

Chapitre 3

Les images rétiniennes

Sommaire

I. Introduction.....	54
II. Etat de l'art.....	54
III. Images rétiniennes.....	56
a. Anatomie de la rétine.....	56
b. Acquisition et représentation des images.....	58
1. Capture des images rétiniennes.....	58
2. Représentation des images.....	61
IV. Amélioration des images.....	63
a. Algorithmes d'amélioration des images.....	63
b. Augmentation du contraste et correction de l'illumination.....	63
1. Augmentation du contraste par une transformation de teintes de gris.....	64
2. La correction d'illumination non-uniforme.....	67
V. Conclusion.....	72

Résumé

Ce chapitre va, tout d'abord, donner un aperçu global des différentes étapes d'un processus d'identification par la rétine. Ensuite, il va focaliser sur les images rétiniennes d'un individu. Nous verrons comment les images sont acquises et par la suite nous aborderons quelques notions, essentielles à notre travail, sur l'amélioration de ces images. Cette phase précède toute procédure d'identification, qu'elle soit une vérification ou une reconnaissance. Elle joue un rôle considérablement important dans notre système biométrique, car l'efficacité de ce dernier dépendra beaucoup de cette phase préliminaire.

I. Introduction.

Notre système d'identification biométrique est basé sur les caractéristiques de la rétine. En d'autres termes, pour générer une signature biométrique d'un individu, il faudrait extraire des informations anatomiques depuis l'image de sa rétine. Cela veut dire que la plate-forme du système devra d'abord être capable d'acquérir l'image rétinienne de cet individu.

Une fois ces images acquises, il est parfois nécessaire de passer par une étape de prétraitement afin d'améliorer la qualité de celle-ci avant de procéder à l'analyse. Différentes méthodes peuvent être utilisées dans le but de préparer les images pour les algorithmes automatiques d'extraction des caractéristiques de la rétine.

Nous allons, d'abord, citer quelques travaux de la littérature dans ce domaine. Ensuite, nous entamerons la description de cette phase préliminaire d'un système biométrique rétinien.

II. Etat de l'art.

Ce sont CARELTON S. ET AL. [25] qui eurent l'idée en 1936 d'utiliser la rétine à des fins d'identification après avoir vu une photographie des vaisseaux sanguins d'une rétine. Ils établirent que ces vaisseaux sont uniques pour chaque personne. Dans une étude sur les jumeaux identiques, DR TAWER P. confirma cette unicité vingt ans plus tard [11], [26]. DR J. MATTHERW et GREG H. deux experts mondiaux de la médecine et de la technologie optique déposèrent en 2002 un brevet concernant cette technologie [27]. Ils ont cherché comment ils pourraient rendre une telle technologie accessible et facile à utiliser. Ils ont développé le premier prototype de leur appareil photo optique qui peut scanner la rétine et en obtenir une image lisible. L'utilisation de la rétine comme moyen biométrique est donc assez ancienne.

Le concept d'un dispositif simple pour identifier les individus avec la RI (*Retinal Identification*) a été conçu en 1975. Aucune implémentation concrète n'a été réalisée durant plusieurs années. Le premier prototype de fonctionnement pratique de la RI a vu le jour en 1981. Un appareil-photo de RI utilisant une lumière infrarouge a été relié à un ordinateur de bureau pour analyser les formes d'onde de la lumière réfléchie. Plusieurs formes d'algorithmes d'extraction de caractéristiques ont été évaluées. Quatre ans d'amélioration ont mené au premier système de production RI établi par *EyeDentify*, Inc. (Portland). Ce système fut nommé *EyeDentification* 7.5 et a rempli les trois fonctions de base : l'enrôlement, la vérification et la reconnaissance [9].

ROBERT HILL ⁽¹⁾ présenta le premier système d'identification par la rétine en 1999 dans [9]. L'idée générale était de tirer profit des propriétés inhérentes de la structure du réseau vasculaire pour réaliser un système biométrique de haute sécurité. Le système consistait à acquérir les données de l'image rétinienne à l'aide d'un scanner en éclairant le fond de l'œil par un faisceau lumineux de faible intensité (inférieure à celle utilisée pour les examens médicaux). L'utilisateur devait fixer un petit point vert pendant quelques secondes.

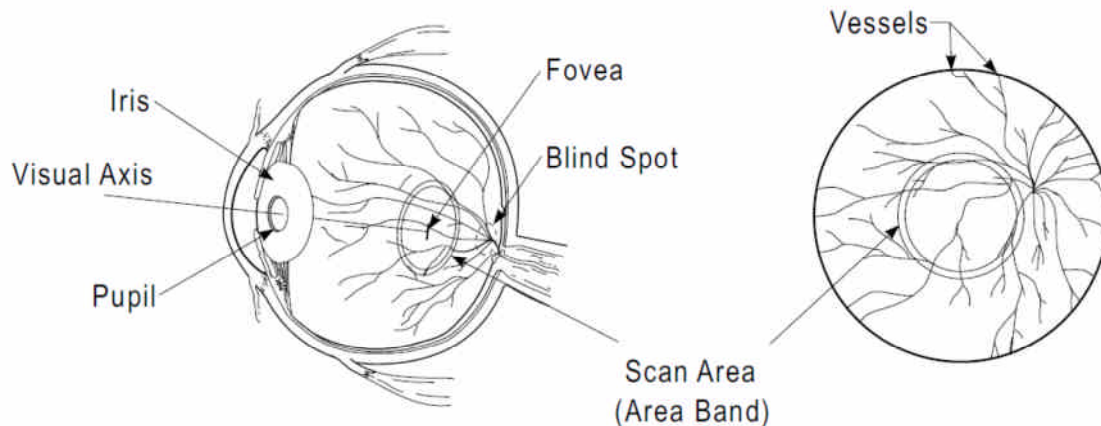


Figure II.1 - Illustration de la bande scannée dans le système de Robert Hill [9].

Le scanner capturait une région du réseau vasculaire similaire à celle utilisée dans le système de reconnaissance par l'iris, comme montrée dans la Figure II.1. Cette zone scannée est une bande circulaire autour des vaisseaux sanguins. Cette information de contraste de ce secteur est traitée par l'intermédiaire de la transformée de Fourier rapide (*Fast Fourier Transform*). Les données transformées forment le pattern biométrique rétinien à considérer dans ce système. Ce système fonctionnait bien lorsque l'environnement d'acquisition des images était bien contrôlé. Naturellement, c'est également la source des inconvénients principaux actuels dans le dispositif : le processus d'acquisition de données. Ce processus était lent et inconfortable pour l'utilisateur. D'ailleurs, le matériel était très cher et, en conséquence, il a rendu le système rarement utilisable. Finalement, en dépit de ses propriétés commodes, l'évolution de cette technique d'utilisation des patterns rétiniens comme caractéristique biométrique s'est vu considérablement ralentie.

La vascularisation de la rétine est une caractéristique biométrique. En effet, la grande variété de configurations des vaisseaux sanguins présente la même diversité que les empreintes digitales. L'aspect des vaisseaux peut être modifié par l'âge ou la maladie, mais

¹ Inventeur original de la technologie RI (*Retinal Identification*) et le fondateur d'*EyeDentify*, Inc. (1976). Bien qu'il ne possède ni actions ou ait un intérêt quelconque dans *EyeDentify*, il lui a servi comme conseiller à diverses reprises depuis 1987.

la position respective des vaisseaux, et plus particulièrement la position de l'intersection vasculaire et l'angle que fait chaque segment de vaisseau, reste inchangée durant toute la vie de l'individu. Et cette carte vasculaire est propre à chaque individu, différente même entre jumeaux [27].

La rétine vérifie donc les quatre conditions pour être qualifiée de biométrique. Elle est unique d'après les observations des ophtalmologistes, elle est universelle puisqu'elle existe chez toute personne, elle est accessible puisqu'on peut acquérir son image grâce à un scanner externe et elle est permanente puisque le réseau vasculaire ne change pas durant toute la vie. La biométrie par la rétine est une technologie très ancienne, elle est la plus fiable et la plus dure à contrefaire [28].

Cependant, cette technologie est très efficace mais assez contraignante pour les gens qui ont du mal à accepter de se faire examiner le fond d'œil tant que l'œil est un organe très sensible à la lumière. Ce procédé est donc invasif et difficile à mettre en œuvre. C'est ce qui explique la réticence de cette technologie.

III. Images rétiniennes.

a. Anatomie de la rétine.

La rétine est une membrane nerveuse très sensible sur laquelle viennent se former les images. Elle tapisse la paroi interne du fond de l'œil et forme une mince surface d'environ 0,5 mm, couvrant environ 75 % du globe oculaire et on y recense plus de 130 millions de cellules nerveuses. Elle est responsable de la lumière en impulsions électriques transmises au cerveau par le nerf optique.

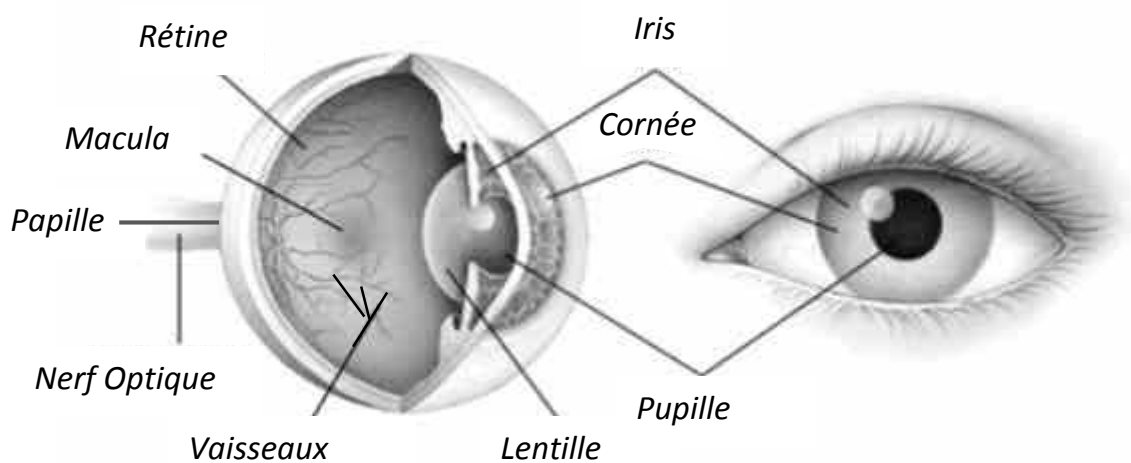


Figure III.1 - Illustration du fond d'œil [103].

La papille, la macula et l'arbre vasculaire sont les éléments principaux de la rétine, c'est-à-dire les éléments qui sont bien visibles et qui permettent de se repérer dans l'œil.

La papille (disque optique) : C'est l'entrée du nerf optique (le faisceau des fibres nerveux) et des vaisseaux sanguins dans l'œil. La papille se trouve du côté nasal de la macula, elle est caractérisée par des bords nets et une coloration jaune, elle est aussi appelée « la tache aveugle » (Figure III.1).

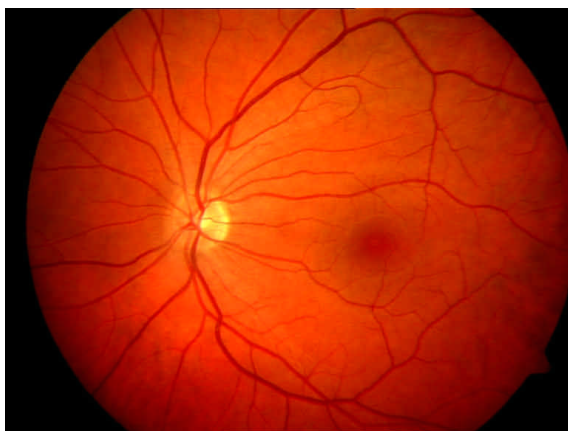
La macula : C'est le centre de la vision. Elle apparaît comme une tache plus sombre dans les images couleur du fond d'œil. Le centre de la macula est la fovéa qui se caractérise par l'absence des bâtonnets, une plus grande concentration de cônes, une dépression de la rétine et l'absence de vaisseaux rétiniens. Elle est le centre focal de la vision en lumière du jour (Figure III.1).

La vascularisation: L'alimentation est réalisée par l'artère ophtalmique qui passe par le nerf optique et donne l'artère centrale de la rétine, qui se divise en deux branches pour se terminer par un réseau d'artérioles. Les artérioles se poursuivent en un réseau de capillaires très fins au niveau des cellules bipolaires. On en trouve partout hormis entre la papille et la macula (Figure III.1). La région maculaire est irriguée par les vaisseaux choroïdiens situés en arrière de la rétine. L'évacuation se fait par un réseau de veinules qui rejoignent les deux branches de la veine centrale de la rétine.

Il existe plusieurs anomalies qui peuvent affecter la rétine, les plus sévères et les plus répandues sont: La Rétinopathie Diabétique et la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA).

Les éléments qui permettent de distinguer entre deux rétines sont les veines qui les tapissent. La disposition de ces veines est stable et unique d'un individu à l'autre (même d'un œil à l'autre du même individu (voir Figure III.2)).

Les modèles qui en sont issus héritent de la stabilité de cette disposition



(a) L'image de l'œil gauche



(b) Image de l'œil droit (avec rotation de 180°)

Figure III.2 - Exemple d'images rétiniennes droite et gauche d'un même individu [100].

De plus, pour un fraudeur, il est impossible de pouvoir reproduire ce motif, d'où un très haut niveau de sécurité.

Le réseau veineux rétinien est numérisé et cartographié sous forme de lignes et de points. On peut ainsi recenser jusqu'à 400 points caractéristiques (rappelons qu'une empreinte digitale n'en compte que 30 à 40).

b. Acquisition et représentation des images.

1. Capture des images rétiniennes.

Bien qu'elle soit réputée d'être très fiable et difficile à falsifier, la rétine n'a pas connu un intérêt aussi important que les autres techniques biométriques, à cause de la difficulté d'acquisition de l'image du fond d'œil. Cependant, CARELTON SIMON et GREG HEACOK se sont intéressés à la biométrie par la rétine et avaient commercialisé en 2002 le premier prototype de leur appareil d'acquisition de la rétine [27].

De nos jours, les appareils d'acquisition d'image rétinienne connus sous le nom de rétinographes (voir Figure III.3), utilisés dans les examens médicaux de la rétine, sont capables de prendre une photographie instantanée de la zone de la rétine, dans un œil humain, sans aucun balayage intrusif ou dangereux.



Figure III.3 - Deux exemples d'appareil d'acquisition d'images rétiniennes (rétinographie).

De même, des lecteurs de rétine sont de plus en plus disponibles, et permettent d'obtenir des images de très grande qualité (Figure III.4). Ils capturent l'image d'une rétine en éclairant le fond d'œil à l'aide d'un faisceau lumineux à travers la pupille et le corps vitreux. Ce faisceau est de très faible intensité pour ne pas gêner l'utilisateur ; il est sans danger et encore de plus faible intensité que sur les dispositifs ophtalmologiques. Un système de caméra très précis vient ensuite récupérer l'image de la rétine.



Figure III.4 - Exemples de lecteurs de rétine disponibles sur le marché (en 2011) [103].

Cette technologie réduit la perception du danger par l'utilisateur pendant le procédé d'acquisition de la rétine mais apporte également plus de liberté produisant un type plus hétérogène d'images rétiniennes. Les conditions d'éclairage et le mouvement de l'œil de l'utilisateur varient entre les acquisitions. Par conséquent, les systèmes précédents basés sur l'information de variation de contraste de secteurs réduits (ex : système de Robert Hill vu un peu plus haut dans ce chapitre), peuvent manquer de précision, dans certains cas, en augmentant le taux des faux rejets.

Les images utilisées, tout le long de notre travail de recherche, sont des images provenant d'une base de données à usage publique (voir [99] pour plus d'informations sur ce sujet). Le choix de la base d'images à utiliser s'est avéré complexe. Ceci est dû au fait que la majorité des bases publiques ont été construites pour des projets dans un contexte médical. Soit elles concernent des prises d'images de sujets pathologiques, soit la base ne contient qu'un seul échantillon par individu. Ceci dit, la seule base qui a semblé être la plus adaptée à nos besoins est la base ARIA [100].

Disponible à l'adresse : http://www.eyecharity.com/aria_online/, Analysis Retinal Image Archive est une base d'images de fonds d'œil, récoltée lors d'un projet de recherche unissant l'Unité St-Paul Eye, de l'Hôpital Universitaire Royal Trust de Liverpool, et le Département d'Ophtalmologie, Sciences Cliniques, Université de Liverpool, de la Grande-Bretagne. Elle se divise en trois ensembles d'images rétiniennes : le premier contient 92 images de sujets atteints d'une dégénération de la macula due à l'âge (AMD), un deuxième contient 59 images de sujets diabétiques et le dernier contient 61 images de sujets sains. Toutes les images du fond d'œil ont été acquises avec une caméra « Zeiss FF450+ fundus camera », avec un champ visuel de 50° d'angle, initialement enregistrées sous le format TIFF. Ensuite, les images ont été converties dans le format compressé JPG pour la mise en ligne sur le site d'ARIA. Les images sont représentées dans un espace couleur RVB (8-bits), et ont une résolution de 768x576. En plus des images complètes du fond d'œil, la base ARIA contient aussi deux images du réseau vasculaire (segmenté manuellement par deux experts

différents), et une image indiquant le contour de la papille et le centre de la macula, pour chaque image couleur de la base.

Un aperçu des images couleur de la base ARIA est montré dans la Figure III.5.

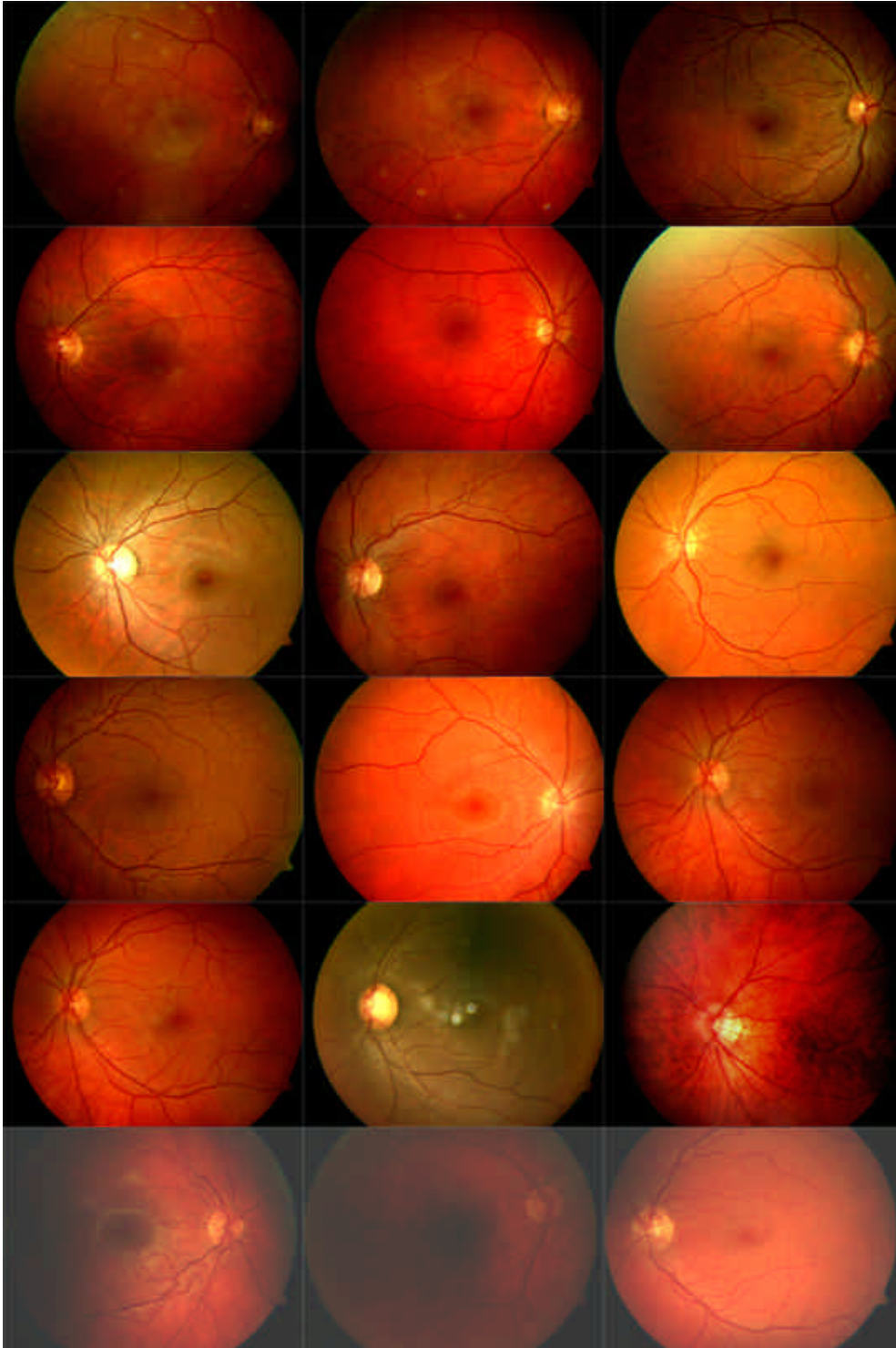
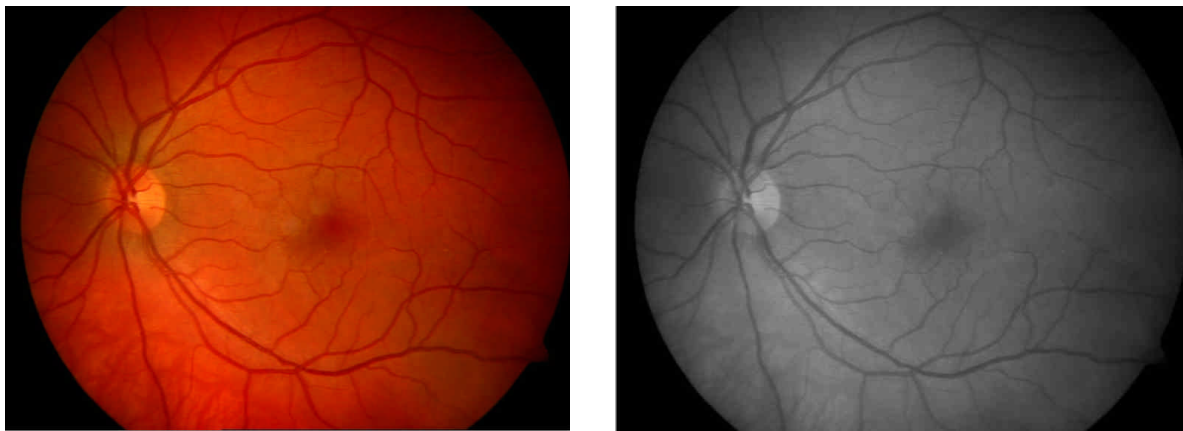


Figure III.5 - Echantillon de la base d'images ARIA [100].

Cependant, lors des opérations d'identification (avant d'entamer les procédures d'enrôlement, de vérification et/ou de reconnaissance), un prétraitement des images acquises s'impose afin de réduire les facteurs nuisant au processus de comparaison.

2. Représentation des images.

Après l'acquisition, nous allons nous intéresser dans cette deuxième partie du paragraphe à la représentation de ces images du fond d'œil. La première idée qui nous vient à l'esprit est la représentation de ces images couleur, obtenues depuis les lecteurs de rétines ou de rétinographes, en niveau de gris (NG), c'est-à-dire représenter les pixels en intensité lumineuse [31], dans le but d'augmenter le contraste et extraire le réseau vasculaire d'une manière efficace et fiable.



(a) L'image originale [100]

(b) L'image en Niveau de Gris (NG)

Figure III.6 - La transformation d'une image couleur en une image en niveau de gris.

En observant l'image en niveau de gris dans la Figure III.6 (b), nous remarquons que le contraste n'est pas vraiment élevé (surtout autour des petits vaisseaux), ce qui peut poser des problèmes lors de l'extraction des caractéristiques :

- Dans les images en niveau de gris, la luminosité est très faible, alors les informations se mélangent, et on obtient beaucoup de faux positifs lors de la détection du réseau vasculaire.
- Les vaisseaux sanguins sont souvent corrompus par le bruit, ce qui rend l'extraction des bords des vaisseaux pénible.

Pour contrer ces problèmes, nous utilisons l'image couleur dans le système *RVB* (rouge, vert, bleu), où chaque canal permet l'extraction d'une information spécifique. La représentation d'une image couleur dans l'espace *RVB* permet d'étudier séparément les différents canaux de la réponse spectrale. (Pour plus d'information sur la représentation des images dans l'espace *RVB* voir l'annexe C).

Les trois canaux (rouge, vert et bleu) sont montrés dans la Figure III.7.

Si l'on regarde le canal rouge (Figure III.7 (b)), on voit des vaisseaux de la choroïde. Ils apparaissent très flous ; ils ne sont pas présents dans les autres canaux. De plus, on peut constater que les vaisseaux rétiniens apparaissent comme les plus contrastés dans le canal vert (Figure III.7 (c)). Même comparé avec les canaux d'autres espaces couleur, c'est le canal vert qui donne le meilleur résultat au niveau du contraste des éléments sanguins. Le canal bleu contient très peu d'informations (Figure III.7 (d)), et de plus, il est très bruité. Les vaisseaux n'y sont presque pas présents, la papille et la macula sont vaguement visibles, et la dynamique est minimale.



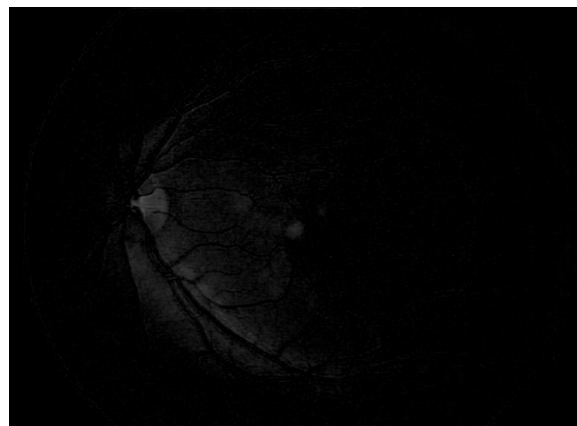
(a) L'image originale [100]



(b) Le canal rouge de l'image dans RVB



(c) Le canal vert de l'image dans RVB



(d) Le canal bleu de l'image dans RVB

Figure III.7 - Représentation de l'image couleur dans l'espace RVB.

Cette interprétation du contenu de couleur des images rétiniennes favorise le travail avec le canal vert de l'image pour l'extraction du réseau vasculaire car le vert était le canal le plus contrasté (au moins pour les éléments sanguins) et le moins bruité. On ne constate pas seulement que le réseau vasculaire apparaît plus contrasté dans ce canal, mais aussi que les vaisseaux de la choroïde n'y apparaissent pas. Les informations sur des couches différentes sont bien séparées, alors que si l'on considère la luminosité, les informations se mélangent, et on risque d'avoir plus de fausses détections.

IV. Amélioration des images.

L'amélioration est un domaine qui regroupe tout un ensemble d'opérations réalisées sur l'image rétinienne avec comme objectif général d'obtenir une image de meilleure qualité visuelle. En ce sens, il s'agit, la plupart du temps, d'améliorations subjectives puisqu'il est très difficile de définir de façon objective ce qu'est une image améliorée.

La prise des images rétiniennes est souvent influencée par des conditions de l'environnement. Les images sont souvent floues et peu contrastées, ceci peut être dû à un mouvement de la personne, un mauvais éclairage ou à une mauvaise mise au point de la caméra. Parfois les images sont surexposées et surtout, le canal rouge est souvent saturé.

Il existe plusieurs méthodes d'amélioration d'images rétiniennes, certaines sont adaptées à une lecture manuelle des images (examen ophtalmologique par un médecin), d'autres sont utilisées lors de l'interprétation automatique des images.

a. Algorithmes d'amélioration des images.

Deux algorithmes ont été présentés par T. WALTER dans sa thèse [30] pour améliorer la qualité des images et les rendre plus faciles à interpréter par les médecins (dans le cadre d'amélioration de l'image pour un diagnostic médical). Le premier algorithme applique une augmentation du contraste fondée sur une transformation par chapeau haut de forme. Le deuxième algorithme améliore les images de la rétine par normalisation des couleurs. La méthode consiste à modifier les canaux de l'image initiale de manière à ce qu'elle ait des caractéristiques semblables à celle de l'image de référence.

Un troisième algorithme concerne les améliorations apportées aux images en vue d'une interprétation automatique. Cet algorithme augmente le contraste et corrige l'illumination non-uniforme des images.

Dans son travail [29], A. FEROUÏ a présenté des techniques variées de traitement d'images qui permettent d'améliorer le contraste dans les images à niveau de gris. L'expansion de la dynamique, l'égalisation de l'histogramme, l'égalisation adaptative et bien d'autres techniques de traitement d'images existent dans la littérature et sont des outils très robustes qui donnent des résultats assez satisfaisants quant à l'amélioration des images peu contrastées. (Une description générale de ces techniques est présente dans l'annexe B).

Nous nous contenterons, naturellement, de présenter dans ce paragraphe uniquement le dernier algorithme dans [30] qui concerne notre cas d'interprétation, pour rester dans le cadre du sujet de notre recherche. (Cet algorithme a donné un résultat satisfaisant)

b. Augmentation du contraste et correction de l'illumination.

L'algorithme présenté dans [30] par T. Walter, vise à corriger l'illumination non uniforme d'une image toute en augmentant le contraste. Tout d'abord, l'auteur a décrit une méthode

d'augmentation de contraste, qui par l'introduction d'un paramètre local devient une correction d'illumination non uniforme.

La correction de l'illumination non uniforme a beaucoup d'importance pour l'analyse automatique. Combiner la correction de l'illumination non uniforme avec une augmentation de contraste est prometteur parce que la dynamique d'une image ayant une illumination non uniforme est déterminée par cette différence d'éclairage. Une fois l'illumination uniformisée, le contraste peut être augmenté facilement. [30]

1. Augmentation du contraste par une transformation de teintes de gris.

Le contraste d'une image est, entre autres, caractérisé par la distribution de valeurs de gris de l'image. Cette distribution peut être changée en appliquant une transformation de teintes de gris. (Voir aussi la Figure IV.1 (a))

DÉFINITION :

Soit $f : E \rightarrow T$ une image avec $T = \{t_{min}, \dots, t_{max}\} \subset \mathbb{R}$ un ensemble de nombres rationnels. Soit $U = \{u_{min}, \dots, u_{max}\} \subset \mathbb{R}$ un deuxième ensemble de nombre rationnels.

Une application $\Gamma : T \rightarrow U$
 $u = \Gamma(t)$

s'appelle transformation de valeur de gris Γ .

La transformation est construite de manière à ce qu'elle assigne à la moyenne μ_f de l'image originale f le milieu entre u_{min} et u_{max} :

$$\mu_f \rightarrow \frac{1}{2} (u_{min} + u_{max}) \quad (IV.1)$$

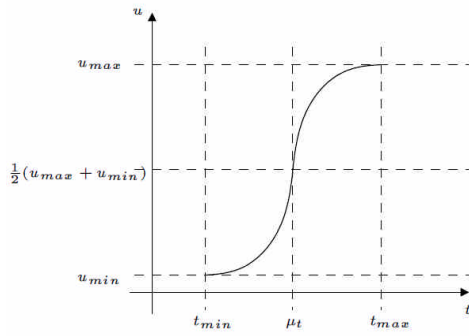
Cela n'est pas une nécessité, mais c'est un choix raisonnable.

Par simplicité, nous considérons par la suite les coordonnées transformées τ, v (voir Figure IV.1 (b)) avec :

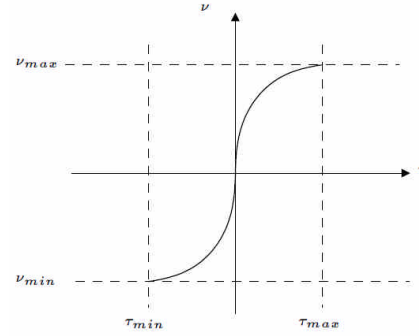
$$\begin{aligned} \tau &= t - \mu_t \\ v &= u - \frac{1}{2} (u_{min} + u_{max}) \end{aligned} \quad (IV.2)$$

L'auteur dans [30] a choisi pour Γ la famille des transformations polynomiales :

$$v = \Gamma^*(\tau) = \begin{cases} a_1 \cdot (\tau - \tau_{min})^r + b_1 & , \quad si \tau \leq 0 \\ a_2 \cdot (\tau - \tau_{min})^r + b_2 & , \quad si \tau > 0 \end{cases} \quad (IV.3)$$



(a) Le graphe de la transformation de teintes de gris



(b) Le graphe de la transformation de teintes de gris avec des coordonnées transformées.

Figure IV.1 - La modification de teinte de gris [30].

avec les paramètres r, a_1, a_2, b_1 et b_2 . Le paramètre r peut être librement choisi, les autres paramètres sont déterminés pour que la transformation remplisse certains critères : l'image résultante doit couvrir toute la dynamique possible (donc de u_{min} , u_{max}) et la transformation doit être continue.

Ces conditions s'expriment par :

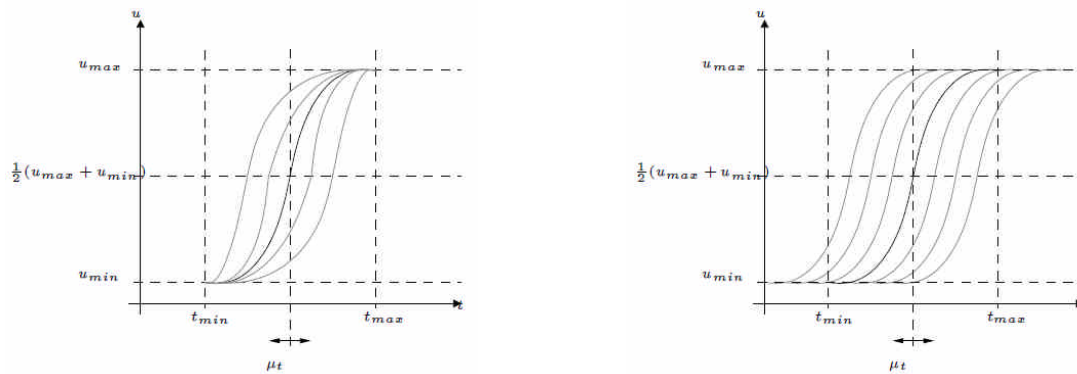
$$\begin{aligned}
 \Gamma^*(\tau_{min}) &= v_{min} \\
 \lim_{\tau \rightarrow 0^-} \Gamma^*(\tau) &= 0 \\
 \lim_{\tau \rightarrow 0^+} \Gamma^*(\tau) &= 0 \\
 \Gamma^*(\tau_{max}) &= v_{max}
 \end{aligned} \tag{IV.4}$$

et avec (IV.3), nous obtenons pour les paramètres a_1, a_2, b_1 et b_2 :

$$\begin{aligned}
 a_1 &= \frac{-v_{min}}{(-\tau_{min})^r} = \frac{\frac{1}{2}(u_{max} - u_{min})}{(\mu_f - t_{min})^r} \\
 a_2 &= \frac{-v_{max}}{(-\tau_{max})^r} = \frac{-\frac{1}{2}(u_{max} - u_{min})}{(\mu_f - t_{max})^r} \\
 b_1 &= v_{min} = \frac{1}{2}(u_{min} - u_{max}) \\
 b_2 &= v_{max} = \frac{1}{2}(u_{max} - u_{min})
 \end{aligned} \tag{IV.5}$$

et enfin, pour $u = \Gamma(t)$:

$$u = \Gamma(t) = \begin{cases} \frac{\frac{1}{2}(u_{max} - u_{min})}{(\mu_f - t_{min})^r} \cdot (t - t_{max})^r + u_{min} & , \text{ si } t \leq \mu_f \\ -\frac{\frac{1}{2}(u_{max} - u_{min})}{(\mu_f - t_{max})^r} \cdot (t - t_{max})^r + u_{max} & , \text{ si } t > \mu_f \end{cases} \tag{IV.6}$$



(a) Modification du graphe en fonction de μ_t en gardant les points extrêmes.

(b) Translation du graphe dépendant de μ_t .

Figure IV.2 - Les modifications du graphe en fonction de μ_t [30].

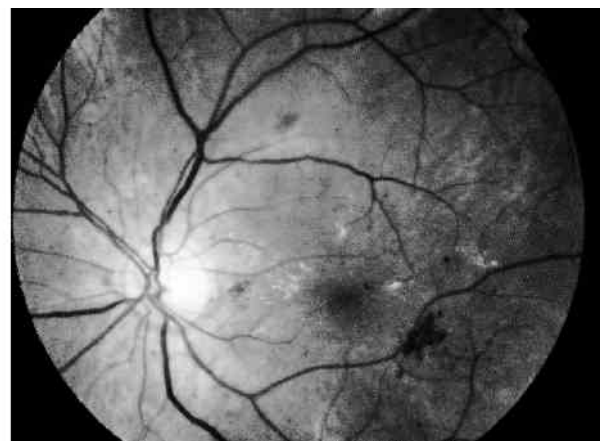
Le graphe correspondant à cet algorithme est montré dans la Figure IV.2. (a) La transformation résultante n'est pas symétrique vis-à-vis du point $(\mu_t, \frac{1}{2}(u_{max} + u_{min}))$.

Pour obtenir une transformation symétrique, la même équation (IV.6) peut être utilisée, μ_f doit être remplacé par $\frac{1}{2}(t_{max} + t_{min})$ et t par $t' = t + (\frac{1}{2}(t_{max} + t_{min}) - \mu_f)$. Cette deuxième version de la transformation de valeur de gris (voir la Figure IV.2. (a)) a l'avantage d'être symétrique, mais elle n'utilise pas toute la dynamique possible.

L'un des deux inconvénients doit être accepté (à condition que $\Gamma(\mu_f) = \frac{1}{2}(u_{max} + u_{min})$). La condition de symétrie n'est pas vraiment essentielle et peut même être défavorable. En effet, si la moyenne de f dans une certaine région est relativement basse, la dynamique pour les valeurs de gris basses est forcément petite, et on a intérêt à donner plus de poids à l'augmentation de contraste pour cette partie des valeurs de gris.



(a) L'image originale



(b) Le résultat pour $r = 5$

Figure IV.3 - L'augmentation globale de contraste [30].

Le paramètre r sert à contrôler à quel point on augmente le contraste. Supposons que : $\mu_f = \frac{1}{2}(t_{max} + t_{min})$; pour $r = 1$, l'opérateur est l'étirement linéaire de l'histogramme.

Pour $r \rightarrow \infty$, l'opérateur peut être vu comme un seuillage avec le seuil μ_t . Pour r entre les deux, on obtient des augmentations de contraste plus ou moins fortes.

Les résultats obtenus en appliquant cet opérateur à l'image entière sont montrés dans la Figure IV.3. La dynamique est augmentée, mais le résultat n'est quand même pas satisfaisant : le contraste des vaisseaux près de la papille ou dans des régions sombres (au bord de l'image) est plutôt affaibli par rapport à l'image d'origine. Le problème est l'application d'une seule transformation pour tous les pixels indépendamment de l'illumination de la partie de l'image où ils se trouvent. Ainsi les vaisseaux qui sortent de la papille ont un contraste très élevé par rapport à l'entourage, mais ils sont nettement moins sombres que les vaisseaux au bord de l'image ; il peut même arriver qu'ils aient des valeurs de gris plus élevées que la moyenne μ_f . A ce moment, leur valeur de gris n'est pas diminuée par la transformation, mais augmentée, ce qui diminue le contraste. Un autre effet peut être observé dans des régions sombres qui contiennent des détails encore plus sombres (par exemple les vaisseaux au bord de l'image) : La transformation proposée n'augmente le contraste que pour les $t \in T$ avec $\frac{\partial u}{\partial t} > 1$ (donc pas pour des t qui sont beaucoup plus grands ou beaucoup plus petits que μ_f). En raison de non-uniformité de l'éclairage, le contraste des détails sombres dans des régions sombres n'est pas augmenté, mais au contraire diminué.

Ce problème peut être résolu en introduisant un caractère local à la fonction comme expliqué dans le paragraphe suivant.

2. La correction d'illumination non-uniforme.

i. Les opérateurs de correction d'illumination non-uniforme.

La géométrie de l'œil et les méthodes d'illumination entraînent de manière systématique une non-uniformité de l'éclairage de la rétine. Cette non-uniformité n'a pas de conséquences, en général, pour l'analyse manuelle des images de la rétine. Par contre, elle pose de graves problèmes pour l'analyse automatique car les structures de la rétine ne peuvent pas être caractérisées par leur niveau de gris ou leur couleur.

Des opérateurs de correction de l'illumination calculent les différences entre la valeur de gris du pixel donné par rapport à une image qui est une approximation du fond, donc des variations lentes de valeurs de gris.

Soit f la fonction, $A(f)$ l'approximation du fond et c une constante (pour éviter des valeurs négatives). L'opérateur de correction d'illumination $CI(f)$ s'écrit de la manière suivante :

$$[CI(f)](x) = f(x) - [A(f)](x) + c \quad (IV.7)$$

C'est à dire, dans l'image corrigée, les valeurs de gris ne dépendent que de la différence entre la valeur originale et une approximation de la valeur de gris du fond. Les méthodes diffèrent par rapport au calcul de l'approximation du fond : on peut calculer la moyenne de l'image en utilisant une grande fenêtre que l'on déplace sur l'image, ou bien le médian, une ouverture, une fermeture ou un filtre alterné séquentiel, ou bien d'autres filtres qui enlèvent tous les détails d'intérêts.

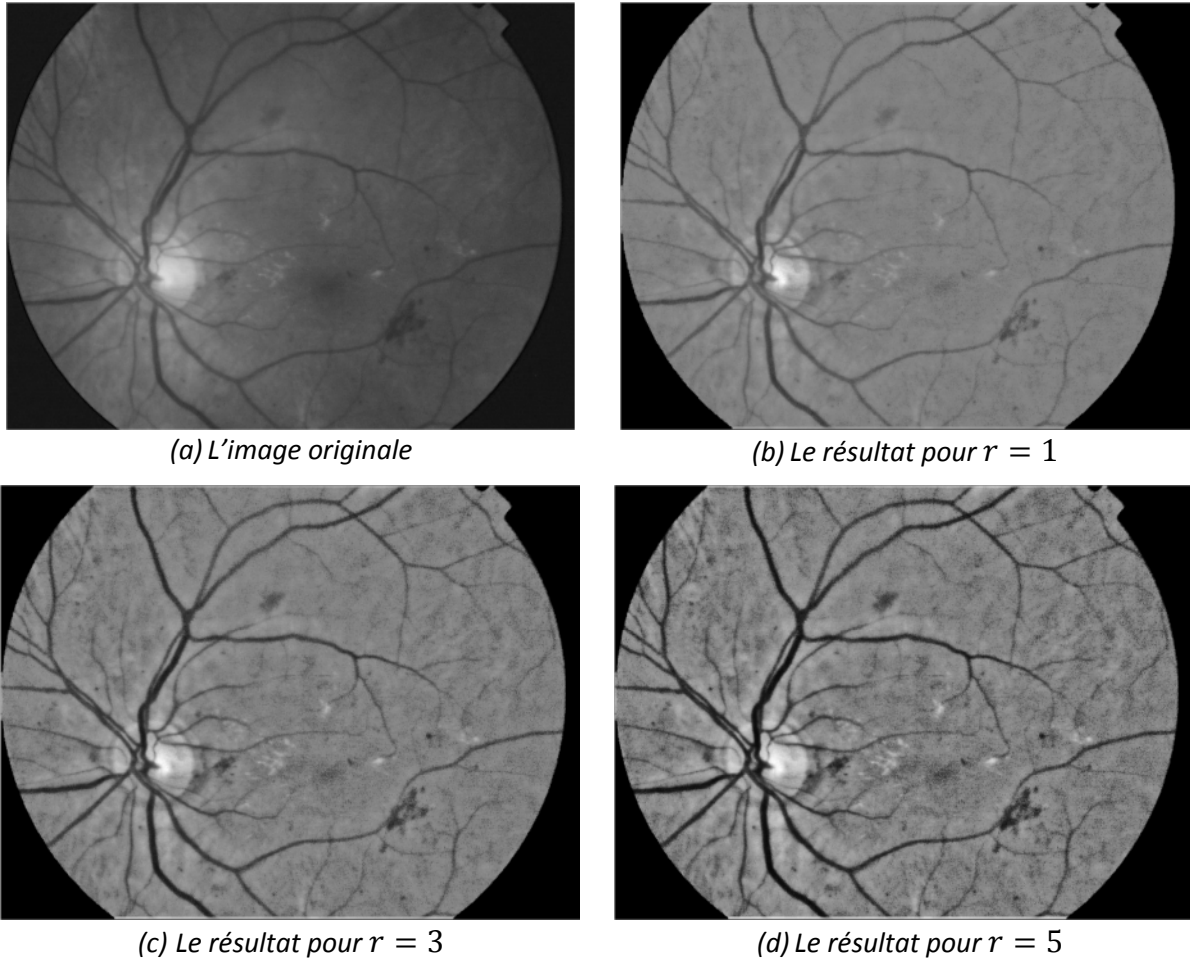


Figure IV.4 - L'augmentation locale de contraste [30].

ii. L'opérateur proposé dans [30].

Pour obtenir un opérateur de correction de changement d'illumination à partir de l'opérateur d'augmentation de contraste proposé dans la section IV.b.1 ci-dessus, il suffit de remplacer la moyenne μ_f de l'image entière par la moyenne $\mu_f^W(x)$ dans une fenêtre $W(x) \subset E$ centrée sur le point x et contenant N_W pixels :

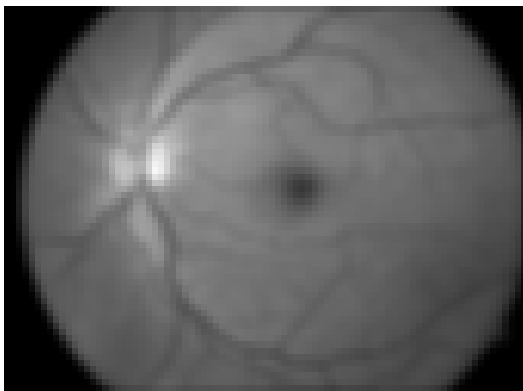
$$\mu_f^W(x) = \frac{1}{N_W} \sum_{\xi \in W(x)} f(\xi) \quad (IV.8)$$

De cette manière, un opérateur de contraste est obtenu, pour lequel les paramètres de la transformation de valeur de gris sont calculés en fonction de la moyenne de l'image dans un environnement d'une certaine taille. Il s'agit à la fois d'un algorithme d'augmentation de contraste et de correction d'illumination non-uniforme, puisque le résultat ne dépend que de la différence entre $f(x)$ et la moyenne locale (donc l'approximation du fond), et non pas de la valeur de gris absolue. Le résultat de cet opérateur est montré dans la Figure IV.4.

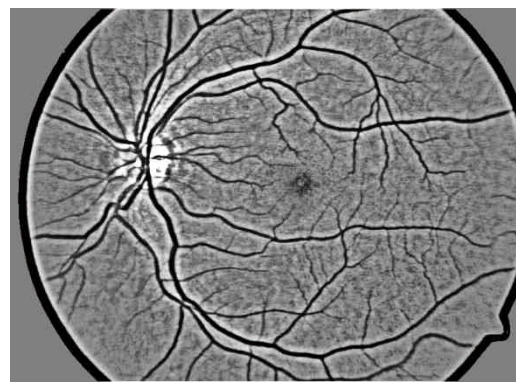
La taille de la fenêtre W a beaucoup d'influence sur les structures qui restent dans l'image : seules des structures qui sont plus petites que la taille de la fenêtre comme les vaisseaux, les hémorragies, les micro-anévrismes et les exsudats par exemple, sont visibles dans l'image résultante. Par exemple dans les figures Figure IV.4 (c et d), la macula n'est presque pas visible, car elle correspond à un changement de valeur de gris trop « lent » (identique à la variation du fond). Pour l'extraire, la taille de la fenêtre doit être plus grande.

En pratique, la moyenne dans une grande fenêtre n'est pas calculée pour chacun des pixels parce que cela serait trop coûteux en termes de temps de calcul. En effet, il suffit de calculer la moyenne pour un sous-échantillonnage de l'image et d'estimer la moyenne pour le reste des pixels par une simple interpolation.

Dans son travail de recherche [29], A. FEROUÏ affirma qu'après plusieurs essais, les meilleurs résultats avaient été obtenus pour une fenêtre de taille $W = 21$. (Voir Figure IV.5)



(a) *Approximation du fond de l'image du canal vert*



(b) *Le résultat pour l'opérateur de l'illumination de l'image d'approximation du fond*

Figure IV.5 - Le problème de bords lors de la correction de l'illumination non uniforme.

Par contre, cette méthode montre un problème qui existe en général dans beaucoup de méthodes d'uniformisation d'illumination : en calculant l'approximation du fond (l'image originale dans laquelle tous les détails d'importance sont enlevés), les bords des objets, qui ne sont pas entièrement enlevés, sont modifiés (voir la Figure IV.5). Considérons par exemple des régions claires qui subissent un lissage. Elles sont « étendues » par le filtrage ; en calculant la différence entre l'approximation (l'image lissée) et l'image originale, on assigne aux pixels proches de l'objet une valeur de gris trop basse. Par conséquent, des « trous » sont introduits ; ce sont des régions sombres, qui n'ont pas de correspondance

dans l'image originale. Dans les images rétiniennes, cela arrive surtout au niveau de la papille et des exsudats.

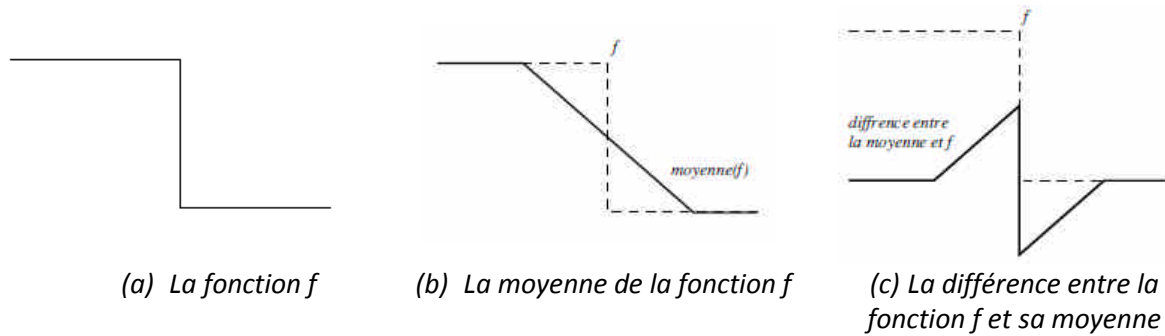
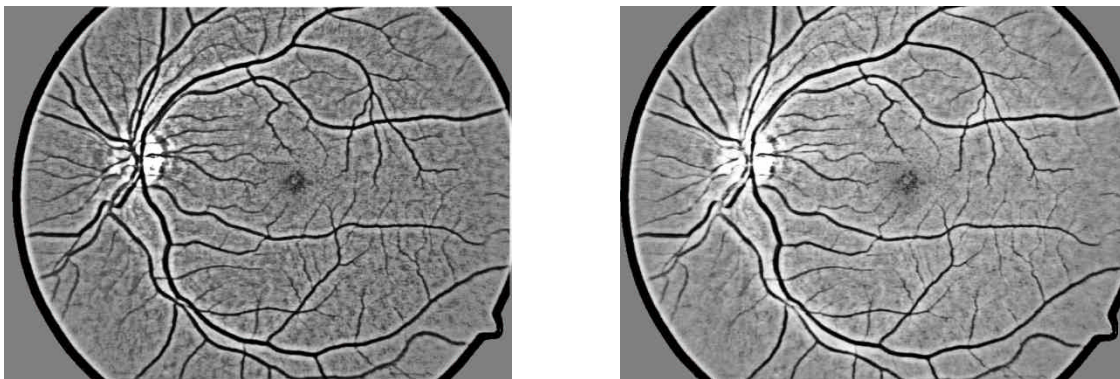


Figure IV.6 - Le problème de bord de la correction de l'illumination non-uniforme dans [30].

Pour éviter ce phénomène lors de la détection du réseau vasculaire, T. WALTER [30] et A. FEROUÏ [29] ont proposé de filtrer l'image originale avant de calculer l'approximation, en effectuant une ouverture par diamètre ($\gamma_{\lambda}^0 = 24$ dans [29]) pour enlever tous les objets clairs ayant un diamètre plus petit que λ . Cela a deux conséquences avantageuses : les effets de bords sont évités et des objets clairs de surface plus grande que la fenêtre W et relativement homogènes restent dans l'image (Figure IV.7 (b)).



(a) Le résultat de l'opérateur de correction de l'illumination sans filtrage de l'image d'approximation du fond

(b) Le résultat de l'opérateur de correction de l'illumination avec filtrage de l'image d'approximation du fond

Figure IV.7 - L'effet de filtrage de l'image d'approximation du fond.

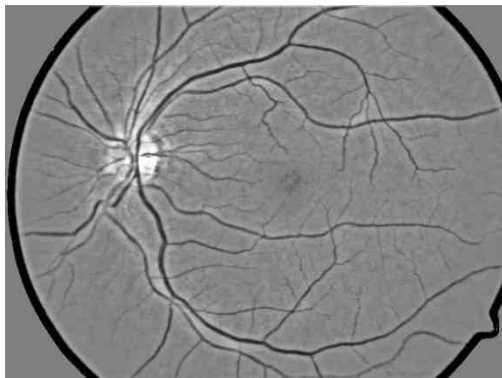
Après l'application de l'opérateur sans filtrage (Figure IV.7(a)), les pixels en proximité de la papille sont plus sombres, leur teinte de gris s'approche de celle des vaisseaux, cela introduit de fausses détections lors de l'extraction de l'arbre vasculaire. Par contre, cet effet est considérablement réduit après le filtrage de l'approximation du fond (Figure IV.7(b)).

L'opérateur bâti à partir de l'équation (IV.6) s'écrit de la manière suivante :

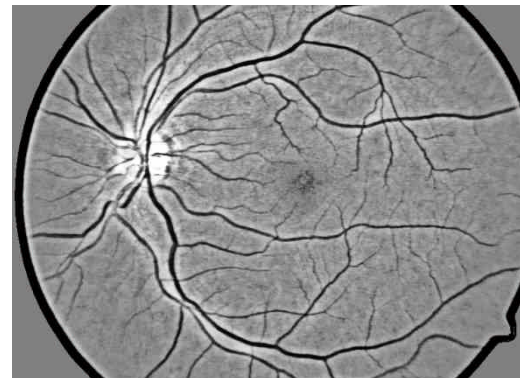
$$u = \Gamma(\tau) = \begin{cases} \frac{1}{2} \frac{(u_{max} - u_{min})}{\left(\mu_{\gamma_\lambda^0}^W(x) - \tau_{min}\right)^r} \cdot (t - t_{max})^r + u_{min} & , \text{ si } t \leq \mu_{\gamma_\lambda^0}^W(x) \\ -\frac{1}{2} \frac{(u_{max} - u_{min})}{\left(\mu_{\gamma_\lambda^0}^W(x) - \tau_{max}\right)^r} \cdot (t - t_{max})^r + u_{max} & , \text{ si } t > \mu_{\gamma_\lambda^0}^W(x) \end{cases} \quad (IV.9)$$

Dans cette expression $\mu_{\gamma_\lambda^0}^W(x)$ désigne la moyenne de la fenêtre W centrée en x de l'image ouverte par un diamètre $\gamma_\lambda^0(f)$.

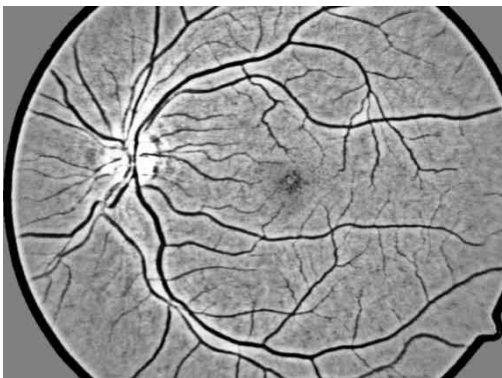
L'application de cet opérateur est illustrée par la Figure IV.8.



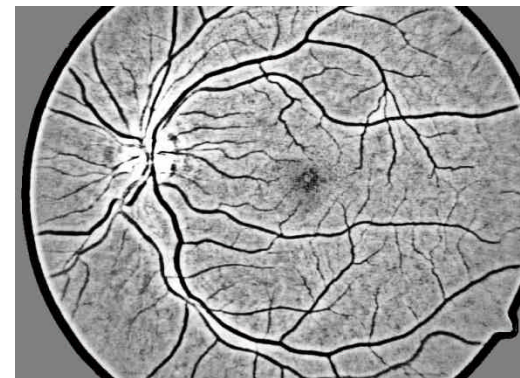
(a) L'éclairage pour $r = 2$



(b) L'éclairage pour $r = 5$



(c) L'éclairage pour $r = 8$



(d) L'éclairage pour $r = 13$

Figure IV.8 - La correction de l'éclairage non uniforme.

Dans la Figure IV.8 (d), on constate que l'éclairage et le contraste des petits vaisseaux sont augmentés par rapport aux Figure IV.8 (a, b et c). L'augmentation de contraste et la correction de l'illumination sont deux paramètres à prendre en considération lors d'amélioration des images rétiniennes.

Cette méthode de correction de l'illumination non uniforme et d'augmentation de contraste est le premier pas vers une analyse automatique de l'image rétinienne. Elle va être utilisée par les algorithmes de détection du réseau vasculaire et des points de références qui feront l'objet du prochain chapitre.

V. Conclusion.

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à la phase initiale d'un système d'identification rétinale. Nous avons décrit les images rétiniennes sur lesquelles notre algorithme d'identification va être appliqué.

Les méthodes d'acquisition des images rétiniennes a été la cause principale de la réticence de cette technique biométrique. Mais, de nos jours, et au moment même où nous rédigeons ce mémoire, il existe plusieurs sites annonçant la mise en vente de nouveaux appareils de lecture de la rétine, peu onéreux et avec des nouvelles technologies ne présentant aucun contact direct avec l'œil humain, donc sans aucun danger pour les individus. De ce fait, cela s'avère être un très grand pas dans cette technologie qui va probablement pouvoir évoluer, à présent, puisqu'elle a pu se défaire de son caractère plutôt invasif.

Nous avons vu aussi, dans ce chapitre, qu'afin d'obtenir de bons résultats dans le processus d'identification, une étape d'amélioration des images rétiniennes s'avère être nécessaire. D'abord nous avons abordé différentes représentations des images, et avons conclu que le canal vert d'une image couleur est la meilleure représentation. Elle contient le maximum d'informations et permet une extraction efficace des caractéristiques, surtout celles du réseau vasculaire.

Ensuite, nous avons présenté un opérateur qui corrige l'illumination non-uniforme en augmentant le contraste local de l'image. Cet algorithme évite l'introduction de faux détails sombres ou clairs qui sont typiques pour ce genre d'algorithmes.

A présent, nous disposons d'images prêtes à être utilisées par des algorithmes automatiques d'extraction des caractéristiques. Nous verrons dans le prochain chapitre comment, à partir de ces images, extraire les caractéristiques de la rétine, et générer une signature biométrique qui identifiera chaque individu d'une manière unique.