs optimaux.

Les graphiques les plus souvent obtenus sont montrés ci-dessous (Figure III. 11) :

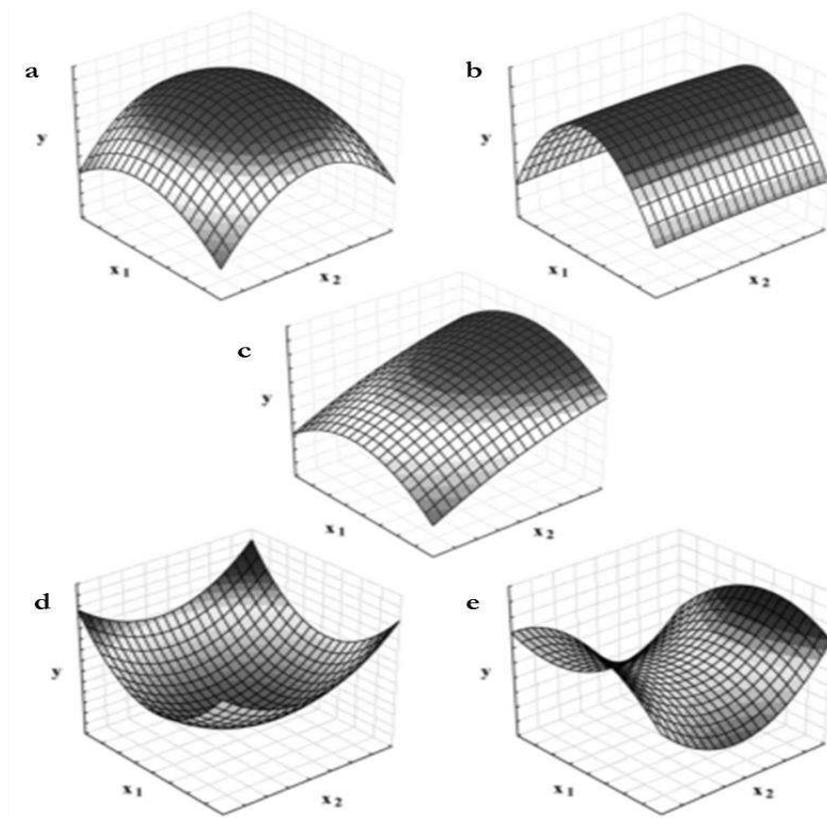


Figure III. 11. Exemples de profils de surface de réponses générées à partir d'un modèle quadratique dans l'optimisation des deux facteurs. Au maximum (a), plateau (b), au maximum en dehors de la région expérimentale (c), minimum (d), et les surfaces en selle (e) [9]

La Figure III. 11 montre que les possibilités des profils de RSM peuvent varier pour chaque cas. Sur la Figure III. 11 (a et b), la réponse maximum recherchée est située dans la région expérimentale. La Figure III. 11 (b) démontre que le facteur X_2 n'a pas d'influence sur le résultat optimal. La surface représentée sur la Figure III. 11 (c) montre que le point maximal peut être en dehors de la région expérimentale, donc il peut être nécessaire de déplacer le plan. La Figure III. 11 (d) présente un point minimum et la Figure III. 11 (e) présente un point de selle qui est un point entre les réponses maximum et minimum.

1.2 Technique de monitoring par fluorescence

La possibilité d'utilisation de tissus luminescents pour le monitoring de cellules cancéreuses a été également étudiée dans ce travail. Le diagnostic par fluorescence (photo diagnostic ou fluorescent diagnostic en anglais) est une méthode non-invasive pour mesurer le changement de la quantité de PpIX pendant la PDT pour les maladies dermatologiques [33,34].

Le diagnostic par fluorescence peut également quantifier la quantité réelle de PS dans les lésions avant de choisir l'éclairage approprié [34,35]. Cela aide donc à améliorer la dosimétrie de la PDT.

Le PS à l'état excité a un excès d'énergie qu'il peut perdre de trois manières différentes [36–39] :

- le dégagement de l'énergie sous forme de chaleur,
- l'émission de fluorescence et
- le passage à l'état triplet.

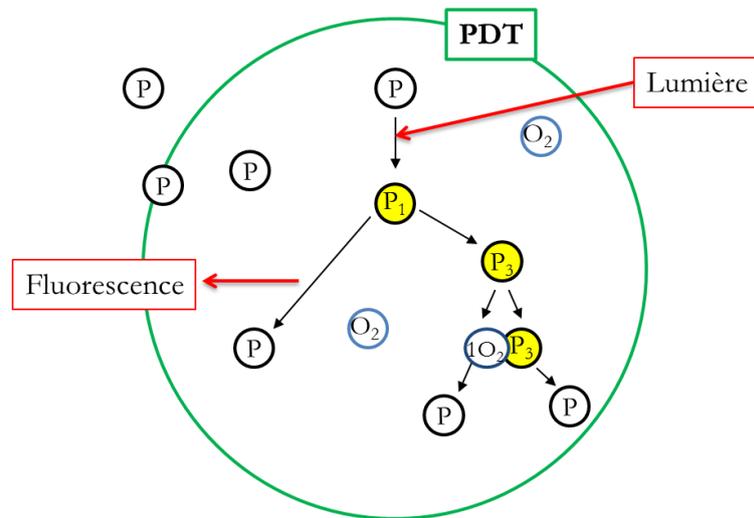


Figure III. 12. Emission de la fluorescence. O_2 , oxygène ; $1O_2$, oxygène singlet ; P ou PS, photosensibilisant ; P_1 , singlet photosensibilisant excité ; P_3 , triplet photosensibilisant excité

Comme montré sur la Figure III. 12, pendant la PDT, le MAL absorbé à travers la peau se convertit en PpIX, ensuite activé avec la lumière rouge (635 nm) [34]. Le PpIX excité émet de la lumière sous la forme de fluorescence dans le spectre rouge sous exposition à la lumière UV générée par une lampe de Wood [40–44]. Ces lésions fluorescentes sont utilisées pour générer une image de fluorescence à l'aide d'une caméra CCD [33,44].

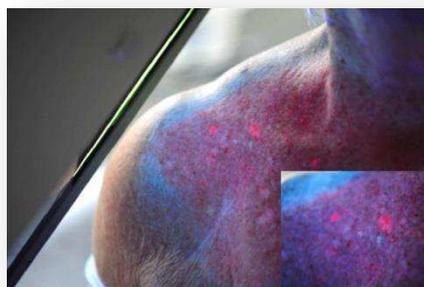


Figure III. 13. Imagerie de PpIX après illumination avec une lampe de Wood pour surveiller la fluorescence ainsi les cellules cancéreuses

Dans les trois heures suivant l'application du MAL, une augmentation significative de la concentration de PpIX dont la fluorescence est observée dans les lésions cancéreuses. La fluorescence dans les lésions disparaît après l'irradiation par la lumière en raison de la destruction photochimique connue sous le nom de photo blanchiment PpIX [33,35].

En vertu de ces phénomènes, le monitoring des cellules cancéreuses, en utilisant les tissus lumineux développés pour la PDT, peut être un complément de diagnostic intéressant. Cela permettrait de valoriser l'utilisation des tissus lumineux qui serviraient à la fois au traitement et au monitoring du traitement.

2 Méthodes expérimentales

2.1 Adaptation d'un plan d'expériences sur l'optimisation des propriétés lumineuses d'un tissu lumineux

Les propriétés lumineuses du tissu développé initialement au sein de l'ENSAIT ont été insuffisantes pour un traitement PDT nécessitant une émission de lumière intense et homogène. Ainsi, la modification des tensions des fils de chaînes de l'armure brevetée a été proposée afin de modifier les rayons de macro-courbures pour atteindre les objectifs du projet. Il était indispensable de mettre au point un plan d'expérience pour diminuer le nombre d'essais et optimiser le temps afin de trouver les réglages des tensions optimales garantissant les propriétés lumineuses souhaitées. Cette solution a été qualifiée comme une solution industrielle, car elle consiste à optimiser le tissu lumineux existant breveté dans les meilleurs délais. Les principales étapes de préparation de notre plan d'expérience sont décrites dans les paragraphes suivants.

2.1.1 Définition de l'objectif de l'étude

Le but de cette étude est de déterminer l'effet de plusieurs paramètres sur les propriétés lumineuses d'un tissu lumineux et de définir le modèle mathématique qui détermine la relation entre ces propriétés lumineuses et les paramètres.

Pour trouver le réglage de tension optimum sur les trois différentes zones de tissage (A, B et C) il est nécessaire de réaliser un grand nombre d'essais (expliqué dans le chapitre 3.1.1.1), car il existe une infinité de combinaisons possibles de tensions sur ces trois zones. Ainsi, nous avons décidé d'appliquer un plan d'expérience.

2.1.2 Choix de la réponse pour atteindre l'objectif

Les réponses définies de notre système sont les propriétés lumineuses d'un tissu lumineux citées ci-dessous (aussi définies dans le chapitre 2.2.4.2) :

- l'hétérogénéité de la distribution de la lumière sur la longueur du tissu lumineux (H),
- la puissance de la lumière émise par le tissu lumineux (P).

Nous avons donc deux modèles liés à optimiser.

2.1.3 Définition des facteurs et leurs niveaux

Trois facteurs peuvent modifier la distribution de la lumière d'un tissu lumineux :

- la tension ajoutée pendant le tissage sur les fils de chaîne de la zone A,
- la tension ajoutée pendant le tissage sur les fils de chaîne de la zone B et
- la tension ajoutée pendant le tissage sur les fils de chaîne de la zone C.

Néanmoins, il faut savoir qu'il y a d'autres facteurs qui peuvent influencer la distribution de la lumière tels que la densité des fils de chaîne, le titre du fil de chaîne utilisé, l'amure utilisée etc. Dans ce plan d'expériences nous choisissons de ne pas modifier ces facteurs.

Nous avons choisi trois niveaux de tension de fils de chaîne par facteurs : le niveau bas (-1), le niveau centre (0) et le niveau haut (+1). De ce fait, l'étude nécessite un modèle du second degré [7]. Les valeurs des niveaux sont identiques pour les trois facteurs et sont choisies à 40, 70 et 100 g par fil de chaîne respectivement pour les niveaux bas, centré et haut. Les valeurs des niveaux sont choisies en fonction de nos connaissances à priori du système. Les valeurs attribuées aux trois niveaux de facteurs sont présentées dans le Tableau III. 3.

Tableau III. 3. Valeurs attribuées aux niveaux des facteurs

Facteur	Niveau	Valeur attribuée au niveau (g/fil de chaîne)	
Tension sur la zone A (A)	-1	40	
	0	70	Armure satin 4 et 8
	+1	100	
Tension sur la zone B (B)	-1	40	
	0	70	Armure satin 6
	+1	100	
Tension sur la zone C (C)	-1	40	
	0	70	Armure satin 4 et 8
	+1	100	

2.1.4 Choix du plan d'expérience

Les équations polynomiales de second ordre avec des termes quadratiques sont les plus adéquates à ce type de plan. Le réseau de Doehlert a été choisi pour déterminer les coefficients et optimiser les modèles. Le réseau de Doehlert a été choisi, car il est très flexible et il est possible d'ajouter des points pour étendre le domaine expérimental. Finalement, la RSM est utilisée pour exploiter les modèles.

2.1.5 Modélisation mathématique et expérimentale

Dans l'Équation III. 5, P représente la réponse calculée pour la moyenne de l'intensité lumineuse du tissu (mW/cm^2), A , B et C sont des facteurs indépendants, p représente la puissance, p_0 est le terme indépendant, p_1 , p_2 , p_3 sont les coefficients des termes linéaires, p_{11} , p_{22} , p_{33} sont les coefficients des termes carrés et p_{12} , p_{23} , p_{13} sont des coefficients termes d'interactions.

$$P = p_0 + p_1A + p_2B + p_3C + p_{11}A^2 + p_{22}B^2 + p_{33}C^2 + p_{12}AB + p_{13}AC + p_{23}BC$$

Équation III. 5

La même équation est également utilisée pour trouver la réponse H calculée pour l'hétérogénéité de la distribution de la lumière du LEF (somme des carrés des écarts des valeurs puissances / P^2), avec les mêmes facteurs indépendants A, B, C et h est la signification de l'hétérogénéité donnée aux coefficients de l'Équation III. 6.

$$H = h_0 + h_1A + h_2B + h_3C + h_{11}A^2 + h_{22}B^2 + h_{33}C^2 + h_{12}AB + h_{13}AC + h_{23}BC$$

Équation III. 6

Le domaine expérimental détaillé du réseau de Doehlert défini pour les modèles et visible dans une représentation en 3D dans le chapitre 3 sous le titre 1.1.1.2.3 est donné ci-dessous (Tableau III. 4) :

Tableau III. 4. Facteurs et domaine d'étude

Niveaux codés	Facteurs indépendants		
	Tension sur la Zone A (g/fil de chaîne)	Tension sur la Zone B (g/fil de chaîne)	Tension sur la Zone C (g/fil de chaîne)
-1	40	40	40
0	70	70	70
1	100	100	100
-0,866	44	44	44
-0,816	45,5	45,5	45,5
-0,577	52,7	52,7	52,7
-0,5	55	55	55
-0,289	61,3	61,3	61,3
0,289	78,7	78,7	78,7
0,5	85	85	85
0,577	87,3	87,3	87,3
0,816	94,5	94,5	94,5
0,866	96	96	96

Les codes donnés dans le Tableau III. 4 sont attribués aux niveaux afin d'avoir une représentation commune pour tous les facteurs.

Le réseau de Doehlert contient 13 (3^2+3+1) points expérimentaux pour trois facteurs (les tensions ajoutées sur les zones A, B et C). La matrice du modèle quadratique pour trois facteurs est donnée ci-dessous (Tableau III. 5) :

Tableau III. 5. Matrice d'expérience

n°	Id.	Facteurs indépendants			Interactions			Termes quadratiques		
		A	B	C	AB	AC	BC	A ²	B ²	C ²
1.1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1.2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1.3	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0
3	1	-1	0	0	0	0	0	1	0	0
4	1	0,5	0,866	0	0,433	0	0,000	0,25	0,750	0
5	1	-0,5	-0,866	0	0,433	0	0,000	0,25	0,750	0
6	1	0,5	-0,866	0	-0,433	0	0,000	0,25	0,750	0
7	1	-0,5	0,866	0	-0,433	0	0,000	0,25	0,750	0
8	1	0,5	0,289	0,816	0,144	0,408	0,236	0,250	0,083	0,667
9	1	-0,5	-0,289	-0,816	0,144	0,408	0,236	0,250	0,083	0,667
10	1	0,5	-0,289	-0,816	-0,144	-0,408	0,236	0,250	0,083	0,667
11	1	0	0,577	-0,816	0,000	0,000	-0,471	0,000	0,333	0,667
12	1	-0,5	0,289	0,816	-0,144	-0,408	0,236	0,250	0,083	0,667
13	1	0	-0,577	0,816	0,000	0,000	-0,471	0,000	0,333	0,667

Les essais des points au centre sont répétés trois fois pour estimer les erreurs comme indiqué dans le Tableau III. 5. Ce tableau est utilisé lors de la construction du plan.

2.2 Evaluation des tissus lumineux utilisés pour le monitoring des cellules cancéreuses par fluorescence

Dans ce travail, l'utilisation du tissu lumineux développé dans nos recherches pour le diagnostic par fluorescence est également étudiée. L'objectif est d'utiliser le même tissu lumineux pour la PDT et aussi pour surveiller l'évolution du traitement des cellules cancéreuses.

Dans ce but, la première étape a consistait à vérifier si l'efficacité était affectée dans le cas où certains fibres du tissu lumineux n'étaient pas utilisé pour le traitement mais pour le monitoring de la lumière fluorescente réfléchié indiquant l'efficacité du traitement. Ainsi, initialement le tissu lumineux optimisé (échantillon n°15) a été connecté à une diode laser par ses deux extrémités (Figure III. 14) et la mesure de puissance (mW.cm^{-2}) sur la longueur du tissu a été réalisée.

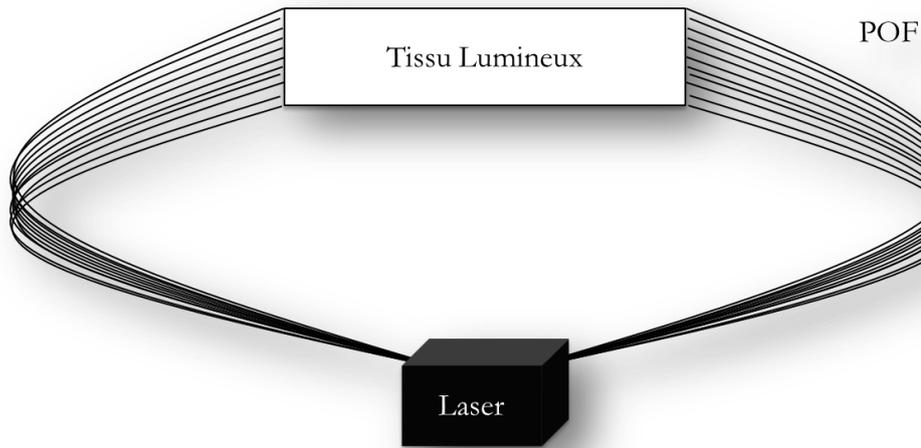


Figure III. 14. Illustration de l'échantillon n°15 branchés par les deux extrémités (POF : Fibre optique en polymère)

Pour les mesures de puissance, un laser (635 nm) et un power mètre (Ophir Nova II) ont été utilisés. Les résultats sont calculés et présentés pour 1 W de lumière injectée. Les résultats de l'échantillon n°15 sont utilisés comme référence à comparer avec les essais suivants.

Ensuite, une fibre optique sur 20 (ratio 1 sur 20) a été extraite des connecteurs, assemblée en faisceau pour mesurer la lumière simulée sensée être émise par la zone de la peau traitée. Puis, la puissance du tissu lumineux ($\text{mW.cm}^{-2}.\text{W}^{-1}$) et la puissance mesurée par les fibres optiques extraites (mW) ont été évaluées.

Afin de trouver le meilleur rapport entre le nombre de fibres optiques utilisées pour le traitement et pour le suivi, les mesures ont été répétées sur le même tissu lumineux avec différents ratios.

Les différents ratios sont donnés ci-dessous :

- 1/20 (5 %) (Figure III. 15 (a)),
- 1/10 (10 %) (Figure III. 15 (b)),
- 1/5 (20 %) (Figure III. 15 (c)),
- 1/2 (50 %) (Figure III. 15 (d)).

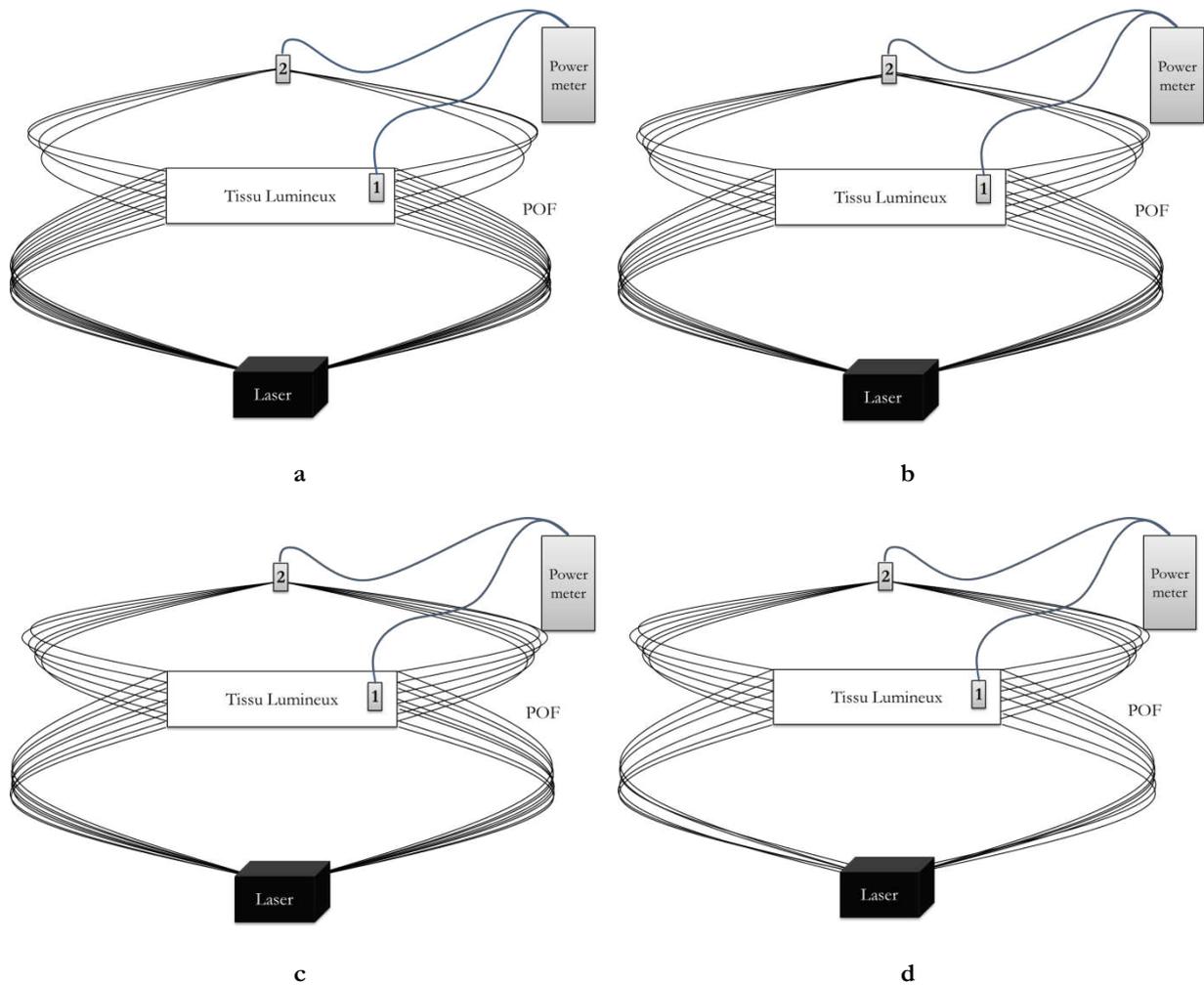


Figure III. 15. Essais de monitoring ratio 1/20 (a), ratio 1/10 (b), ratio 1/5 (c) et ratio 1/2 (d) (POF : Fibre optique en polymère)

3 Résultats

3.1 Résultats d'optimisation des propriétés lumineuses d'un tissu lumineux par le plan d'expériences

Les essais ont été menés conformément au plan d'expériences et les réponses sont données dans la matrice d'expérience (Tableau III. 6) pour les modèles de l'intensité lumineuse (P) et l'hétérogénéité de la distribution de la lumière (H).

Tableau III. 6. Matrice d'expériences, réponses expérimentales et calculées

n°	Niveaux codés des facteurs indépendants			Réponses expérimentales		Réponses calculées	
	Tension sur la Zone A	Tension sur la Zone B	Tension sur la Zone C	mW/cm ²	Somme écart ² /P ²	mW/cm ²	Somme écart ² /P ²
	A	B	C	P	H	P	H
1.1	0	0	0	1,98	20,19	2,03	14,33
1.2	0	0	0	2,15	13,19	2,03	14,33
1.3	0	0	0	1,98	9,62	2,03	14,33
2	1	0	0	1,44	28,02	1,49	27,87
3	-1	0	0	2,37	12,27	2,32	12,42
4	0,5	0,866	0	1,77	20,66	1,84	17,07
5	-0,5	-0,866	0	2,29	3,07	2,22	6,65
6	0,5	-0,866	0	1,82	20,46	1,90	20,19
7	-0,5	0,866	0	2,43	14,88	2,35	15,15
8	0,5	0,289	0,816	1,91	6,92	1,78	10,66
9	-0,5	-0,289	-0,816	1,75	11,15	1,88	7,42
10	0,5	-0,289	-0,816	1,73	19,02	1,60	19,44
11	0	0,577	-0,816	1,59	13,16	1,60	16,47
12	-0,5	0,289	0,816	2,21	7,64	2,34	7,22
13	0	-0,577	0,816	1,89	12,60	1,89	9,29

Les expériences du Tableau III. 6 ont été réalisées dans un ordre aléatoire. Les expériences du point central ont été répétées trois fois pour obtenir une estimation indépendante de l'erreur. Ici, l'estimation d'erreur était de 4,74 et 37,52 respectivement pour les modèles P et H .

Les équations (Équation III. 5 et Équation III. 6) qui donnent les réponses P et H ont 10 coefficients. Les coefficients des facteurs et leurs interactions dans le modèle sont appelés des « effets ». L'importance des effets a été vérifiée en utilisant une analyse de la variance (ANOVA) et le niveau d'importance statistique des valeurs de probabilité (voir le Tableau III. 7 et le Tableau III. 8).

Tableau III. 7. ANOVA pour les modèles de l'intensité de la lumière et de l'hétérogénéité de répartition de la lumière

	Intensité lumineuse (<i>P</i>)					Hétérogénéité de la distribution lumineuse (<i>H</i>)				
	DF ^b	SC ^c	MC ^d	F	<i>probabilité</i>	DF ^b	SC ^c	MC ^d	F	<i>probabilité</i>
Total	15					15				
Constant	1					1				
Total corrigé	14	1,163				14	589,984			
Régression	9	1,052	0,117	5,275	0,041 ^a	9	456,072	50,675	1,892	0,250
Résidus	5	0,111	0,022			5	133,912	26,782		

^a Significative à la valeur de probabilité $\leq 0,05$

^bDF: Degré de liberté (Degrees of Freedom en anglais)

^cSC: Somme des Carrés (Sum of squares en anglais)

^dMS: Moyenne des carrés (Mean Squares en anglais)

Une valeur très faible de *probabilité* (p-value) est obtenue pour le modèle relatif à *P*. Cela conforte l'utilisation du modèle quadratique pour modéliser cette réponse, représentant notre hypothèse initiale.

Une valeur inférieure au seuil de signification (0,05) de probabilité suggère que l'hypothèse nulle est rejetée, et aussi que le terme de modèle associé est nettement influant sur la réponse [45].

Tableau III. 8. Analyse de la variance

Termes	<i>P</i>				<i>H</i>			
	Coeff.	Valeur	Erreur-type	Probabilité	Coeff.	Valeur	Erreur-type	Probabilité
Constante	p_0	2,03	0,086	0,000	h_0	14,33	2,988	0,005
A	p_1	-0,42	0,074	0,003^a	h_1	7,73	2,588	0,031^a
B	p_2	0,02	0,074	0,812	h_2	1,55	2,588	0,574
C	p_3	0,19	0,074	0,051 ^a	h_3	-3,30	2,588	0,258
AB	p_{12}	-0,11	0,172	0,550	h_{12}	-6,71	5,976	0,313
AC	p_{13}	-0,13	0,192	0,523	h_{13}	-2,88	6,681	0,684
BC	p_{23}	0,30	0,192	0,181	h_{23}	-4,94	6,681	0,493
A²	p_{11}	-0,13	0,136	0,392	h_{11}	5,81	4,724	0,273
B²	p_{22}	0,10	0,136	0,495	h_{22}	-1,36	4,724	0,785
C²	p_{33}	-0,27	0,129	0,086	h_{33}	-4,99	4,482	0,316

^a Significative à la valeur de probabilité $\leq 0,05$.

L'importance des coefficients a été évaluée par une analyse de régression multiple basée sur le test F ($p < 0,05$) [46]. Par contre, la probabilité concernant le modèle pour H est supérieure à 0,05 indiquant un modèle non optimal. C'est la raison pour laquelle nous avons modifié ce modèle en ajustant les coefficients (Équation III. 8). Les coefficients calculés dans la troisième et la septième colonne du Tableau III. 8 permettent d'établir les modèles (Équation III. 7 et Équation III. 8).

Les diagrammes de Pareto des effets ont été générés avec les résultats du tableau ANOVA (Tableau III. 8) et présentés sur la Figure III. 16. La longueur de chaque barre est proportionnelle à la valeur absolue estimée de chaque effet. Ces diagrammes permettent de comparer l'importance de chaque paramètre sur les réponses P et H des échantillons de structures lumineuses tissées.

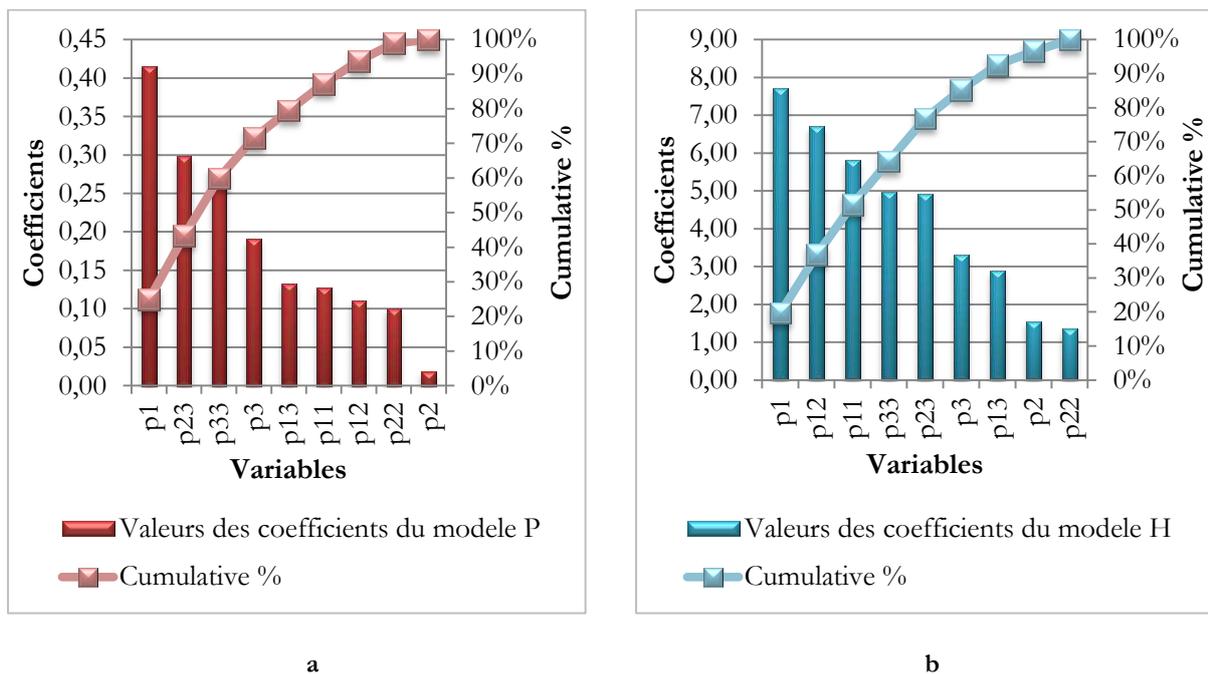


Figure III. 16. Analyse de Pareto pour les 3 niveaux du plan de Doehlert : (a) le modèle P , (b) le modèle H

Les diagrammes de Pareto représentés sur la Figure III. 16 montrent que les effets p_1 et h_1 sont significativement influent (valeur de probabilité $\leq 0,05$) pour les deux modèles. Par contre, la probabilité concernant le modèle pour H est supérieure à 0,05 indiquant un modèle non optimal. C'est la raison pour laquelle nous avons modifié ce modèle en ajustant les coefficients Équation III. 8.

Les effets de facteurs obtenus dans le Tableau III. 8 sont donnés sous forme d'un diagramme à barre sur la Figure III. 17 pour analyser et créer les modèles mathématiques.

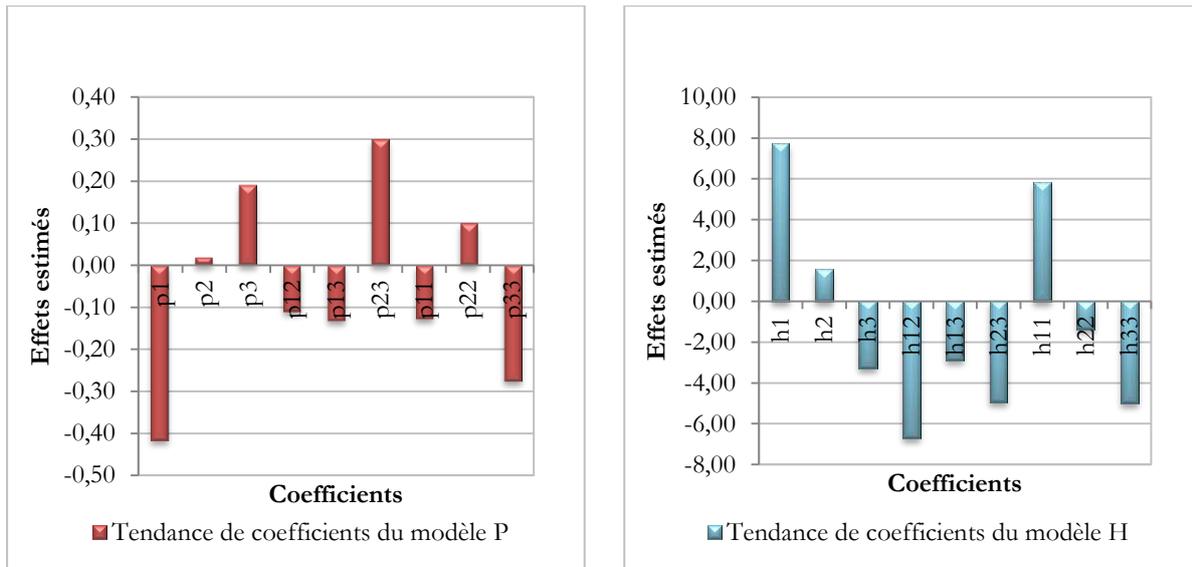


Figure III. 17. Diagrammes à barres des coefficients des modèles du *P* et *H*

Les diagrammes à barre nous permettent d'estimer les valeurs des effets pour obtenir le résultat attendu.

Le modèle *P* représente la puissance lumineuse du tissu à maximiser. Dans le diagramme à barre du modèle *P*, si l'effet du facteur est **positif**, la réponse baisse quand le facteur passe du niveau haut au niveau bas. De ce fait, le facteur doit être choisi au **niveau haut** (même sens) pour obtenir la **puissance maximale**.

Le modèle *H* représente l'hétérogénéité de la lumière émise par le tissu à minimiser. Dans le diagramme à barre du modèle *H*, si l'effet du facteur est **positif**, la réponse baisse quand le facteur passe du niveau bas au niveau haut. De ce fait le facteur doit être choisi au **niveau bas** (sens inverse) pour obtenir la **plus faible hétérogénéité**.

La Figure III. 17 montre que, l'effet de la zone A est négatif pour le modèle *P*, et positif pour le modèle *H*. Le facteur A doit être situé au niveau négatif, afin d'optimiser la puissance et minimiser l'hétérogénéité de la lumière émise par le tissu lumineux.

Les qualités descriptives des modèles (R^2 et R^2 ajustée) ont été calculées pour ces modèles et sont représentées sur la Figure III. 18.

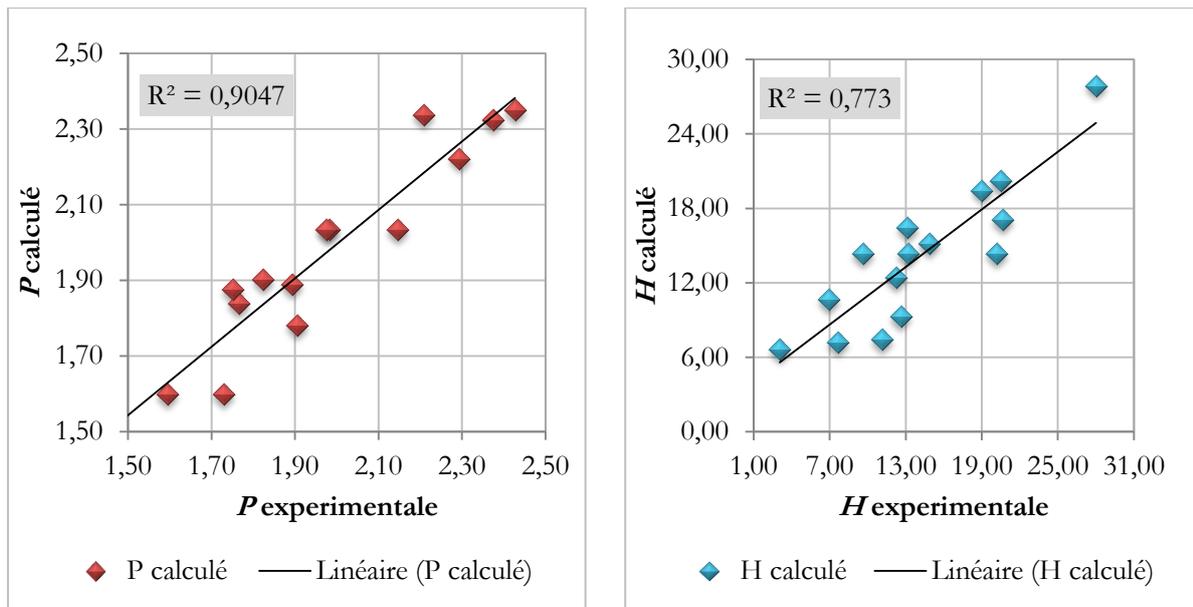


Figure III. 18. Distribution des valeurs expérimentales et des valeurs calculées du modèle de l'intensité lumineuse (à gauche) et la distribution lumineuse (à droite)

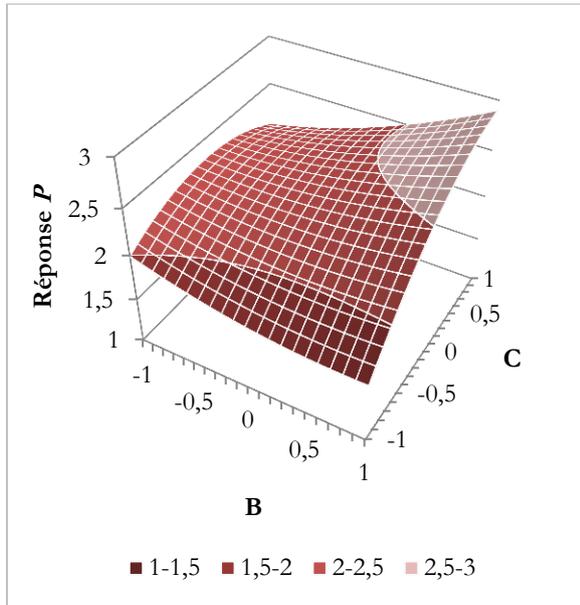
Les graphiques et les tableaux ANOVA ont montré que les modèles de régression ont des coefficients de détermination (R^2) respectivement 0,905 et 0,773 pour les modèles P et H . Ces coefficients sont corrects, mais un travail supplémentaire sur le modèle doit permettre de les augmenter. Ce travail consiste notamment en l'élimination du modèle de certains facteurs non influents. Par conséquent, 90,5% des variations d'intensité lumineuse et 77,3% des variations de l'hétérogénéité de la distribution de la lumière sont expliquées par les facteurs indépendants (Équation III. 7 et Équation III. 8).

Les coefficients calculés ont été ajoutés aux données expérimentales pour obtenir les équations suivantes de modèles correspondant à l'intensité lumineuse (P) (Équation III. 7) et l'hétérogénéité de la répartition de la lumière (H) (Équation III. 8). Ces modèles permettent de tracer les surfaces de réponse.

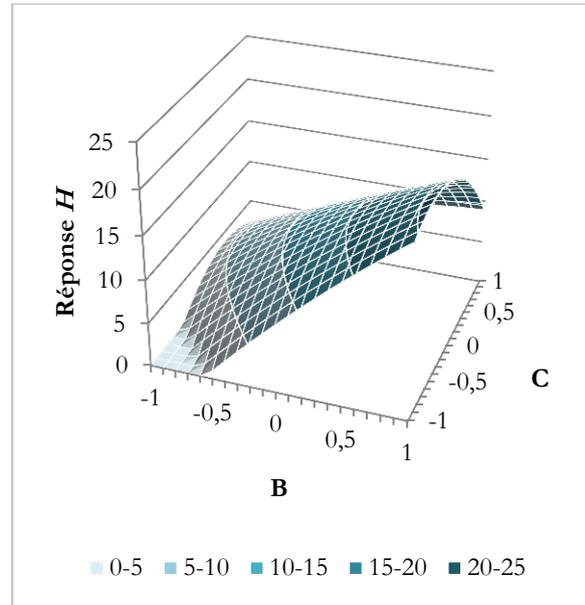
$$\begin{aligned}
 P = & 2,03 + (-0,42A) + (0,02B) + (0,19C) + (-0,11AB) \\
 & + (-0,13AC) + (0,30BC) + (-0,13A^2) \\
 & + (0,10B^2) + (-0,27C^2)
 \end{aligned}
 \tag{Équation III. 7}$$

$$\begin{aligned}
 H = & 14,33 + (7,73A) + (1,55B) + (-3,30C) \\
 & + (-6,71AB) + (-2,88AC) + (-4,94BC) \\
 & + (5,81A^2) + (-1,36B^2) + (-4,99C^2)
 \end{aligned}
 \tag{Équation III. 8}$$

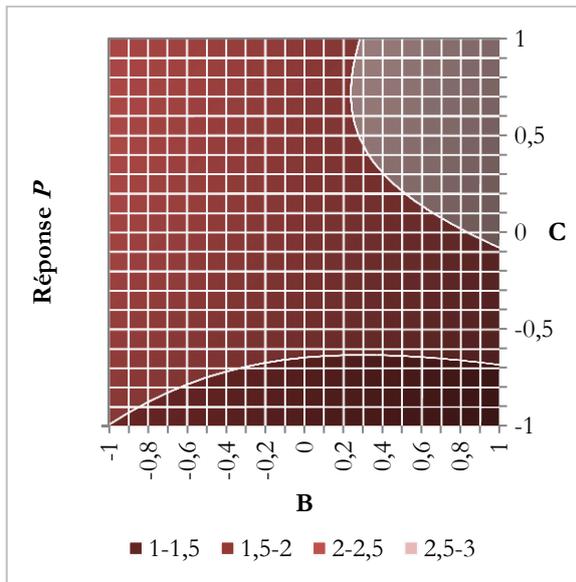
Dans l'ensemble, le but de l'étude a été de produire un tissu lumineux combinant une intensité lumineuse élevée et une faible hétérogénéité de la distribution de la lumière. La méthodologie de surface de réponse a été utilisée pour modéliser et optimiser les propriétés de diffusion de la lumière du tissu. Les graphiques de RSM dans un espace à trois dimensions sont présentés sur la Figure III. 19 où le niveau du facteur A a été fixé à -1.



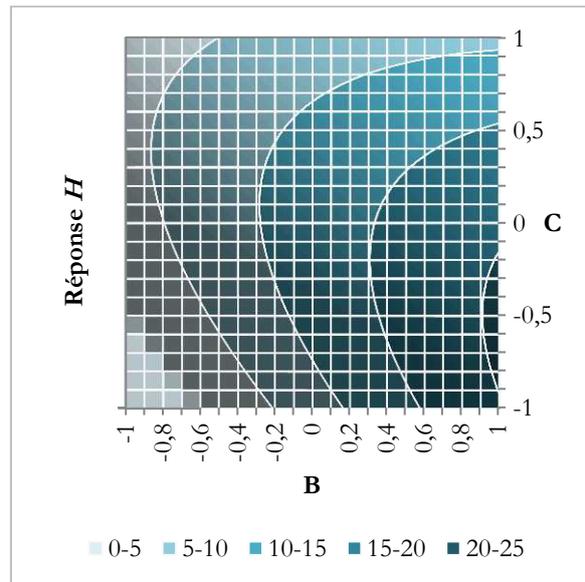
a



b



c



d

Figure III. 19. Graphiques de RSM pour les modèles de l'intensité lumineuse (a et c) et de l'hétérogénéité de la répartition de la lumière (b et d) en fonction des tensions appliquées sur les variables B et C pour le niveau -1 du facteur A

Les diagrammes présentés sur la Figure III. 19 sont tracés en fixant le facteur A à son niveau bas (-1) afin de modéliser l'influence des deux autres facteurs. Ils fournissent les coordonnées des expériences qui permettent d'obtenir les propriétés lumineuses attendues, représentées par une couleur claire. La Figure III. 19 (a et c) montre que le facteur B est peu influente sur le modèle P cependant, son niveau doit être fixé entre -1 et 0,9 pour obtenir une réponse optimale. La Figure III. 19 (b et d) montre que le niveau du facteur C doit être fixé entre -1 et -0,6 pour obtenir une réponse optimale, ce qui est un compromis entre la puissance élevée et l'hétérogénéité faible.

Cinq nouveaux échantillons comportant différents paramètres expérimentaux ont été produits, y compris un échantillon dans le centre du plan pour améliorer le modèle et observer l'erreur avec

la répétition du point central. Le Tableau III. 9 compare les réponses calculées et expérimentales pour ces échantillons.

Tableau III. 9. Essais complémentaires pour l'optimisation du plan

n°	Niveaux codés des facteurs indépendants			Réponses expérimentales		Réponses calculées	
	Tension sur la Zone A	Tension sur la Zone B	Tension sur la Zone C	mW/cm ²	Somme écart ² /P ²	mW/cm ²	Somme écart ² /P ²
	A	B	C	P	H	P	H
1.4	0	0	0	2,0	9,6	1,93	12,82
14	-1	-1	-1	2,4	3,1	2,40	1,55
15	-1	-1	-0,6	2,6	1,6	2,49	4,26
16	-1	-1	-0,7	2,5	2,5	2,47	3,68
17	-1	-1,3	-0,6	2,7	5,0	2,71	2,51

Les nouveaux échantillons sont produits lorsque le niveau du facteur A est fixé à -1.

Le tableau ANOVA, mis à jour avec cinq nouvelles expériences, est donné dans le Tableau III. 10.

Tableau III. 10. Mise à jour du tableau ANOVA avec les expériences optimales pour les modèles de l'intensité lumineuse et de l'hétérogénéité de répartition de la lumière

	Intensité lumineuse (P)					Hétérogénéité de la distribution lumineuse (H)				
	DF ^b	SC ^c	MC ^d	F	probabilité	DF ^b	SC ^c	MC ^d	F	probabilité
Total	20					20				
Constant	1					1				
Total corrigé	19	2,415				19	988,464			
Régression	9	2,194	0,244	11,028	0,000 ^a	9	821,197	91,244	5,455	0,007 ^a
Résidus	10	0,221	0,022			10	167,266	16,727		

^a Significative à la valeur de probabilité $\leq 0,05$

^bDF: Degré de liberté (Degrees of Freedom en anglais)

^cSC: Somme des Carrés (Sum of squares en anglais)

^dMS: Moyenne des carrés (Mean Squares en anglais)

Le Tableau III. 10 montre que les valeurs de probabilités des deux modèles sont inférieures à 0,05. Ceci signifie que les deux modèles sont statistiquement représentatifs sur l'ensemble du domaine expérimental.

Tableau III. 11. Coefficients des modèles estimés par des régressions linéaires multiples avec les expériences supplémentaires

Termes	<i>P</i>				<i>H</i>			
	Coeff.	Valeur	Erreur- type	Probabilité	Coeff.	Valeur	Erreur- type	Probabilité
Constante	p_0	1,93	0,068	0,000	h_0	12,82	1,875	0,000
A	p_1	-0,43	0,072	0,000^a	h_1	7,68	1,982	0,003^a
B	p_2	0,00	0,072	0,949	h_2	1,29	1,979	0,528
C	p_3	0,18	0,073	0,032 ^a	h_3	-3,45	2,002	0,115
AB	p_{12}	-0,05	0,148	0,727	h_{12}	-5,62	4,061	0,197
AC	p_{13}	-0,10	0,172	0,589	h_{13}	-2,34	4,719	0,630
BC	p_{23}	0,34	0,168	0,068	h_{23}	-2,61	4,608	0,583
A²	p_{11}	-0,01	0,124	0,948	h_{11}	6,73	3,398	0,076
B²	p_{22}	0,21	0,104	0,067	h_{22}	1,39	2,859	0,638
C²	p_{33}	-0,18	0,113	0,148	h_{33}	-3,29	3,100	0,313

^a Significative à la valeur de probabilité $\leq 0,05$.

Le Tableau III. 11 révèle que le terme linéaire *A* est toujours significativement influent (valeur de probabilité $\leq 0,05$) pour les réponses *P* et *H*. Les coefficients calculés donnés dans la troisième et septième colonne du Tableau III. 11 permettent d'améliorer les modèles.

Les diagrammes de Pareto des effets sont mis à jour avec les résultats des 5 nouveaux essais et sont présentés sur la Figure III. 20.

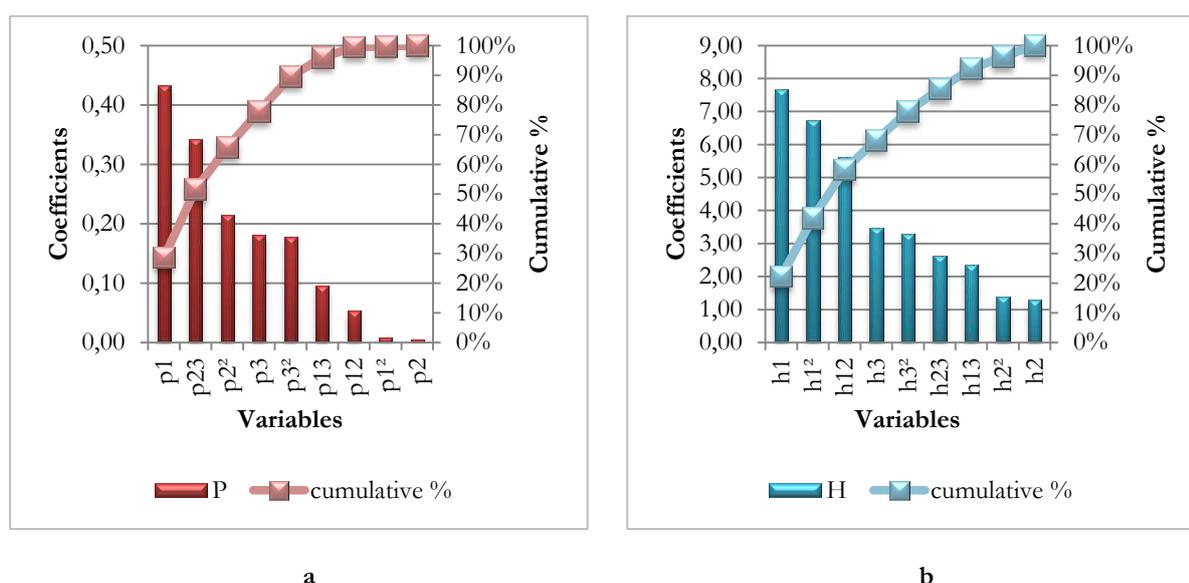


Figure III. 20. Analyse de Pareto du plan initial et des essais supplémentaires : (a) le modèle *P*, (b) le modèle *H*

Les diagrammes de Pareto sur la Figure III. 20 montrent que les effets p_1 et h_1 apparaissent comme étant le plus influent et les effets p_2 et h_2 le moins influent sur les propriétés lumineuses attendues du tissu. En suivant le même raisonnement, l'effet p_{23} est très influent sur le modèle P , au contraire l'effet p_{12} apparaît peu influent.

Les valeurs du coefficient de régression R^2 ajustées associées aux nouveaux modèles P et H (Équation III. 9 et Équation III. 10) sont traduites par des graphiques d'adéquation, donnés en Figure III. 21, sur lesquels l'alignement des points est proche de la première bissectrice.

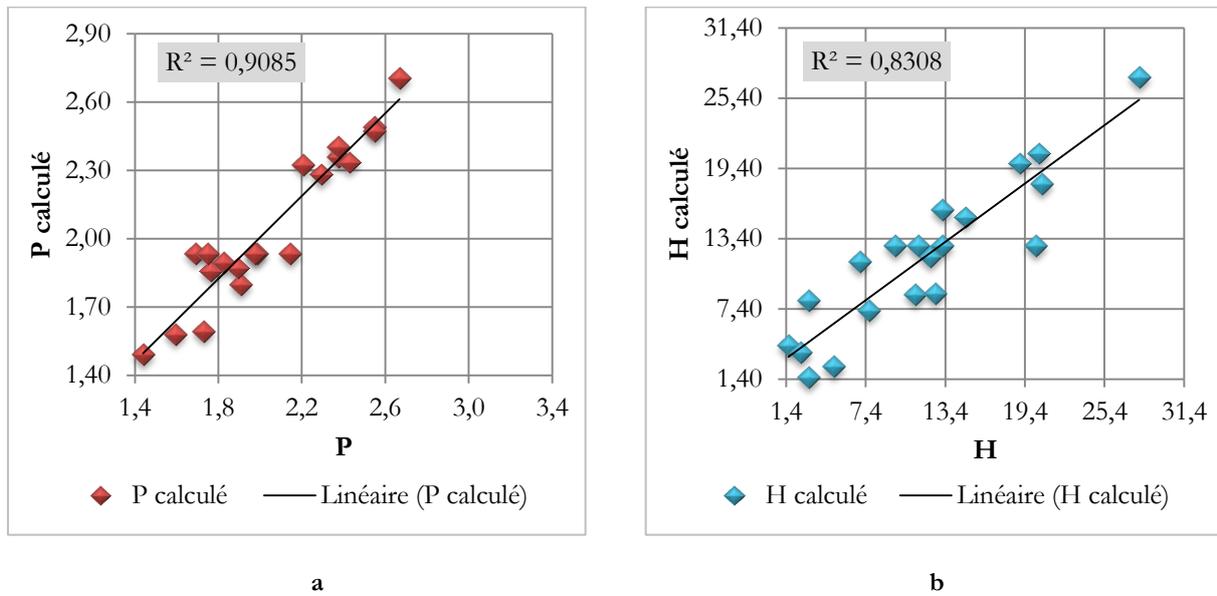


Figure III. 21. Distribution des valeurs expérimentales et des valeurs calculées du modèle de l'intensité lumineuse (a) et de la distribution lumineuse (b) pour les nouveaux essais

Les graphiques présentés ci-dessus, mis à jour avec les nouveaux essais, démontrent que les modèles de régression ont des coefficients de détermination (R^2) 0,908 et 0,831, respectivement pour les modèles P et H . Une augmentation sensible du R^2 du modèle H est observée.

Les coefficients calculés avec les essais supplémentaires ont été ajoutés aux données expérimentales pour obtenir les équations suivantes de modèles correspondant à l'intensité lumineuse (P) (Équation III. 8) et l'hétérogénéité de la répartition de la lumière (H) (Équation III. 9). Ces modèles permettent de tracer les surfaces de réponse après l'ajout des essais supplémentaires.

$$\begin{aligned}
 P = & 1,93 + (-0,43A) + (0,00B) + (0,18C) + (-0,05AB) \\
 & + (-0,10AC) + (0,34BC) + (-0,01A^2) \\
 & + (0,21B^2) + (-0,18C^2)
 \end{aligned}
 \tag{Équation III. 9}$$

$$\begin{aligned}
 H = & 12,82 + (7,68A) + (1,29B) + (-3,45C) + (-5,62AB) \\
 & + (-2,34AC) + (-2,61BC) + (6,73A^2) \\
 & + (1,39B^2) + (-3,29C^2)
 \end{aligned}
 \tag{Équation III. 10}$$

Les graphiques de RSM sont mis à jour après l'ajout de 5 nouveaux essais et présentés sur la Figure III. 22.

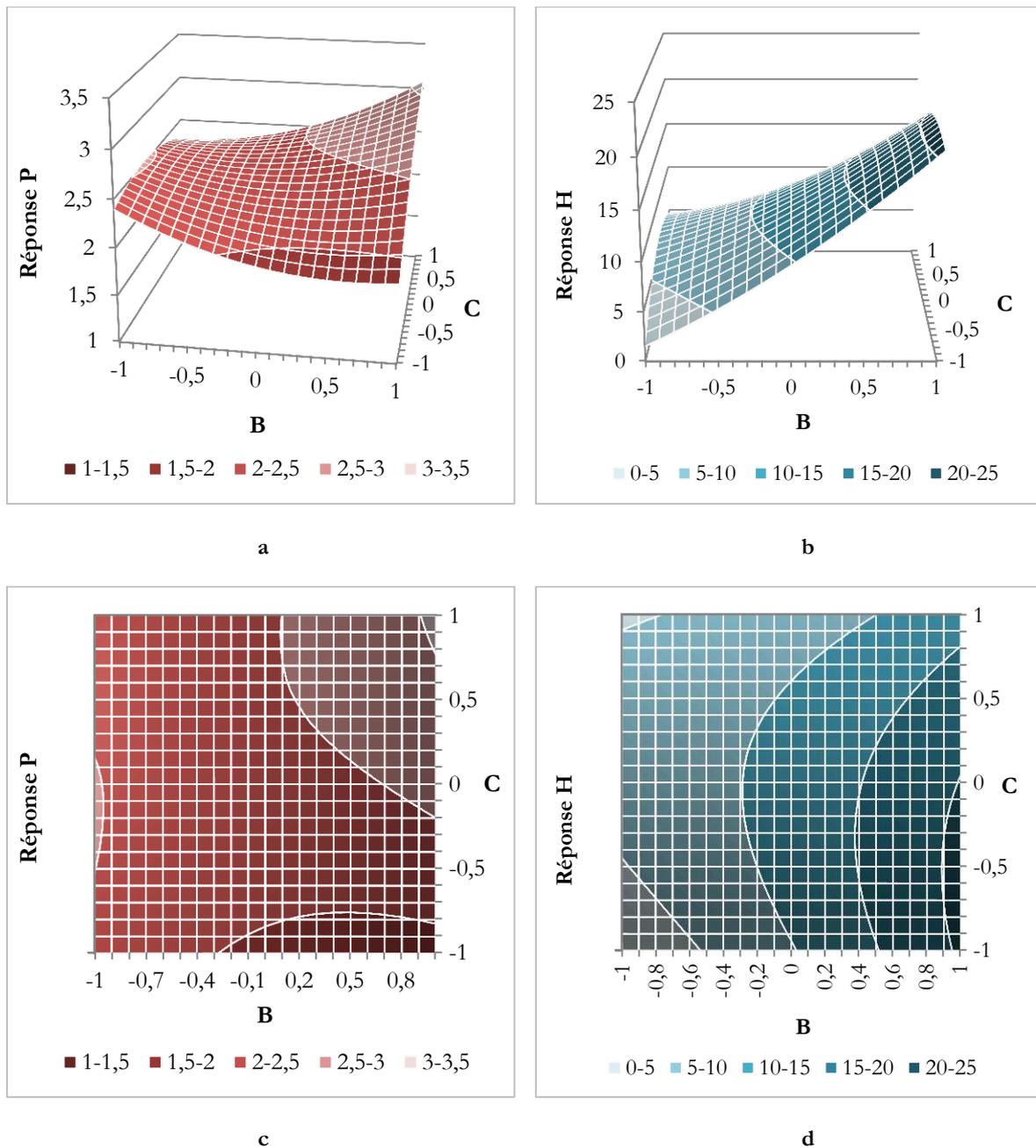


Figure III. 22. Versions mises à jour des graphiques de RSM pour les modèles de l'intensité lumineuse (a et c) et l'hétérogénéité de la répartition de la lumière (b et d) en fonction des tensions appliquées sur les facteurs B et C pour le niveau bas du facteur A

Les diagrammes présentés sur la Figure III. 22 sont également tracés pour le niveau bas (-1) du facteur A. Ils fournissent les coordonnées des expériences permettant d'obtenir les propriétés lumineuses attendues représentées par une couleur claire.

La Figure III. 19 (a et c) montre que le facteur B est peu influent sur le modèle P , mais il doit être fixé au niveau entre -1 et 0,9 pour obtenir une réponse optimale. La Figure III. 19 (b et d) montre que le facteur C doit être fixé entre -1 et -0,6 pour obtenir une réponse optimale, ce qui est un compromis entre une puissance élevée et une hétérogénéité faible.

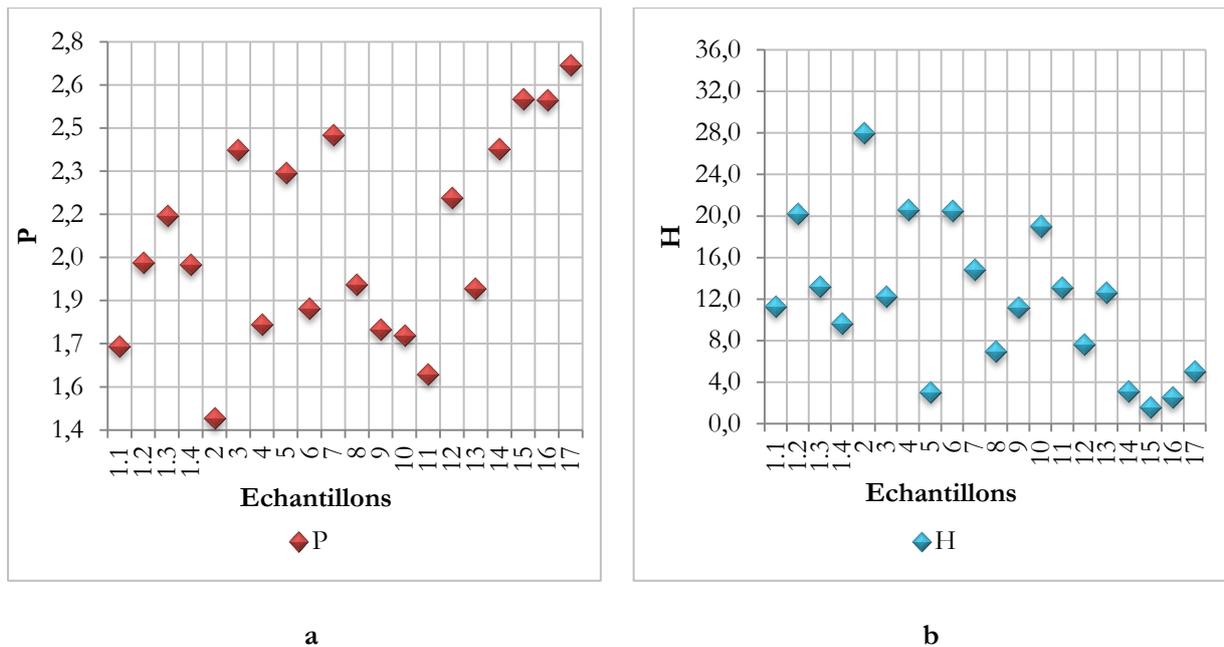


Figure III. 23. Résultats pour la puissance et l'hétérogénéité des échantillons du plan d'expériences

Le tissu lumineux optimal doit avoir une valeur de puissance élevée, mais aussi une hétérogénéité de répartition lumineuse très faible. Sur la Figure III. 23, nous observons que les échantillons n° 15, 16 et 17 remplissent ces conditions, le n°15 étant le meilleur.

Ces résultats montrent que le plan d'expérience développé a permis d'obtenir un échantillon ayant les propriétés lumineuses optimisées. Les résultats de l'intensité lumineuse sur la surface de l'échantillon n°15 sont donnés dans le Tableau III. 12 (pour deux sources lumineuses de 200 mW).

Tableau III. 12. Résultats d'intensité lumineuse sur la surface de l'échantillon n°15

cm	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
mW.cm ⁻²	2,8	3,0	2,7	2,5	3,1	3,3	2,5	2,5	2,5	3,0	2,3	2,2	3,1	1,8	1,9	1,6	1,4
	2,7	2,6	2,6	2,6	2,9	3,1	2,4	2,6	3,1	3,4	2,6	3,1	3,6	2,0	2,0	1,9	1,4

La comparaison de l'échantillon n°15 avec l'échantillon du centre non optimisé (n°1.1) est donnée sur la Figure III. 24.

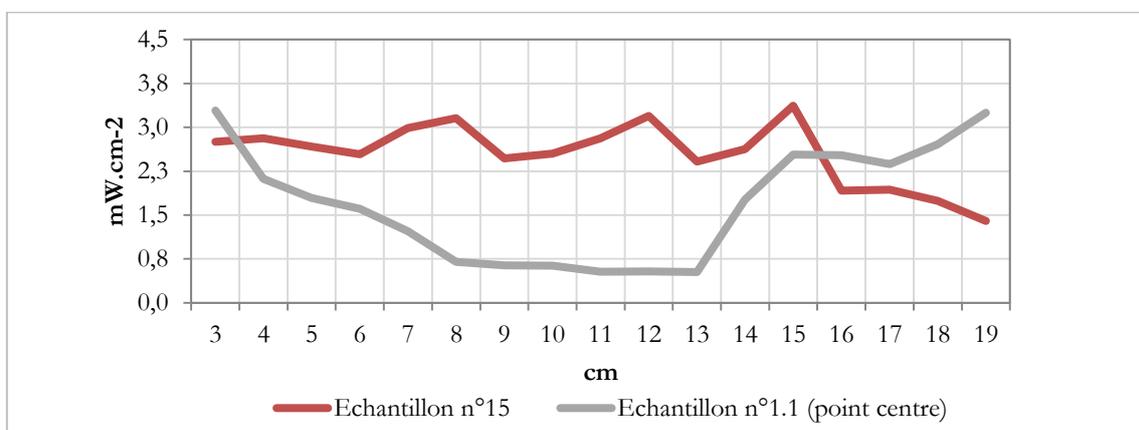


Figure III. 24. Comparaison des résultats de l'échantillon n°15 et l'échantillon du centre non optimisé

Nous observons l'amélioration des propriétés lumineuses du tissu en modifiant les tensions des fils de chaîne sur les trois zones de tissage sur la Figure III. 24. Les images de ces échantillons sont données sur la Figure III. 25.

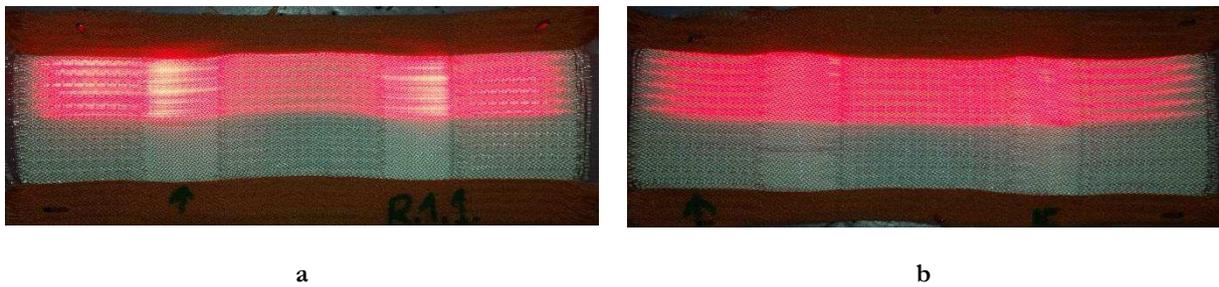


Figure III. 25. Images de l'échantillon du centre n°1.1 et l'échantillon n°15

L'optimisation des tensions des fils de chaîne pour le tissage permet d'optimiser les macro-courbures des fils de trame influençant la puissance lumineuse et l'hétérogénéité de la lumière émise latéralement.

Nous avons également remarqué une influence certaine sur les propriétés lumineuses des tissus de l'ordre dans lequel ces tissus sont réalisés sur la machine à tisser. En fait, les tensions des fils de chaîne du tissu en cours de tissage influent les tensions du tissu précédent. Ceci a pour effet de modifier légèrement les tensions prédéfinies par les poids au niveau des ensouples. Idéalement, il faudrait couper chaque tissu tissé et rentrer les fils de chaîne pour régler de manière précise les tensions. Ceci n'a pas pu être réalisé en raison d'une consommation excessive de la matière et du temps machine à tisser.

En conclusion, si l'échantillon précédent est réalisé avec les tensions des fils de chaîne plus importantes que l'échantillon suivant le plan d'expériences va sous-estimer les tensions optimales, en revanche si l'échantillon précédent est réalisé avec les tensions de fils de chaîne moins importantes que l'échantillon suivant le plan d'expérience va surestimer les tension optimales. Ainsi, il a été indispensable d'affiner les tensions de l'échantillon optimal (n°15) en tissant plusieurs échantillons n°15 successivement, de tester leurs propriétés lumineuses et de corriger légèrement les tensions des fils de chaîne. Aussi, notre plan d'expérience a été exécuté dans l'ordre aléatoire de manière à minimiser ce problème de sur et de sous-estimation, cependant cela a eu une influence sur la précision globale du modèle et donc sur les valeurs des R^2 notamment.

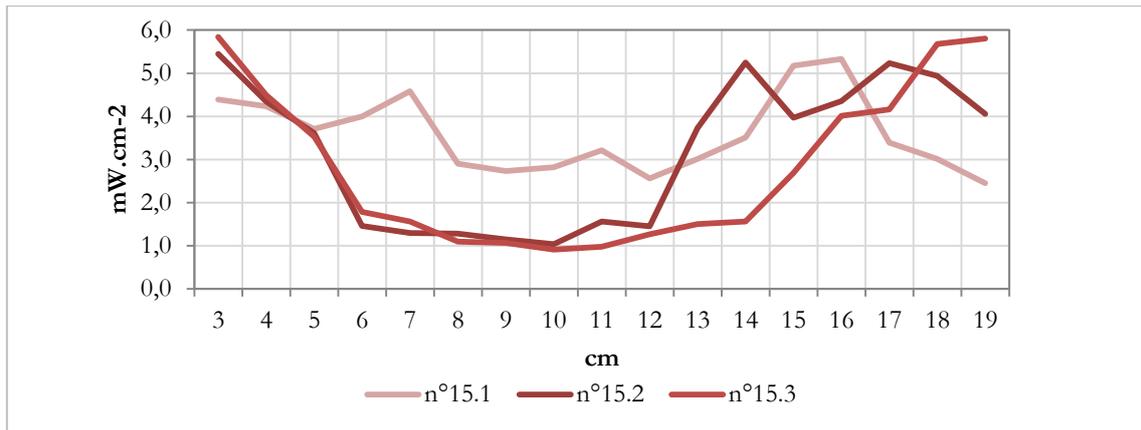


Figure III. 26. Résultats des propriétés lumineuses de l'échantillon n°15 tissés trois fois de suite provoquées par la sur ou sous-estimation des tensions des fils de chaîne

La Figure III. 26 montre les résultats des échantillons tissés après un échantillon du centre 1.1 (avec les tensions plus importantes que l'échantillon n°15) dans l'ordre 15.1, 15.2, 15.3. L'échantillon n°15 perd la puissance et l'homogénéité très vite avec la répétition car le plan d'expérience a sous-estimé les tensions. La correction nécessaire consiste à augmenter sensiblement les tensions des fils de chaîne.

En fonction de cette conclusion, trois essais ont été réalisés avec des corrections différentes, mais progressives afin de minimiser l'influence de l'échantillon précédent sur l'échantillon suivant (Tableau III. 13). Ces trois réglages de tension sont sélectionnés entre les coordonnées cartésiennes de l'échantillon du centre (0, 0, 0 ou 70, 70, 70 g par fil de chaîne) et l'échantillon n°15 (-1, -1, -0,6 ou 40, 40, 52 g par fil de chaîne).

Tableau III. 13. Réglages d'échantillons optimaux tissés séparément

	Niveaux codés des facteurs indépendants			Facteurs indépendants			Réponses expérimentales	
	Tension sur la Zone A	Tension sur la Zone B	Tension sur la Zone C	Tension sur la Zone A	Tension sur la Zone B	Tension sur la Zone C	mW/cm ²	Somme écart ² /P ²
n°	A	B	C	A	B	C	P	H
S ₁	-0,6	-0,6	0	52	52	70	3,4	5,7
S ₂	-0,8	-0,8	0	58	58	70	2,5	4,7
S ₃	-0,8	-0,8	0,2	58	58	76	3,5	7,3

L'échantillon S₂ montre le meilleur compromis entre la puissance et l'hétérogénéité. L'émission latérale de ces trois échantillons est donnée sous la forme d'un graphique courbe pour mieux les visualiser sur la Figure III. 27.

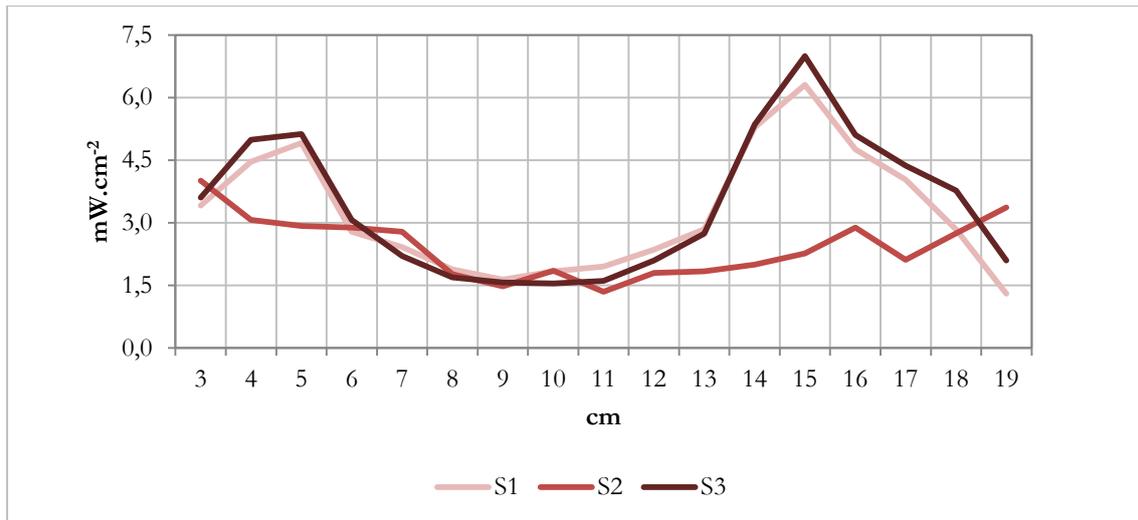


Figure III. 27. Emission latérale des essais situé entre les coordonnées cartésiennes de l'échantillon S₁, S₂ et S₃

La ligne représentant la diffusion latérale sur la longueur du tissu S₂ montre une puissance moins élevée, mais cela reste homogène comparé aux tissus S₁ et S₃.

3.2 Résultats des mesures de puissance sur les essais de solution scientifique pour l'optimisation d'un tissu lumineux

L'émission latérale d'un tissu lumineux dépend des caractéristiques de courbures des fibres optiques formées grâce au tissage. En utilisant différentes armures, il est possible de modifier le rayon et l'angle de courbure ainsi que l'émission lumineuse latérale.

Trois rapports d'armure, ayant le même nombre de fils, sont choisis dans le but calculer leurs pertes de lumière en utilisant la méthode d'Endruweit et al. [47]. Les schémas d'armures et les illustrations en vue transversale de satin 6, sergé 6 et croisé 3-3 sont montrés sur la Figure III. 28.

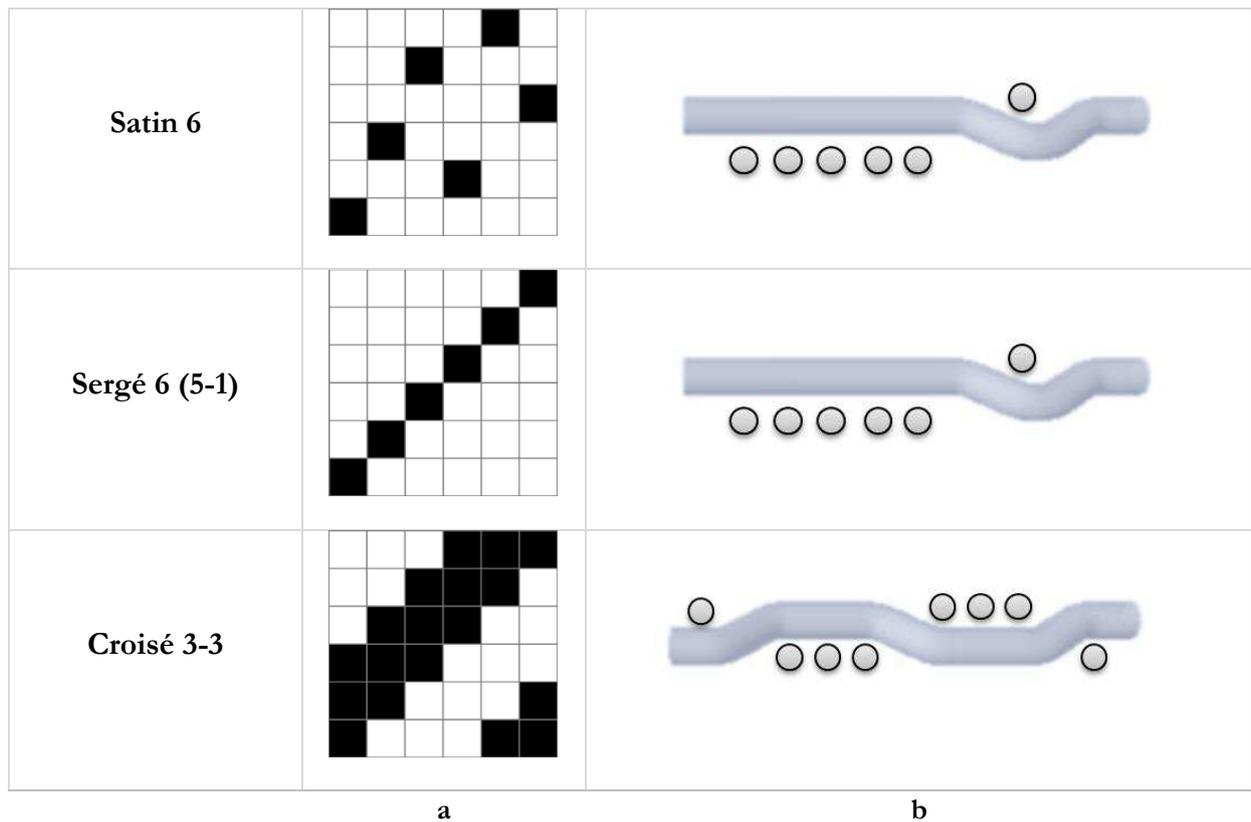


Figure III. 28. Rapports d'armure fréquemment utilisés (a) ; les modèles géométriques des fibres optiques intégrées dans les armures données (b)

Nous avons tissés les armures satin 6, sergé 6 et croisé 3-3 (21 cm*5 cm) avec en fils de chaîne en polyester identiques aux études précédentes et en trame la fibre optique en PMMA.

La vue en coupe longitudinale d'une fibre optique insérée dans un tissu est schématisée sur la Figure III. 29.

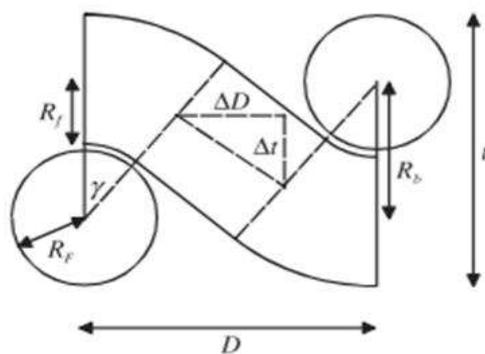


Figure III. 29. Fibre optique insérée dans un tissu

Les paramètres géométriques montrés sur la Figure III. 29 sont détaillés ci-dessous :

- R_f (mm) le rayon de fil de chaîne (fibre synthétique),
- R_b (mm) le rayon de fil de trame (fibre optique),
- γ , ($^\circ$) l'angle de courbure,
- R_b , (mm) le rayon de courbure,
- D , (mm) la distance entre deux fils de chaîne,

➤ t , (mm) l'épaisseur du tissu.

Les pertes théoriques de la lumière émise pour les armures données sur la Figure III. 28 sont analysées par la méthode d'Endruweit et al. En supposant que les paramètres R_p , R_f , R_b , D et t sont identiques pour chacun des trois tissus, la transmission (T) dans la fibre optique tissée en ;

- satin 6 contient un angle de courbure 2γ et deux angles de courbure γ : $T_{\text{satin}} = T(2\gamma)T^2(\gamma)$.
- sergé 6 contient un angle de courbure 2γ et deux angles de courbure γ : $T_{\text{sergé}} = T(2\gamma)T^2(\gamma)$.
- croisé 3-3 contient six angles de courbure γ : $T_{\text{croisé}} = T^6(\gamma)$.

Où $T(\gamma) \geq T(2\gamma)$.

Les caractéristiques de courbures formées par les armures citées précédemment permettent de déterminer les résultats suivants :

L'armure croisé 3-3 montre une plus faible perte de lumière donc une meilleure transmission que les armures satin 6 et sergé 6 dans la condition de $T^2(\gamma) > T(2\gamma)$.

$$\frac{T_{\text{croisé 3-3}}}{T_{\text{satin 6}}} = \frac{T_{\text{croisé 3-3}}}{T_{\text{sergé 6}}} = \frac{T^2(\gamma)}{T(2\gamma)} \quad \text{Équation III. 11}$$

Les travaux d'Endruweit et al. nous donnent une idée de la quantité de perte latérale de lumière d'une fibre optique insérée dans des différentes armures. Cependant, il y a des paramètres influents non pris en compte, comme l'entrelacement dans l'ensemble du tissu (sens trame et chaîne), la tension et les véritables formes des fils utilisés.

Afin d'analyser les fibres optiques et leurs propriétés lumineuses, 11 armures correspondant à toutes les familles d'armures existantes ont été tissées avec 3 niveaux de tension des fils de chaîne. Ces tissus ont été ensuite résinés et observés en coupe à l'aide d'une loupe. Malheureusement, certains tissus ont été abimés pendant ou après le tissage, de nombreuses fibres optiques ont été cassées. En conséquence, seuls 27 des 33 échantillons n'ayant pas subi de dégradations ont été évalués.

Les armures satin 6, sergé 6 et croisé 3-3 ont été tissées avec trois niveaux de tension (-1, 0, +1 ; 40, 63,5, 87 g/fil de chaîne) sur les fils de chaîne. Le dispositif n'a pas permis de tisser des échantillons avec des tensions supérieures à 87 g. Ensuite, tous les échantillons ont été connectés au laser par l'extrémité gauche afin de procéder à la mesure des propriétés lumineuses.

Tableau III. 14. Intensité totale de lumière émise et les caractéristiques des armures données (Les échantillons abimés sont signalés en gris)

Armure	Niveau de tension	Intensité totale de lumière émise (mW)	Nombre de courbures sens trame (sur 21 cm)	Fils pris/Fils flottés
Toile	-1	0,8		
Toile	0	0,0	212	1/1
Toile	1	2,8		
Satin 4	-1	16,6		
Satin 4	0	206,3	106	1/3
Satin 4	1	214,9		
Satin 6	-1	14,3		
Satin 6	0	109,6	70	1/5
Satin 6	1	186,9		
Satin 8	-1	86,2		
Satin 8	0	31,2	53	1/7
Satin 8	1	113,4		
Sergé 4	-1	89,3		
Sergé 4	0	11,6	106	1/3
Sergé 4	1	0,0		
Sergé 6	-1	10,6		
Sergé 6	0	6,3	70	1/5
Sergé 6	1	75,7		
Sergé 8	-1	0,0		
Sergé 8	0	7,8	53	1/7
Sergé 8	1	200,7		
Croisé 2-2	-1	0,9		
Croisé 2-2	0	0,0	106	2/2
Croisé 2-2	1	0,0		
Croisé 3-3	-1	9,7		
Croisé 3-3	0	9,8	70	3/3
Croisé 3-3	1	118,1		
Croisé 4-4	-1	1,0		
Croisé 4-4	0	6,4	53	4/4
Croisé 4-4	1	7,5		
Carreau	-1	45,3		
Carreau	0	117,8	212	1/1
Carreau	1	221,3	106	1/3

L'intensité totale de lumière émise et les caractéristiques des armures sont données dans le Tableau III. 14. L'intensité lumineuse des armures de la même famille augmente avec la tension ajoutée sur les fils de chaîne. Il est également observé que, lorsque le ratio fils pris/fils flottés (Chapitre 2.1.1.2) est plus proche de 1, la formation de macro-courbures devrait augmenter, cependant dans le cas de l'armure toile et croisé ceci n'est pas vrai, car la fibre optique est beaucoup plus rigide que les fils de chaîne, ce qui empêche la formation de ces macro-courbures. On conclue de nos mesures qu'il faut au moins un ratio de 1/3 pour qu'il y ait formation de

macro-courbure significative (Figure III. 30). Une autre possibilité consisterait à utiliser des fils de chaîne plus rigide pour modifier ce ratio, malheureusement cela aurait pour conséquence une rigidité inacceptable du tissu final. Il est important de noter que la puissance émise de 200 mW correspond à une efficacité de 20 %, étant donné que la puissance du laser source est de 1 W. L'étude précédente ne concerne pas l'homogénéité de la lumière émise.

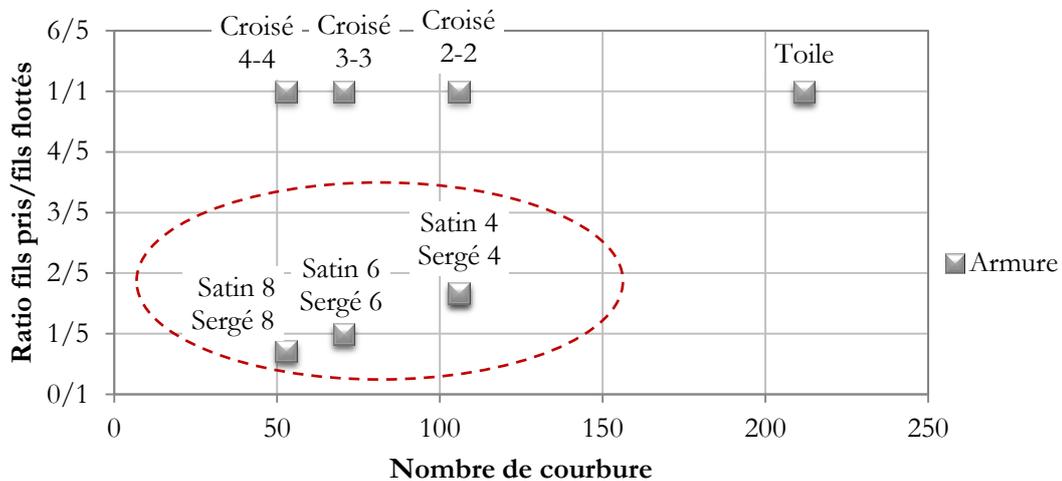


Figure III. 30. Classification des armures fondamentales en fonction du nombre de courbure (sur 21 cm) et du ratio fils pris/ fils flottés. Les échantillons ayant une efficacité acceptable sont entourés

Les fibres optiques dans les armures équilibrées, avec un ratio fils pris/fils flottés proche de 1 ont tendance à moins onduler dans les tissus. Pour une perte de lumière plus importante les armures sergé et satin sont plus adéquates.

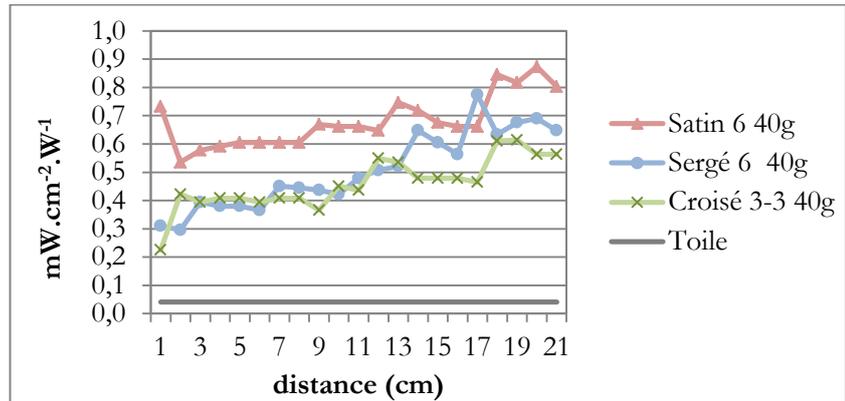
Les armures satins et sergés ont le même ratio fils pris/fils flottés, cependant elles ne montrent pas la même sensibilité à l'ajout de tension. Cela est lié à leur nombre de décochement différent dans le sens chaîne. Dans les armures de sergé les décochements sont plus proches, ainsi les fibres sont moins libres et les macro-courbures sont alignées au lieu d'être distribuées (intercalées) comme dans les satins.

La Figure III. 31 montre que l'ajout de tension sur les fils de chaîne pendant le tissage peut influencer chaque armure différemment.

En premier lieu, nous observons que les armures tissées avec un haut niveau de tension (87 g/ fil de chaîne) sont plus efficaces. La perte (lumière émise latéralement) s'atténue avec la distance. Cependant, les armures tissées avec une faible tension (40 g/fil de chaîne) sont moins efficaces, mais leur gradient de la courbe de perte lumineuse est plus faible.

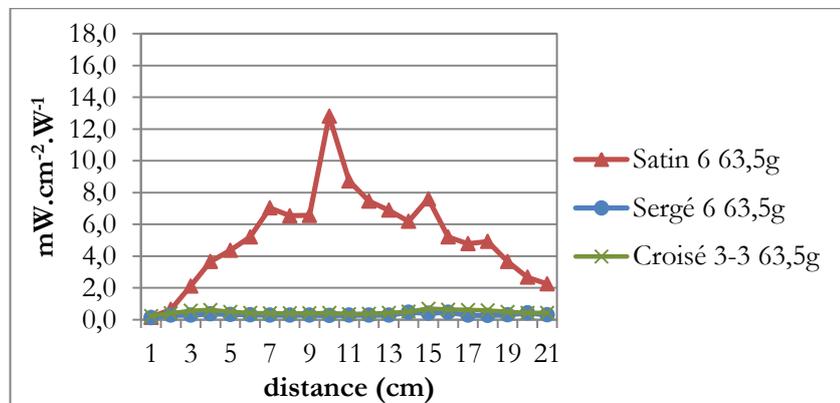
L'armure satin montre une sensibilité plus importante à l'ajout de tension comparée aux autres armures présentées sur la Figure III. 31. Cette armure montre une augmentation de puissance au deuxième niveau de tension (63,5 g/fil de chaîne), alors que les autres armures gardent leur puissance de lumière émise.

40 g/fil de chaîne



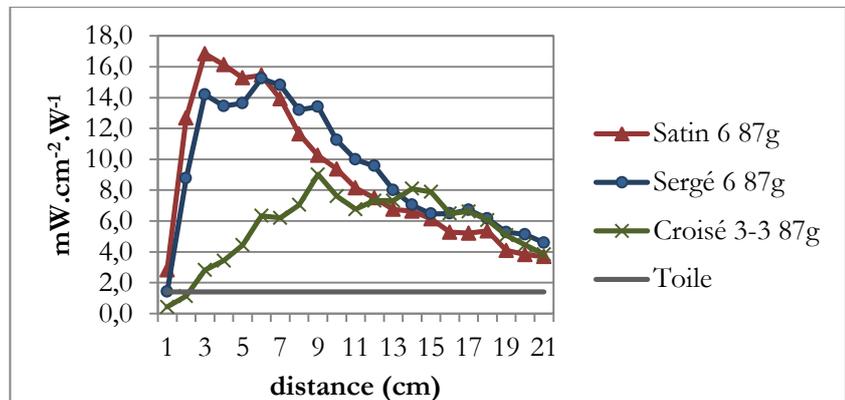
Echelle de 1 mW.cm⁻².W⁻¹

63,5 g/fil de chaîne



Echelle de 18 mW.cm⁻².W⁻¹

87 g/fil de chaîne



Echelle de 18 mW.cm⁻².W⁻¹

Figure III. 31. Valeurs de tension ajoutée (a) et les résultats de l'intensité lumineuse (b) des armures satin 6, sergé 6 et croisé 3-3

Créer des macro-courbures en continu provoque une perte de lumière rapide. En considérant ce fait, l'armure toile devrait avoir la perte (lumière émise latéralement) la plus importante et la plus rapide. Cependant, l'armure satin montre des flottés importants et cela permet d'onduler davantage la fibre optique. On constate également que le gradient de perte lumineuse est beaucoup plus important dans le cas des tissus efficaces. Ceci implique que l'efficacité lumineuse d'un tissu est contradictoire avec l'homogénéité de la lumière émise. Il est donc nécessaire de trouver un compromis optimal ainsi que des combinaisons appropriées d'armures pour concevoir

un tissu efficace et homogène. Dans la section suivante nous avons étudié les macro-courbures en observant les coupes transversales des tissus. Ensuite des solutions techniques susceptibles de garantir un compromis optimal entre l'efficacité et l'homogénéité de la lumière émise ont été proposées.

Les vues en coupe transversale des fibres optiques insérées dans l'armure toile et l'armure satin 6 sont données sur la Figure III. 32. Les images montrent que les fibres optiques peu ondulées dans la toile mais un chevauchement est observé dans l'armure satin 6.

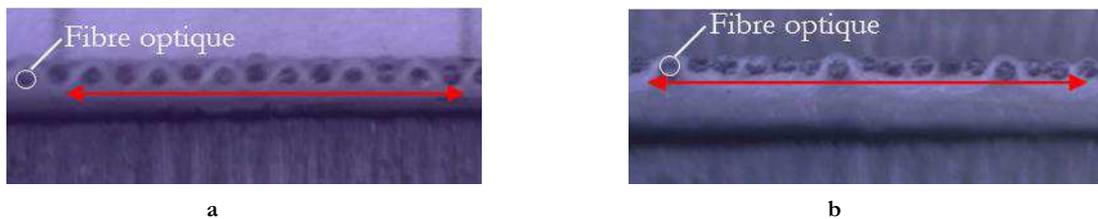


Figure III. 32. Vues en coupe transversale des fibres optiques dans l'armure toile (a) et l'armure satin 6 (b) tissées avec un faible niveau de tension

Dans les armures équilibrées comme les croisés, le même phénomène a été observé. Les fibres optiques sont droites, ainsi la perte constatée est très faible.

L'angle et le rayon de macro-courbures sont aussi mesurés pour voir la relation avec la quantité de perte. Pour ces mesures, seul l'angle et le rayon de macro-courbure des fils de chaîne (fibres en polyester) sont mesurés car les macro-courbures de fibres optiques sont trop faibles pour être évaluées, et seule cette mesure indirecte a pu être réalisée (Chapitre 2.2.4.3).

Ces mesures ont démontré que l'armure toile ne forme pas de macro-courbures. Les ratios entre l'angle et le rayon de macro-courbures sont comparés sur la Figure III. 33.

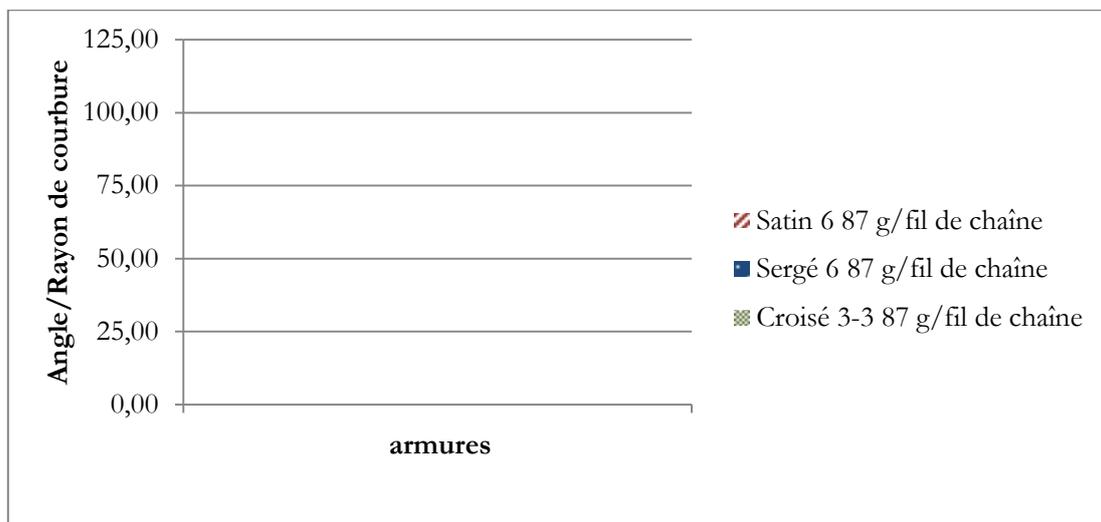
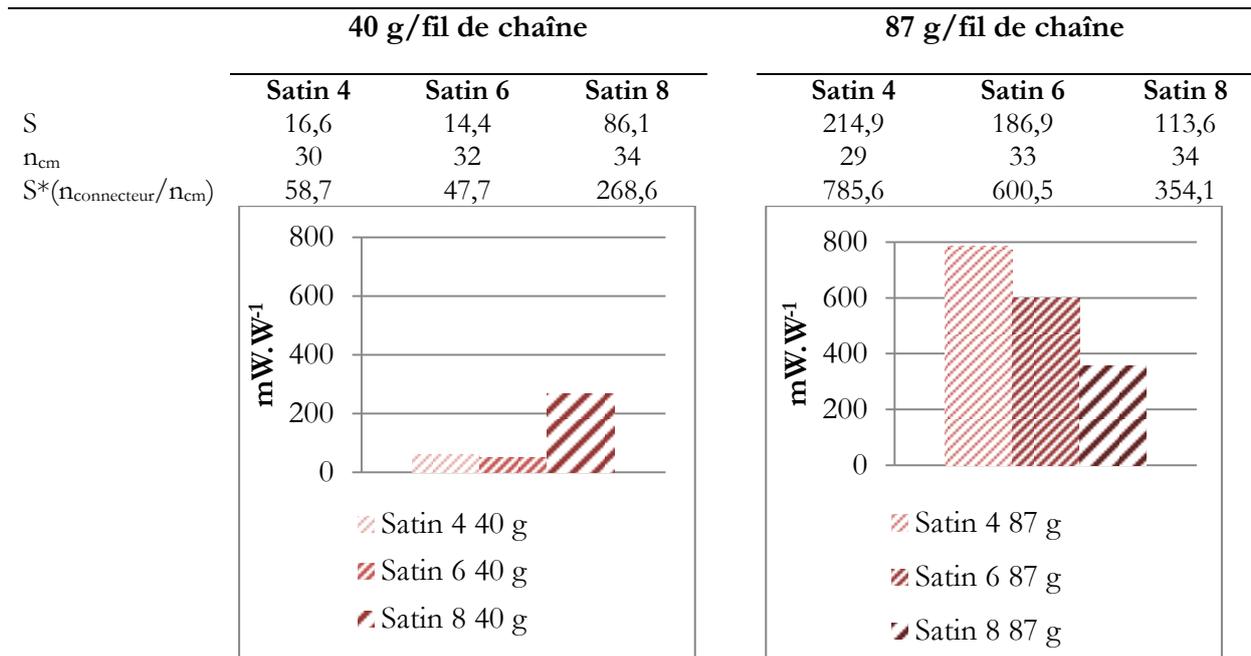


Figure III. 33. Ratio d'angle de courbure et rayon de courbure

Plus le ratio est important, plus les pertes (lumière émise latéralement) sont importantes. En effet, les résultats ont montré un lien entre ce ratio et les pertes.

Tableau III. 15. Les profils de pertes de lumière des armures satins tissées avec 2 différents niveaux de tension



Profil de la
perte lumineuse



S : L'intensité totale sur la longueur de l'échantillon ($mW.W^{-1}$)

n_{cm} : Nombre de fibres optiques par 1 cm

$n_{connecteur}$: Nombre de fibres optiques par connecteur

Le satin 6 et le sergé 6 tissés avec une tension de 87 g/fil de chaîne ont des ratios plus importants, cela est confirmé par leur quantité de perte lumineuse.

L'ajout de la tension sur les fils de chaîne permet de changer les angles de courbures formés sur les fibres optiques. Comme montré dans le Tableau III. 15, les armures satin peuvent réagir différemment à la tension ajoutée. En ajoutant une faible tension sur les armures, le satin 4 montre une perte (lumière émise latéralement) plus faible mais plus régulière là où le satin 8 montre une perte plus importante et fortement décroissante. Avec une tension plus importante, les armures montrent une perte de lumière diminuant avec le nombre de flottés. De plus, les armures satin 4 et 8 évoluent différemment et pour la tension élevée, le satin 8 devient l'armure qui perd la plus faible quantité plus régulièrement.

Les échantillons de satin 4 tissés avec une faible tension (40 g/fil de chaîne) et une forte tension (87 g/fil de chaîne) ont été observés à l'aide d'une loupe pour vérifier le constat précédent. Les vues en coupe transversale de ses deux échantillons sont données sur la Figure III. 34.



Figure III. 34. Vues en coupe transversale des fibres optiques dans l'armure satin 4 tissé avec une faible tension (a) et forte tension (b)

La Figure III. 34 montre que dans le tissu satin 4, tissé avec une faible tension, les fibres sont plus distantes et plus alignées que dans le tissu satin 4 avec une forte tension. Ajouter la tension sur les fils de chaîne a rapproché les fibres optiques entre elles et les a déplacées. Cette observation des fibres non-alignées prouve que les courbures sont formées sur les fibres optiques.

3.3 Résultats d'évaluation des tissus lumineux utilisés pour le monitoring des cellules cancéreuses

Le tissu optimisé par le plan d'expériences (Chapitre 3.3.1) a été utilisé afin d'évaluer la possibilité d'utilisation des tissus lumineux pour le monitoring du traitement des cellules cancéreuses. Les résultats des mesures de puissances des tissus pour lesquels une partie des fibres optiques a été déconnectée sont donnés dans le Tableau III. 16 pour chaque échantillon décrit dans la partie précédente (Chapitre 2.2.2).

Tableau III. 16. Résultats d'intensité du tissu lumineux utilisé pour le monitoring, et la quantité de la lumière captée par les fibres optiques utilisées comme capteurs

Nombre de fibres optiques utilisées pour le monitoring	Quantité de la lumière captée par les fibres utilisées comme capteurs (mW.W ⁻¹)	Puissance moyenne du tissu lumineux (mW.cm ⁻² .W ⁻¹)
1/20 (5 %)	4,29	11,43
1/10 (10 %)	5,71	10,00
1/5 (20 %)	10,00	10,00
1/2 (50 %)	7,14	4,29

Ces résultats sont présentés sous forme d'un graphique sur la Figure III. 35 pour les rendre plus visuels et facile à comprendre.

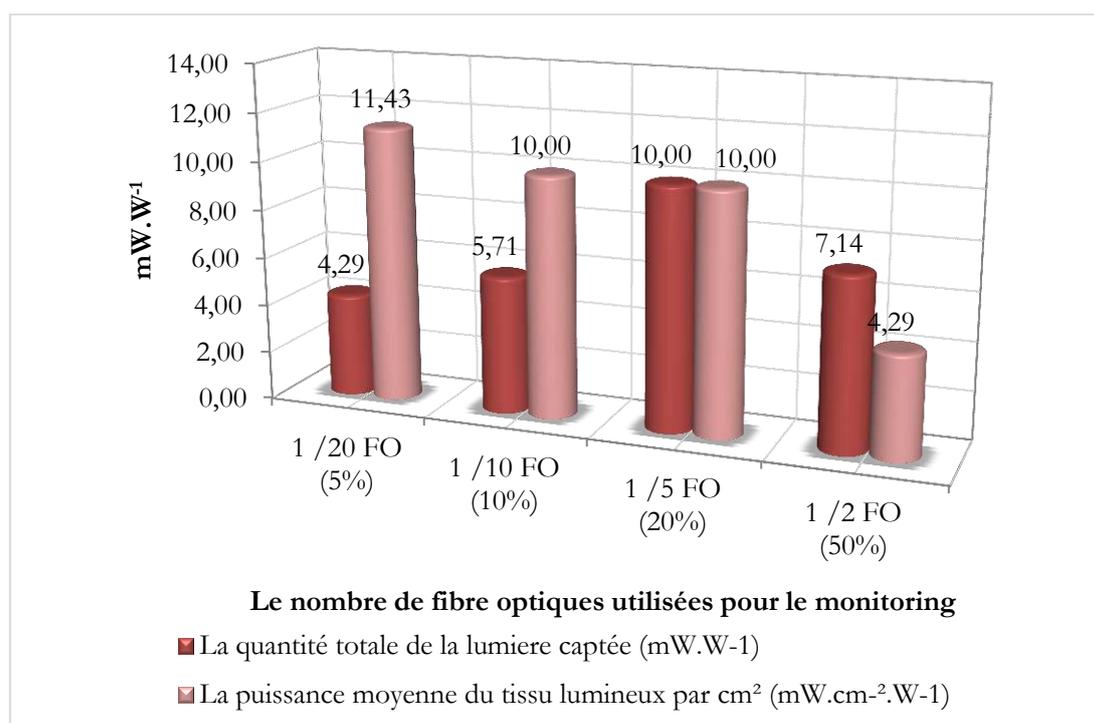


Figure III. 35. Puissance de la lumière émise latéralement et les résultats du monitoring

Comme montré sur la Figure III. 35, la puissance captée par les fibres optiques, utilisées pour le monitoring des cellules cancéreuses, augmente avec le nombre de fibres optiques extraites pour la surveillance de la fluorescence. Cependant, il n'y a pas de diminution significative de l'intensité de l'émission latérale du tissu lumineux, excepté pour le dernier essai avec 1 fibre optique sur 2.

- Le premier essai (1 fibre optique sur 20) a perdu 18 % en efficacité ($P = 13,87 \text{ mW.cm}^{-2}.\text{W}^{-1}$) et 4,29 mW sont captés par les fibres optiques capteurs. La perte de 18 % même si il n'y qu'une fibre sur 20 qui a été extraite (5 %) s'explique par la non modification du connecteur coté laser et donc par une diminution de la quantité lumineuse injectée.
- Le deuxième essai (1 fibre optique sur 10) a perdu 28 % en efficacité ($P = 10 \text{ mW.cm}^{-2}.\text{W}^{-1}$) mais la lumière captée est beaucoup plus importante par les fibres optiques capteurs.
- Le troisième essai représente le meilleur compromis entre la lumière émise et captée, le tissu a perdu en efficacité 28 % comme dans le cas précédent. Par contre, la puissance captée totale pour le monitoring des cellules cancéreuses a significativement augmentée à 10 mW. La perte en efficacité identique au cas précédent peut s'expliquer par l'injection latérale de la lumière par les fibres connectées aux sources lumineuses dans les fibres non connectées et par l'accumulation de cette lumière (Figure III. 36).
- Si nous continuons à extraire davantage de fibres pour les utiliser comme capteurs de fluorescence, nous observons une importante chute de l'efficacité mais aussi une chute de la puissance captée par les fibres optiques utilisées comme capteurs.

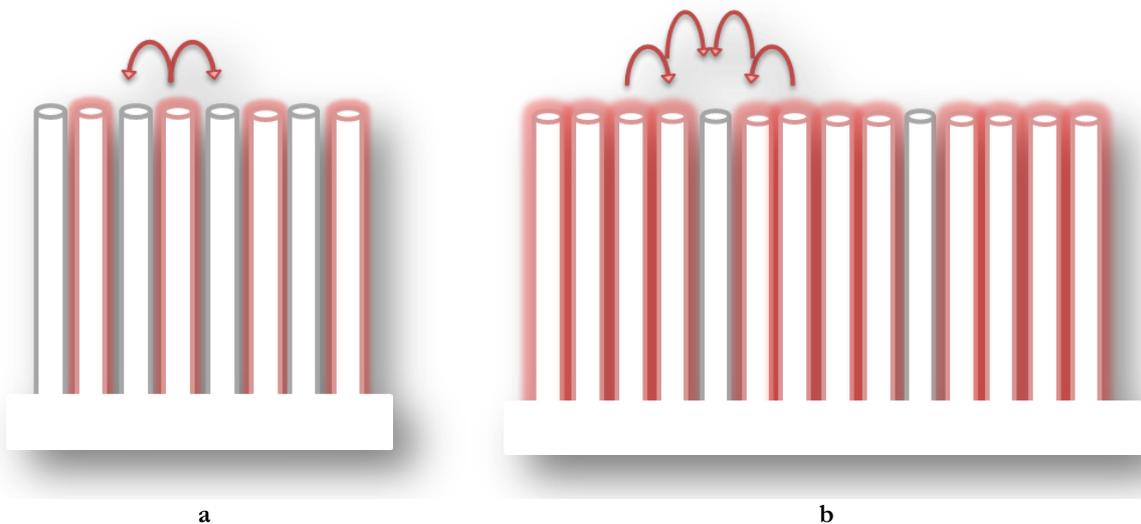


Figure III. 36. Illustration de l'émission de la lumière par les fibres optiques voisines

La Figure III. 36 montre que les fibres optiques utilisées pour le monitoring qui ne sont pas voisine de plusieurs fibres lumineuses ne peuvent pas accumuler suffisamment de lumière étant donné qu'il y a moins de lumière à récupérer.

Les résultats présentés ci-dessus ont été obtenus à partir d'un tissu lumineux tissé avec 37 fils de trame par cm et 20 fils de chaîne par cm. 92 fils de trames (fibres optiques) ont été insérés dans un connecteur. Le meilleur compromis est composé d'1 fibre optique de monitoring sur 5. Pour ce ratio, nous avons à la fois un bon rendement lumineux et la récupération de la lumière pour le monitoring correct.

3.4 Résultats des mesures sur le tricot lumineux

Pendant le projet, l'ENSATT a pu analyser les premiers essais de tricot lumineux afin de trouver une méthode de mesure comparable. Les premiers essais de tricot avec la trame partielle ont donné une homogénéité intéressante.

Tableau III. 17. Essais de tricot lumineux avec des différents réglages de courbure

Reference Echantillon	Position des fibres optiques (8 / S)	Rayon de courbure (définie par la machine)	Angle de macro-courbure (°)	Rayon de macro-courbure (mm)	Ratio Angle/Rayon	<i>P</i>	<i>H</i>
EA 14.105.8	8	2	91,07	1,35	67,46	3,57	6,62
EA 14.105.9	8	3	100,2	2,50	40,08	3,07	1,30
EA 14.105.10	S	3 décalé de 3	85,09	2,59	32,81	3,32	0,62
EA 14.105.12	S	3 décalé de 1	95,47	2,85	33,45	4,08	0,30

Comme montré dans le Tableau III. 17, les rayons de courbures plus faibles (2 coups) causent une perte de lumière plus importante sur les extrémités qu'au milieu. L'hétérogénéité d'émission latérale est donc plus importante (EA1410508). Cependant, la courbure en 3 coups cause une perte plus faible sur les extrémités, donc la lumière diffusée sur la longueur est plus homogène.

De plus, en décalant les positionnements des courbures des fibres optiques, l'homogénéité d'émission s'approche des attentes. L'émission latérale de ces 4 échantillons est montrée sur la Figure III. 37.

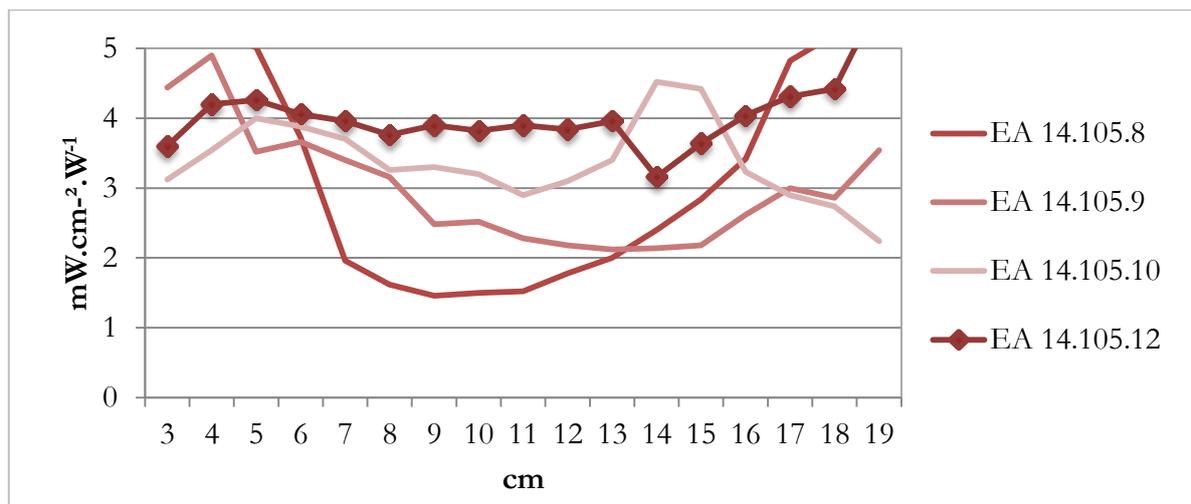


Figure III. 37. Résultats de l'intensité lumineuse pour les premiers tricots lumineux

La Figure III. 37 montre que, l'émission latérale homogène est obtenue grâce à échantillon « EA 14.105.12 » parmi les premiers essais de la société MDB Texinov. L'échantillon EA 14.105.12 contient un décalage de courbure plus faible que l'échantillon EA 14.105.10.

La société MDB Texinov a également essayé d'utiliser différentes tailles de courbures, en insérant la fibre optique avec un angle plus élevé à l'entrée du tissu tout en resserrant les fibres vers le milieu comme montré sur la Figure III. 38.

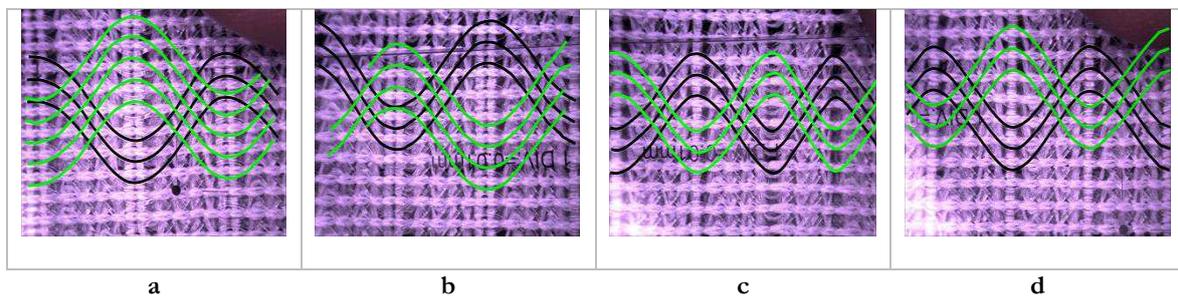


Figure III. 38. Combinaison des courbures avec des rayons de courbure diminutif dans l'ordre de a, b, c et d puis d, c, b, a.

Les résultats obtenus en termes d'homogénéité pour l'échantillon qui combine les différents rayons de courbure sont moins bons que les résultats des échantillons avec des courbures décalés.

Après de nombreux essais, la société MDB Texinov a développé l'échantillon EA 15.117.01 avec une faible hétérogénéité (P : 2,3, H : 0,4). La perte (lumière émise latéralement) de l'échantillon EA 15.117.01 est donnée sur la Figure III. 39.

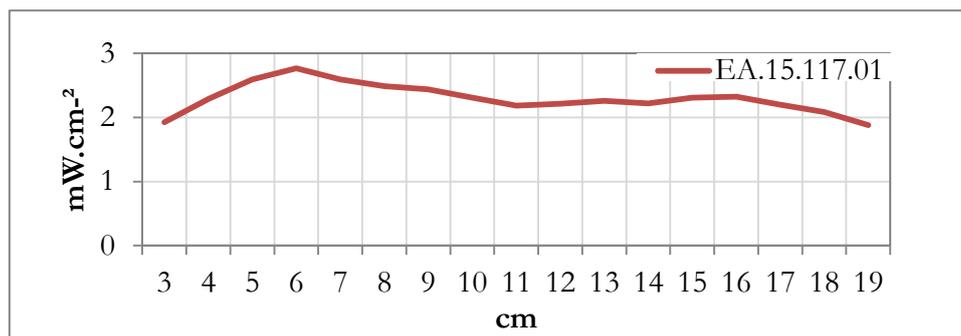


Figure III. 39. Résultats d'intensité lumineuse du tricot optimisé par la société Texinov

4 Conclusion

Dans ce chapitre les techniques de modélisation et d'optimisation des propriétés lumineuses des tissus et leur utilisation sont présentées. Deux méthodes d'optimisation ont été proposées : une méthode à l'échelle industrielle et une méthode à l'échelle scientifique.

Le projet de thèse a été lancé en 2014 avec comme objectif le développement d'un tissu lumineux homogène et efficace. Le projet PHOS-ISTOS se terminant en 2017 inclus les essais cliniques. De ce fait, une solution industrielle a été mise en place afin d'obtenir les résultats le plus rapidement possible. Cela a nécessité l'optimisation de l'armure spécifique du tissu lumineux développé auparavant par l'ENSAIT.

Afin d'optimiser les propriétés lumineuses du tissu, il est proposé de modifier l'angle de macro-courbures des fibres optiques en modifiant les tensions appliquées sur les fils de chaîne. Le plan d'expérience Doehlert a été mis au point pour déterminer les réglages des tensions optimaux des fils de chaîne.

Le plan d'expériences appliqué a permis de produire une famille d'échantillons optimaux (n°15).

Grace à cette étude, nous avons observé que les interactions entre les zones d'armures différentes sont très importantes (Tableau ANOVA et analyse de Pareto). Les essais tissés indépendamment les uns des autres, ont montré qu'il faut diminuer la différence des tensions entre les zones pour diminuer l'hétérogénéité de la lumière émise. Néanmoins, le tissu optimisé n'a pas pu être utilisé pour les essais cliniques étant donné que le tricot développé par la société MDB Texinov a permis une homogénéité encore plus importante.

Après avoir optimisé l'armure (brevet WO 2012098488 A2), et pour mieux avancer dans nos recherches, nous avons proposé de développer une solution à l'échelle scientifique. Cette solution nécessitait de comprendre le comportement de la fibre optique tissée dans des armures différentes avec différents niveaux de tensions pour finalement développer une combinaison d'armures optimale. Ainsi, 33 armures ont été tissées, mais seulement 27 ont pu être analysées en raison de l'endommagement de certains échantillons pendant le tissage.

Les mesures d'angle et de rayon de macro-courbures ont été réalisées pour observer leur relation avec l'équation de Lambert-Beer.

Les résultats de mesures d'intensité lumineuse totale émise ont montré que l'utilisation de l'armure satin a représenté un choix raisonnable. En effet, le comportement des armures varie en fonction de la tension utilisée. De ce fait, l'utilisation des armures satins, dont l'ordre est alterné dans chaque bouquet de trames comme dans l'armure breveté, a permis de réguler le changement d'intensité dû au changement de tensions et ainsi de conserver l'homogénéité de la diffusion.

Il a été également démontré qu'il est possible de comparer les pertes des armures en observant le ratio entre l'angle de courbure et le rayon de courbure des fils de chaîne, même si la fibre optique est insérée en tant que trame.

De plus, le tissu lumineux optimisé par le plan d'expériences a été évalué pour le monitoring des cellules cancéreuses dans le but d'optimiser l'utilisation du textile lumineux. L'échantillon présentant le meilleur compromis (1 fibre optique de monitoring sur 5) a capté au totale 1% de la lumière injectée. Cela démontre que le même tissu lumineux peut être utilisé pour le traitement et pour son monitoring afin d'évaluer l'évolution des cellules cancéreuses. Cette étude doit être poursuivie afin de finaliser le procédé de monitoring.

Malgré les avantages du procédé tissage et l'avancement des recherches, l'optimisation du tricot a été réalisée plus rapidement. La lumière émise par le tricot lumineux a permis d'obtenir l'homogénéité attendue. Les essais cliniques sont en cours avec le tricot lumineux optimisé pendant le projet.

Les essais cliniques ont commencé le 5 septembre 2016 sur le premier patient présentant des lésions de Kératose Actinique. Les premiers résultats ont prouvé qu'il n'y avait pas de différence d'efficacité entre la méthode classique et la méthode PHOS-ISTOS. De plus, la douleur ressentie est évaluée par les patients pendant le traitement à l'aide de la méthode PHOS-ISTOS s'est avérée être tout à fait supportable, inférieure à la douleur provoquée par la méthode de traitement classique. La validation définitive de l'étude est attendue pour le 1er décembre 2017.

5 Bibliographie

- [1] J. Telford, A brief introduction to design of experiments, Johns Hopkins apl Tech. Dig. 27 (2007) 224-232. <http://www.jhuapl.edu/techdigest/TD/td2703/telford.pdf>.
- [2] J. Goupy, La Méthode des Plans d'Expériences - Optimisation du choix des essais et de l'interprétation des résultats, DUNOD, Paris, 1996.
- [3] L. Hulbert, Experimental Research Designs, in: Doing Soc. Psychol. Res., The British Psychological Society and Blackwell Publishing Ltd, Oxford, UK, 2008: p. 10-53. doi:10.1002/9780470776278.ch2.
- [4] M. Zarei, A. Niaei, D. Salari, A. Khataee, Application of response surface methodology for optimization of peroxi-coagulation of textile dye solution using carbon nanotube-PTFE cathode, J. Hazard. Mater. 173 (2010) 544-551. doi:10.1016/j.jhazmat.2009.08.120.
- [5] J. Goupy, Les plans d'expériences, Rev. Modul. (2006) 74-116.
- [6] D. Baş, İ.H. Boyacı, Modeling and optimization I: Usability of response surface methodology, J. Food Eng. 78 (2007) 836-845. doi:10.1016/j.jfoodeng.2005.11.024.
- [7] J. Goupy, L. Creighton, Introduction aux plans d'expériences avec applications, 5^e éd., 2009.
- [8] T. Lundstedt, E. Seifert, L. Abramo, B. Thelin, Å. Nyström, J. Pettersen, et al., Experimental design and optimization, Chemom. Intell. Lab. Syst. 42 (1998) 3-40. doi:10.1016/S0169-7439(98)00065-3.
- [9] M.A. Bezerra, R.E. Santelli, E.P. Oliveira, L.S. Villar, L. a. Escaleira, Response surface methodology (RSM) as a tool for optimization in analytical chemistry, Talanta. 76 (2008) 965-977. doi:10.1016/j.talanta.2008.05.019.
- [10] P. Triboulet, Notions De Bases Sur Les Plans d'Expériences, 2008. http://eduscol.education.fr/rnchimie/math/triboulet/plans_expériences.pdf.
- [11] D. Benoist, Y. Tourbier, S. Germain Tourbier, Plans d'Expériences - Construction et analyse, Technique et documentation - Lavoisier, Paris, 1994.
- [12] C. Hoinard, Les Plans Factoriels Fractionnaires - Cours et énoncés d'exercices, 2009. http://unt-ori2.crihan.fr/unspf/2010_Tours_Hoinard_PlansExperimentaux/res/2PFFpolyp.pdf.
- [13] M. Rioux, Planification et optimisation d expériences - Chapitre 8 - Plans factoriels fractionnaires, s. d. https://cours.etsmtl.ca/gol675/Cours/ch08_.pdf.
- [14] P. Dagnelie, Principes d'expérimentation: planification des expériences et analyse de leurs résultats, 2003.
- [15] J. Wass, First Steps in Experimental Design—The Screening Experiment, J. Valid. Technol. (2010) 49-57. <http://www.ivtnetwork.com/sites/default/files/First.pdf>.
- [16] R. Linder, Les plans d'expériences - Un outil indispensable à l'expérimentateur, presses de l'école nationale des ponts et chaussées, paris, 2005.
- [17] L.C. Ferreira, A.S. Queiroz, M.S. Fernandes, H.C. Santos, Application of factorial designs

and Doehlert matrix in optimization of experimental variables associated with the preconcentration and determination of vanadium and copper in seawater by inductively coupled plasma optical emission, 57 (2002) 1939-1950.

- [18] D. Ruppert, *Statistics and Finance: An Introduction*, Springer Science & Business Media, 2004.
- [19] R.S. Nickerson, Null hypothesis significance testing: a review of an old and continuing controversy., *Psychol. Methods*. 5 (2000) 241-301. doi:10.1037/1082-989X.5.2.241.
- [20] D. Weisburd, C. Britt, *Statistics in criminal justice*, 3^e éd., Springer Science & Business Media, 2007.
- [21] G.J. Privitera, *Research methods for the behavioral sciences*, Publications, SAGE, 2013.
- [22] S. Miller, *Experimental design and statistics*, 2^e éd., 2005.
- [23] D. Salsburg, *The Use of Restricted Significance Tests in Clinical Trials*, illustrée, 1992.
- [24] J. Rupert G. Miller, *Beyond ANOVA: Basics of applied statistics*, illustrée, CRC Press, 1997.
- [25] S.K. Karanam, N.R. Medicherla, Application of Doehlert Experimental Design for the Optimization of Medium Constituents for the Production of L-asparaginase from Palm Kernel Cake (*Elaeis guineensis*), *J. Microb. Biochem. Technol.* 2 (2010) 007-012. doi:10.4172/1948-5948.1000016.
- [26] B.A.F. Keith E. Muller, *Regression and ANOVA: An Integrated Approach Using SAS Software*, SAS Institute, 2002.
- [27] A. Rutherford, *Introducing Anova and Ancova: A GLM Approach*, SAGE, 2001.
- [28] D.M. Peter Goos, *Statistics with JMP: Hypothesis Tests, ANOVA and Regression*, John Wiley & Sons, 2016.
- [29] S. Marchand, *Excel lineaire regression*, (s. d.). <http://www.lecfomasque.com/analyse-predictive-dans-excel-regression-multiple/> (consulté le 15 septembre 2016).
- [30] Xlstat, *Excel anova*, (s. d.). https://help.xlstat.com/customer/fr/portal/articles/2062230-r%C3%A9gression-lin%C3%A9aire-simple-avec-xlstat?b_id=9283 (consulté le 15 septembre 2016).
- [31] Minitab, *Pareto*, (2016). <http://support.minitab.com/en-us/minitab/17/topic-library/modeling-statistics/doe/factorial-design-plots/what-is-a-pareto-chart-of-effects/> (consulté le 15 septembre 2016).
- [32] Y. Oguz, C. Cochrane, V. Koncar, S.R. Mordon, Doehlert experimental design applied to optimization of light emitting textile structures, *Opt. Fiber Technol.* 30 (2016) 38-47. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.yofte.2016.01.012.
- [33] J. Tyrrell, S. Campbell, A. Curnow, Validation of a non-invasive fluorescence imaging system to monitor dermatological PDT, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 7 (2010) 86-97. doi:10.1016/j.pdpdt.2010.03.002.
- [34] K.R. Rollakanti, S.C. Kanick, S.C. Davis, B.W. Pogue, E. V. Maytin, Techniques for fluorescence detection of protoporphyrin IX in skin cancers associated with

- photodynamic therapy, *Photonics Lasers Med.* 2 (2013) 287-303. doi:10.1515/plm-2013-0030.
- [35] A.P. Castano, T.N. Demidova, M.R. Hamblin, Mechanisms in photodynamic therapy: Part one - Photosensitizers, photochemistry and cellular localization, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 1 (2004) 279-293. doi:10.1016/S1572-1000(05)00007-4.
- [36] P. Colin, J.-P. Estevez, N. Betrouni, A. Ouzzane, P. Puech, X. Leroy, et al., Thérapie photodynamique et cancer de la prostate Photodynamic therapy and prostate cancer, (2010) 1-6. doi:10.1016/j.purol.2010.07.018.
- [37] G. Sergent, J. Boyer, La thérapie photodynamique en hépato-gastroentérologie, *Serv. Gastroentérologie.* 14 (2007) 157-163. doi:10.1684/hpg.2007.0060.
- [38] M.T. Jarvi, M.S. Patterson, B.C. Wilson, Insights into photodynamic therapy dosimetry: Simultaneous singlet oxygen luminescence and photosensitizer photobleaching measurements, *Biophys. J.* 102 (2012) 661-671. doi:10.1016/j.bpj.2011.12.043.
- [39] J. SAVARY, La photothérapie dynamique en dermatologie, *Nouv. Dermatol.* 26 (2007) 595-604.
- [40] P. Dragic, C. Kucera, J. Furtick, J. Guerrier, T. Hawkins, J. Ballato, Brillouin spectroscopy of a novel baria-doped silica glass optical fiber, *Opt. Express.* 21 (2013) 10924-10941. doi:10.1364/OE.21.010924.
- [41] M. Wachowska, A. Muchowicz, M. Firczuk, M. Gabrysiak, M. Winiarska, M. Wańczyk, et al., Aminolevulinic acid (ala) as a prodrug in photodynamic therapy of cancer, *Molecules.* 16 (2011) 4140-4164. doi:10.3390/molecules16054140.
- [42] J.B. Eom, I.H. Shin, H.J. Park, B. Lee, Optical Fiber Lightening for Fluorescence Signal Detection with Thermal Stability in Dentistry, (2015) 201-206.
- [43] D. Mitton, R. Ackroyd, A brief overview of photodynamic therapy in Europe, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* 5 (2008) 103-111. doi:10.1016/j.pdpdt.2008.04.004.
- [44] W. Bäumlér, C. Abels, R.-M. Szeimies, Fluorescence Diagnosis and Photodynamic Therapy in Dermatology, *Med. Laser Appl.* 18 (2003) 47-56. doi:10.1078/1615-1615-00087.
- [45] K. Lee, S. Hamid, Simple Response Surface Methodology: Investigation on Advance Photocatalytic Oxidation of 4-Chlorophenoxyacetic Acid Using UV-Active ZnO Photocatalyst, *Materials (Basel).* 8 (2015) 339-354. doi:10.3390/ma8010339.
- [46] M. Sautour, A. Rouget, P. Dantigny, C. Divies, M. Bensoussan, Application of Doehlert design to determine the combined effects of temperature, water activity and pH on conidial germination of *Penicillium chrysogenum*, *J Appl Microbiol.* 91 (2001) 900-906. doi:10.1046/j.1365-2672.2001.01449.x.
- [47] a Endrueit, a C. Long, M.S. Johnson, Textile composites with integrated optical fibres: quantification of the influence of single and multiple fibre bends on the light transmission using a Monte Carlo ray-tracing method, *Smart Mater. Struct.* 17 (2008) 15004. doi:10.1088/0964-1726/17/01/015004.

**CONCLUSION GENERALE
ET PERSPECTIVES**

Conclusion générale et perspectives

L'objectif du projet collaboratif auquel la thèse de doctorat a été associée consistait en le développement d'un tissu lumineux flexible, pour une application médicale basée sur la Thérapie Photo Dynamique, par l'insertion des fibres optiques dans une structure tissée pour améliorer l'efficacité du traitement médical.

Dans le premier chapitre consacré à l'introduction et à l'état de l'art, nous avons détaillé les différentes possibilités de traitements susceptibles d'exciser les cellules cancéreuses ou précancéreuses présentes sur la peau. Les avantages et les inconvénients de ces traitements sont analysés et par rapport aux bénéfices et les dispositifs utilisés dans le cadre de la PDT. Malgré son efficacité certaine, le problème de la douleur lors du traitement PDT traditionnel dû en parti à la forte irradiance et l'hétérogénéité de la lumière appliquée, générée par les sources lumineuses rigides, est constaté. Ceci présente un des obstacles à une meilleure acceptabilité de la PDT par les patients.

Afin d'éliminer les inconvénients de la PDT cités ci-dessus, il a fallu développer une source lumineuse flexible capable à s'adapter à la forme complexe du corps humain. De ce fait, il serait possible d'introduire la même énergie lumineuse sur toute la surface affectée par les lésions de manière uniforme et sur un temps d'application plus long en évitant ainsi la douleur.

Une source lumineuse flexible textile obtenue par l'insertion des fibres optiques dans une structure tissée a été proposée comme une alternative à la source lumineuse utilisée dans la méthode traditionnelle de la PDT. Pour cela, nous avons profité des deux avantages importants des fibres optiques, leur flexibilité et l'absence d'émission de la chaleur lors de l'illumination. Connecter une source lumineuse déportée aux fibres optiques pour transmettre la lumière permet d'éviter l'échauffement. En même temps, fabriquer un tissu à base de fibres optiques permet d'obtenir un support flexible dont la répartition de l'émission lumineuse est homogène sur toute la surface. Les caractéristiques principales des fibres optiques et les méthodes pour les rendre latéralement émettrices de lumière sont également présentées dans le premier chapitre.

Dans le deuxième chapitre du manuscrit, les méthodes de fabrication des textiles lumineux et leur caractérisation sont expliquées. Le développement de la structure tissée est réalisé au sein de l'ENSAIT, le développement de la structure tricotée est réalisé par la société MDB Texinov et le dispositif permettant l'utilisation des textiles lumineux avec les sources lasers et électronique de commande a été réalisé par l'INSERM.

La conception et la réalisation du textile lumineux par la technique de tissage sont ensuite présentées de manière exhaustive. Les fibres optiques sont insérées dans un tissu en tant que fils de trame et des macro-courbures sont formées aux entrelacements des fils de chaîne et des fils de trame. Ces macro-courbures sont modifiées pour déterminer le meilleur compromis entre l'homogénéité et l'efficacité de la lumière émise latéralement. Cette optimisation est réalisée en agissant sur les paramètres tels que les tensions des fils de chaînes et la structure de l'armure.

La fabrication du textile lumineux par la technique de tricotage est expliquée plus brièvement car elle repose sur un autre partenaire du projet. Dans la solution développée, les fibres optiques insérées ne sont pas tricotées mais insérées parallèlement au tricot support, la lumière est donc diffusée par les côtés des courbures et non pas par les têtes (perpendiculairement) comme dans le cas des structures tissées. Le contrôle de l'insertion des macro-courbures par une programmation électronique représente l'avantage principal de cette technique, car elle permet de prévoir les courbures souhaitées des fibres optiques au sein de la structure tricotée.

L'utilisation des textiles lumineux pendant le traitement PDT est également expliqué brièvement pour mieux situer leur rôle dans le projet. La préparation du dispositif médical est également abordée dans cette partie. Cette préparation concerne la connexion du tissu lumineux à la source laser et à l'électronique de commande et demande un temps important.

La dernière partie de cette étude s'est focalisée sur l'étude de l'optimisation des propriétés lumineuses des tissus lumineux et l'optimisation de l'utilisation de ces tissus lumineux en y ajoutant d'autres fonctionnalités.

Notre étude a porté en premier lieu sur l'optimisation des propriétés lumineuses d'un tissu lumineux avec une armure spécifique (brevet WO 2012098488). Cette armure est composée de trois différentes zones. En modifiant les tensions sur ces zones, nous visons à contrôler les angles de courbures afin d'augmenter l'efficacité et l'homogénéité de la lumière diffusée. Cette méthode d'optimisation est choisie comme une approche d'échelle industrielle, car c'était la plus rapide à mettre en place pour l'avancement du projet et pour passer rapidement aux essais cliniques.

Un plan d'expérience sur les valeurs des tensions des fils appliquées aux fils de chaîne a été mis en place. La meilleure combinaison a été obtenue correspondant au meilleur compromis entre l'efficacité et l'homogénéité de la lumière émise par le tissu lumineux issu de brevet WO 2012098488.

Le deuxième volet consiste en la mise en place de l'étude qui a porté sur la modélisation de la lumière émise pour différentes armures de tissage avec différents niveaux de tension des fils de chaîne. Ainsi, 33 différentes armures ont été tissées avec trois niveaux de tensions des fils de chaîne. En effet, la compréhension de l'influence de la structure textile sur la quantité et le profil de la lumière émise latéralement est essentielle pour pouvoir appréhender l'effet des modifications des paramètres des tissus. Ces travaux visent une amélioration de la prédiction du comportement d'un tissu lumineux par rapport aux besoins exprimés avec une nouvelle armure spécifique.

Cette partie d'étude n'a pas abouti à une modélisation. Cependant, elle nous a permis de comprendre certains comportements des fibres optiques tel que :

- la rigidité de la fibre optique ne permet pas de former des macro-courbures dans les armures avec grand nombre d'entrelacement (sens chaîne et trame) comme toile ou les armures équilibrées comme les armures croisés,
- les macro-courbures sont non seulement mieux formés dans les armures non-équilibrées avec longues flottés mais aussi plus sensibles à l'ajout de la tension comparées aux autres armures avec moins de flottés.

Il est donc possible d'obtenir plus d'homogénéité et efficacité de la lumière diffusée en mélangeant les armures avec différentes perte de lumière à chaque trame, mais pas à chaque paquet de trame.

Nous avons également testé l'utilisation des tissus lumineux pour réaliser le monitoring des cellules cancéreuses qui fluorescent sous une lampe de Wood. Grâce à ces essais, nous avons observé que la lumière émise par une fibre optique insérée dans un tissu est injectée dans les fibres optiques trames voisines. Ceci représente toutefois juste une première approche prouvant la faisabilité du monitoring de l'évolution des cellules cancéreuses pendant le traitement.

Les essais cliniques ont débuté en septembre 2016 pour traiter 47 patients avec des lésions de kératose actinique sur le crane. Les premiers essais ont montré que la méthode de la PDT avec les textiles lumineux donne de bons résultats. La nouvelle méthode est aussi efficace que la méthode de la PDT classique mais elle est moins douloureuse. Sur 3 patients, l'évaluation moyenne de la douleur est environ de 5,3/10 pour la PDT classique et de 0,6/10 pour la PDT avec les textiles lumineux.

Les fibres optiques et les textiles lumineux possèdent de nombreux avantages pour un développement futur grâce à des propriétés suivantes :

- la double fonctionnalité des fibres optiques avec l'émission et de l'absorption de la lumière,
- la possibilité de les produire en quantité important et en large éventail de la taille,
- la flexibilité d'un textile,
- et la manque d'échauffement.

Les perspectives de cette thèse sont entièrement consacrées au développement de dispositifs médicaux pour la PDT.

Avec les connaissances acquises par cette étude sur le comportement des fibres optiques insérées dans les structures tissées, nous souhaitons proposer pour le futur, deux axes de développements. Le premier consiste à utiliser une seule armure sur toute la longueur du tissu avec des zones à différents niveaux de tension. Pour ces essais l'armure satin 8 est préférable en raison de sa sensibilité à l'ajout de tensions grâce à un grand nombre de flottés. Le deuxième axe, consiste à combiner les armures utilisées dans le brevet WO 2012098488 en mélangeant chaque ligne mais pas chaque bouquet de 8 fils. Nous estimons que l'homogénéité serait améliorée car les fibres voisines insérées dans différentes armures pourraient équilibrer la quantité de la lumière émise latéralement.