HAL
open science

Modélisation de la couleur dans le cadre de l'analyse d'images et de son application à la cytologie automatique

Catherine Garbay

To cite this version:

Catherine Garbay. Modélisation de la couleur dans le cadre de l'analyse d'images et de son application à la cytologie automatique. Modélisation et simulation. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 1979. Français. NNT : . tel-00290570v2

HAL Id: tel-00290570

https://theses.hal.science/tel-00290570v2

Submitted on 27 Jun 2008

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

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

TU 1268

THESE

présentée à

Institut National Polytechnique de Grenoble

pour obtenir le grade de

DOCTEUR INGENIEUR

(génie informatique)

par

Catherine GARBAY

MODELISATION DE LA COULEUR DANS LE CADRE DE L'ANALYSE D'IMAGES ET DE SON APPLICATION A LA CYTOLOGIE AUTOMATIQUE

Thèse soutenue le 7 décembre 1979 devant la Commission d'Examen:

président	:	F. CHATELIN
rapporteurs	:	G. BRUGAL
		G. VEILLON
examinateurs	:	S. CASTAN
		C. GUIGNARD
		C. MOURIQUAND

INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE

Année Universitaire 1978-1979

Président : M. Philippe TRAYNARD

Vice-Présidents : M. Georges LESPINARD
M. René PAUTHENET

PROFESSEURS TITULAIRES

MM	BENOIT Jean	Electronique - Automatique
	BESSON Jean	Chimie Minérale
	BLOCH Daniel	Physique du Solide - Cristallographie
	BONNETAIN Lucien	Génie Chimique
	BONNIER Etienne	Métallurgie
	*BOUDOURIS Georges	Electronique - Automatique
	BRISSONNEAU Pierre	Physique du Solide - Cristallographie
	BUYLE-BODIN Maurice	Electronique - Automatique
	COUMES André	Electronique - Automatique
	DURAND Francis	Métallurgie
	FELICI Noël	Electronique - Automatique
	FOULARD Claude	Electronique - Automatique
	LANCIA Roland	Electronique - Automatique
	LONGEQUEUE Jean-Pierre	Physique Nucléaire Corpusculaire
	LESPINARD Georges	Mécanique
	MOREAU René	Mécanique
	PARIAUD Jean-Charles	Chimie-Physique
	PAUTHENET René	Electronique - Automatique
	PERRET René	Electronique - Automatique
	POLOUJADOFF Michel	Electronique - Automatique
	ROBERT André	Chimie Appliquée et des Matériaux
	TRAYNARD Philippe	Chimie - Physique
	VEILLON Gérard	Informatique fondamentale et appliquée

*en congé pour études.

PROFESSEURS SANS CHAIRE

MM	BLIMAN Samuël	Electronique - Automatique
	BOUVARD Maurice	Génie Mécanique
	COHEN Joseph	Electronique - Automatique
	GUYOT Pierre	Métallurgie Physique
	JOUBERT Jean-Claude	Physique du Solide - Cristallographie
	LACOUME Jean-Louis	Electronique - Automatique
	~~ROBERT André~~	~~Chimie Appliquée et des Matériaux~~
	ROBERT François	Analyse numérique
	SABONNADIERE Jean-Claude	Electronique - Automatique
	ZADWORNY François	Electronique - Automatique

MAITRES DE CONFERENCES

MM	ANCEAU François	Informatique fondamentale et appliquée
	CHARTIER Germain	Electronique - Automatique
Mme	CHERUY Arlette	Automatique
	CHIAVERINA Jean	Biologie, biochimie, agronomie
	IVANES Marcel	Electronique - Automatique
	LESIEUR Marcel	Mécanique
	MORET Roger	Physique nucléaire - corpusculaire
	PIAU Jean-Michel	Mécanique
	PIERRARD Jean-Marie	Mécanique
Mme	SAUCIER Gabrielle	Informatique fondamentale et appliquée
	SOHM Jean-Claude	Chimie Physique

.../...

INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE

CHERCHEURS DU C.N.R.S. (Directeur et Maîtres de Recherche)

M	FRUCHART Robert	Directeur de Recherche
MM	ANSARA Ibrahim	Maître de Recherche
	BRONOEL Guy	Maître de Recherche
	CARRE René	Maître de Recherche
	DAVID René	Maître de Recherche
	DRIOLE Jean	Maître de Recherche
	KLEITZ Michel	Maître de Recherche
	LANDAU Ioan-Doré	Maître de Recherche
	MERMET Jean	Maître de Recherche
	MUNIER Jacques	Maître de Recherche

Personnalités habilitées à diriger des travaux de recherche (Décision du Conseil Scientifique)

E.N.S.E.E.G.

MM	BISCONDI Michel	Ecole des Mines ST ETIENNE (dépt.Métallurgie)
	BOOS Jean-Yves	Ecole des Mines ST ETIENNE (Métallurgie
	DRIVER Julian	Ecole des Mines ST ETIENNE (Métallurgie
	KOBYLANSKI André	Ecole des Mines ST ETIENNE (Métallurgie
	LE COZE Jean	Ecole des Mines ST ETIENNE (Métallurgie
	LESBATS Pierre	Ecole des Mines ST ETIENNE (Métallurgie
	RIEU Jean	Ecole des Mines ST ETIENNE (Métallurgie
	SAINFORT	C.E.N.Grenoble (Métallurgie)
	SOUGUET Jean-Louis	U.S.M.G.
	CAILLET Marcel	E.N.S.E.E.G. (Chimie Minérale Physique)
	COULON Michel	E.N.S.E.E.G. (Chimie Minérale Physique)
	GUILHOT Bernard	Ecole des Mines ST ETIENNE (Chim.Min.Ph
	LALAUZE René	Ecole des Mines ST ETIENNE (Chim.Min.Ph
	LANCELOT Francis	Ecole des Mines ST ETIENNE (Chim.Min.Ph
	SARRAZIN Pierre	E.N.S.E.E.G. (Chimie Minérale Physique)
	SOUSTELLE Michel	Ecole des Mines ST ETIENNE (Chim.Min.Ph
	THEVENOT François	Ecole des Mines ST ETIENNE (Chim.Min.Ph
	THOMAS Gérard	Ecole des Mines ST ETIENNE (Chim.Min.Ph
	TOUZAIN Philippe	E.N.S.E.E.G. (Chimie Minérale Physique)
	TRAN MINH Canh	Ecole des Mines ST ETIENNE (Chim.Min.Ph)

E.N.S.E.R.G.

MM	BOREL Joseph	Centre d'Etudes Nucléaires de GRENOBLE
	KAMARINOS Georges	Centre National Recherche Scientifique

E.N.S.E.G.P.

MM	BORNARD Guy	Centre National Recherche Scientifique
	DAVID René	Centre National Recherche Scientifique
	DESCHIZEAUX Pierre	Centre National Recherche Scientifique

E.N.S.I.M.A.G.

MM	COURTIN Jacques	Université des Sciences Sociales
	LATOMBE Jean-Claude	Institut National Polytechnique GRENOBLE
	LUCAS Michel	Université Scientique et Médicale GRENOB

*

* *

*

AVANT-PROPOS

Avant de présenter mon travail, je tiens à remercier tous ceux qui ont participé à la réalisation de ce mémoire, et plus particulièrement Mesdames BIGOT et BOULESTEIX pour le soin minutieux qu'elle ont accordé à la frappe de ce manuscrit, et Mesdames CLEMENT-LACROIX et MONTMASSON pour la patience et l'application qu'elles ont apportées à la réalisation des figures.

J'exprime ma respectueuse gratitude à Madame le Professeur CHATELIN qui a bien voulu accepter la présidence du jury, pour l'interêt qu'elle a porté à mon travail.

Je suis très obligée à Monsieur le Professeur VEILLON d'avoir facilité mon insertion dans la Recherche; je tiens également à le remercier pour la confiance qu'il m'a accordée, et l'attention qu'il a toujours manifesté à mon égard.

Je remercie très vivement Monsieur le Professeur CASTAN qui, en acceptant de juger ce travail, me fait bénéficier de sa compétence en Analyse d'images. Je suis très honorée de sa présence dans le jury.

Je suis très reconnaissante à Monsieur GUIGNARD, Directeur technique de TITN, de l'interêt qu'il a porté à ce travail et de l'honneur qu'il m'a fait en acceptant de le critiquer à la lumière de ses compétences scintifiques et techniques.

Je remercie très vivement Monsieur le Professeur MOURIQUAND qui, en acceptant de juger ce travail, me fait bénéficier de ses compétences en cytologie. Je suis très honorée de sa présence dans le jury.

Je tiens à exprimer à Monsieur le Professeur CHIBON ma profonde gratitude pour le soutien et les encouragements consta qu'il m'a prodigués, et pour l'accueil qu'il m'a réservé. Je le remercie vivement pour la sollicitude, la disponibilité et l'at tention permanente qu'il manifeste à l'égard de tous.

Que mes collègues et amis du laboratoire d'Informatique et de Mathématiques Appliquées et du laboratoire de Zoologie et Biologie Animale, qui m'ont encouragée avec sympathie trouvent ici l'expression de mes sentiments cordiaux et amicaux. Je tien à remercier tout particulièrement D.ADELH, J.M.CHASSERY, F.GIRO et F.VEILLON pour les discussions fructueuses que j'ai eues ave eux et pour leur soutien permanent.

Que G.BRUGAL trouve ici l'expression de ma très profonde estime. En m'accueillant dans son équipe, il m'a transmis son enthousiasme et sa foi en la Recherche, et m'a assuré un appui indéfectible. Je lui dois en outre de m'avoir proposé le sujet de ce mémoire, et d'avoir suivi et guidé avec compétence et interêt tous les développements de ma recherche. Je voudrais à ce égard lui exprimer ma plus vive reconnaissance.

SOMMAIRE

Pages

PRÉAMBULE ---------- 1

INTRODUCTION GÉNÉRALE ---------- 2

CHAPITRE I ---------- 4

Etude théorique d'une modélisation de la couleur

INTRODUCTION ---------- 7

A- PHYSIQUE DES COULEURS ---------- 9

I - Formation des couleurs

II - Analyse des couleurs

III- Modèles mathématiques fondés sur les concepts colorimétriques

B- PERCEPTION DE LA COULEUR ---------- 30

I - Perception visuelle humaine

II - Modélisation de la couleur dans le cadre de la perception visuelle

CONCLUSION ---------- 64

CHAPITRE II ---------- 67

Implémentation d'un modèle de couleur sur un analyseur d'images microscopiques

INTRODUCTION ---------- 68

A- IMPLEMENTATION D'UNE METHODE D'ANALYSE DE LA COULEUR SUR UN ANALYSEUR D'IMAGES ------ 69

I - Problèmes introduits par le capteur utilisé pour l'analyse d'images en couleurs

II - SAMBA et l'analyse colorée

Pages

B- MODELISATION DE LA COULEUR PROPRIETES DU MODELE ---------- 109

I - Modélisation de la couleur

II - Luminance, teinte et saturation

CONCLUSION ---------- 132

CHAPITRE III ---------- 134

Apport de la couleur à la reconnaissance automatique des cellules de la moelle osseuse

INTRODUCTION ---------- 137

A- PROBLEMATIQUE ET ETAT DE L'ART ---------- 139

I - Cellules de la moelle osseuse et du sang: cas normaux et pathologiques (leucémies)

II - Préparation, coloration et examen manuel

III- Analyse automatique des leucocytes

B- ANALYSE EN COULEURS DES CELLULES MYELOÏDES FONDEE SUR LA PERCEPTION VISUELLE HUMAINE ---------- 171

I - Mode de traitement choisi

II - Segmentation

III- Paramétrisation

CONCLUSION ---------- 210

CONCLUSION GÉNÉRALE ---------- 211

ANNEXE I ---------- 214

Utilisation d'une console graphique TEKTRONIX 4027 pour la reproduction d'images en couleurs

ANNEXE II ---------- 217

Un programme d'analyse en couleurs d'une image constituée de champs adjacents

BIBLIOGRAPHIE ---------- 220

PRÉAMBULE

Ce travail, consacré à l'étude d'une modélisation de la couleur dans le cadre de l'analyse des images et de son application à la cytologie automatique, m'a été confié par G. BRUGAL et a été réalisé sous la direction de G. VEILLON et G. BRUGAL au sein de l'Equipe de Microscopie Quantitative, issue du Laboratoire d'Informatique et de Mathématiques Appliquées et du Laboratoire de Zoologie et de Biologie Animale de l'Université Scientifique et Médicale de Grenoble.

Ces travaux ont bénéficié des aides financières de la D.G.R.S.T. :

- n° 77-7-1608 : "Mise au point d'un appareil d'analyse photométrique des images données par un microscope" (Instruments de Mesure) - 1977.

- n° 78-7-2382 : "Couplage d'un mini-ordinateur à un cytophotomètre automatique à balayage (SAMBA)" (Analyse des images biomédicales) - 1978.

- n° 79-7-567 : "Etude et réalisation d'une maquette d'analyseur d'images microphotométrique et polychromatique à balayage automatique" (Analyse des images biomédicales) - 1979.

Ces travaux ont contribué au développement d'un analyseur d'images microscopiques entrepris avec les établissements industriels TITN et SORO.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'analyse d'images et la reconnaissance des formes, grâce à l'évolution simultanée des moyens technologiques et des méthodes mathématiques, prennent actuellement une part de plus en plus importante dans l'observation de nombreux phénomènes.

En ce qui concerne le domaine biologique et médical, et notamment la cytologie, l'automatisation des procédés habituels d'analyse (observation humaine et dosages photométriques) s'est avérée indispensable.

Le système SAMBA (Système d'Analyse Microphotométrique à Balayage Automatique) a été conçu à cette fin à l'aide d'une collaboration étroite entre le Laboratoire de Zoologie et Biologie Animale, le Laboratoire d'Informatique et de Mathématiques Appliquées de Grenoble et l'Atelier de Micro-Informatique. Des recherches ont été menées concernant notamment la reconnaissance des phases du cycle cellulaire (GIROUD, 1979) et la reconnaissance des cellules de la moelle osseuse (BRUGAL et col., 1979). Cette dernière voie de recherche a été ouverte dans le cadre d'un projet de fin d'études d'ingénieur (ADELH et GARBAY, 1977) et les difficultés rencontrées, tant pour la segmentation des images que pour la paramétrisation des types cellulaires ont mis en évidence l'importance de l'information de couleur relative à ces cellules. Nous nous sommes donc attachés à définir dans le cadre de ce travail une méthode d'analyse de la couleur d'un objet, et à étudier l'apport de l'information de couleur à la cytologie automatique.

La couleur d'un objet résulte de l'interaction entre la lumière incidente et les propriétés physiques de l'objet, celles-ci modifiant la distribution d'énergie spectrale de la lumière. Une analyse très précise de la couleur d'un point d'objet pourrait donc consister en l'étude de la distribution spectrale correspondante. Ce mode de traitement pouvant s'avérer extrêmement lourd, il est nécessaire de sélectionner quelques longueurs d'onde suffisamment caractéristiques de l'application envisagée (mode d'analyse monochromatique). Ce mode d'analyse, quoique précis, est soumis à de fortes variations selon l'illuminant employé; il est d'autre part très sensible à des fluctuations de structure

pouvant intervenir au sein d'un même type d'objet.

Un autre procédé consiste à modifier de façon polychromatique le spectre de la couleur étudiée, au moyen par exemple de filtres (mode d'analyse polychromatique). Un capteur, en intégrant les spectres modifiés, effectue donc une compression d'information

Notre système visuel est précisément fondé sur un mode d'analyse polychromatique: nous pensons donc que la modélisation de s fonctionnement devrait fournir un outil précieux en analyse d'images, dans la mesure où la compression d'information qu'elle entra ne nous garantit un certain niveau d'analyse (le niveau désiré dépend de l'application envisagée) et une interprétation facile des paramètres calculés et des résultats obtenus.

Dans ce cadre, une étude théorique des lois physiques présidant à la formation des couleurs (colorimétrie) et de la perception visuelle humaine s'est avérée nécessaire. Puis nous avons envisagé comment l'intégration effectuée par l'oeil peut être simulée au mo des capteurs utilisables en analyse d'images. En raison des difficultés soulevées par une telle simulation, nous avons été amenés dégager un mode d'analyse en couleurs qui découle d'un compromis entre la perception visuelle et les capteurs.

Enfin, nous avons essayé de dégager l'apport de la couleur l'analyse d'images, en appliquant notamment notre modèle à la segmentation et à la paramétrisation des cellules de la moelle osseu humaine.

CHAPITRE I

ETUDE THÉORIQUE D'UNE MODÉLISATION DE LA COULEUR

Fig. 2 : *Synthèse additive et synthèse soustractive. (tiré de GONZALES et WINTZ, 1977). Les primaires de lumières (ou primaires additives) sont le rouge, le vert et le bleu: leur mélange à des quantités égales donne le blanc. Les primaires de pigments (ou primaires soustractives) sont le magenta, le jaune et le cyan: leur mélange à des quantités égales donne le noir.*

Fig. 9 : *Spectrum locus (système x,y,z de la C.I.E). (tiré de GONZALES et WINTZ, 1977). L'utilisation des coordonnées chromatiques transformées x,y,z permet de représenter dans un diagramme x-y l'ensemble des couleurs spectrales et composées plus ou moins saturées.*

Fig. 56 : *Le MONDRIAN. (tiré de LAND, 1978).*

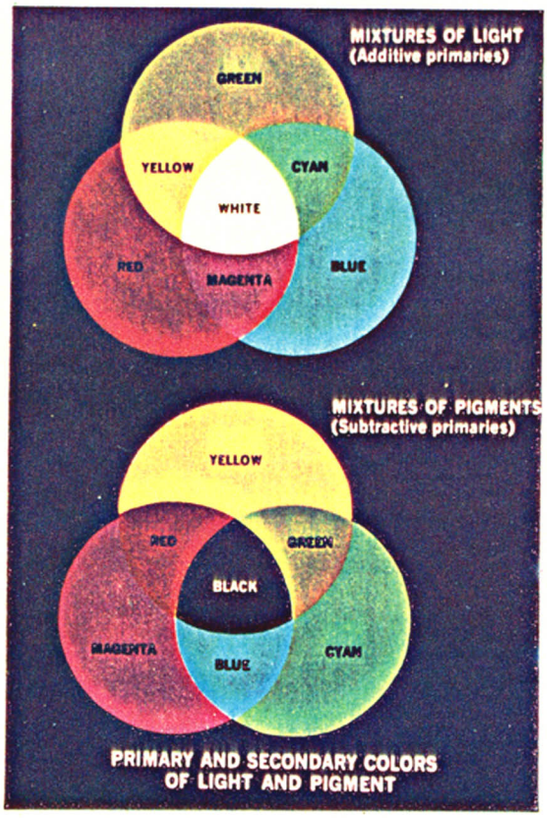


Figure 2

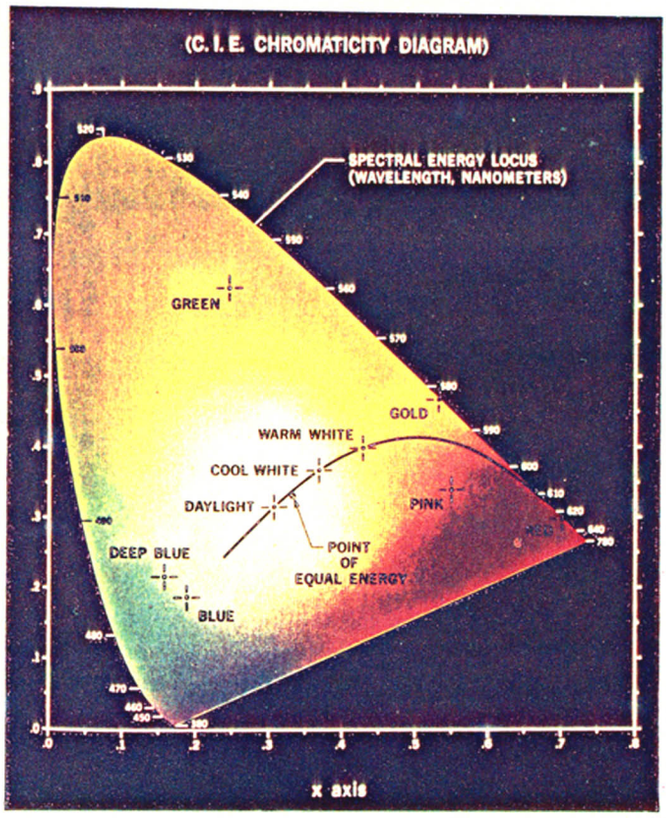


Figure 9

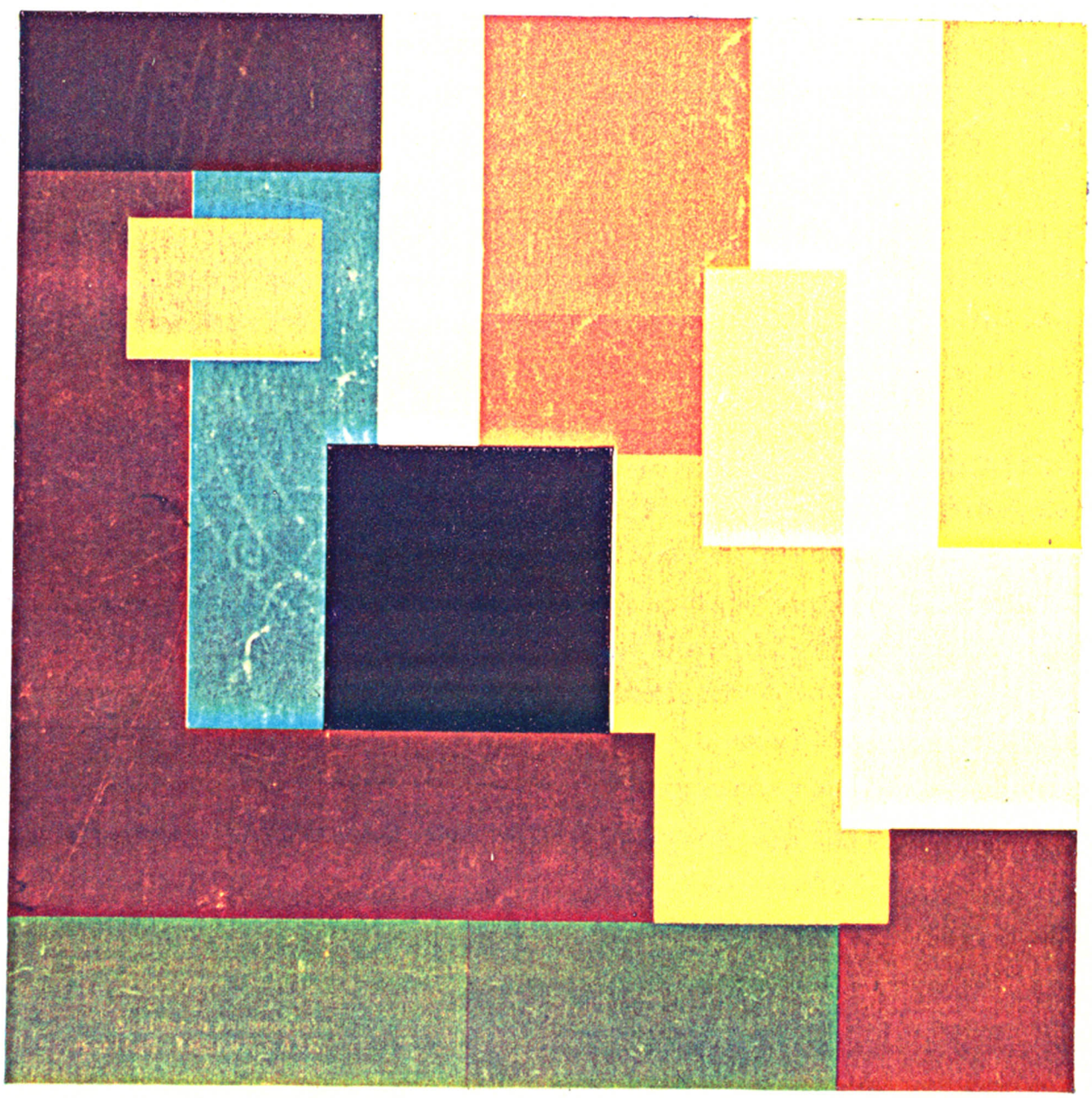


Figure 56

INTRODUCTION

La couleur et sa perception par l'homme ont fait depuis longtemps l'objet de travaux nombreux. En raison de la grande complexité du système visuel humain et des difficultés d'expérimentation sur cet appareil, les rares hypothèses formulées sur son mode de fonctionnement sont fondées sur l'observation des lois physiques (colorimétrie) qui régissent les phénomènes lumineux.

Ce fut NEWTON qui, dès 1666, démontra que la lumière blanche est un mélange de composantes spectrales, ou couleurs pures, qui peuvent être séparées par incidence sur un prisme, puis recomposées à l'aide d'un autre prisme.

Les premières tentatives d'explication de la perception des couleurs ont été réalisées par YOUNG, en 1801. La théorie de ce chercheur repose sur l'assertion qu'il ne pourrait pas exister dans l'oeil autant de récepteurs spécifiques qu'il y a de couleurs visibles distingables et qu'en outre, ces récepteurs ne pourraient être disposés sur la rétine de façon à produire une réponse chromatique adéquate, quelle que soit la partie de l'image projetée sur eux. En se fondant sur l'existence, alors connue, des primaires de couleurs, il formula en 1801 sa première théorie selon laquelle l'oeil humain ne comporterait que trois types de récepteurs chromatiques chacun sensible à une couleur particulière : la sensation globale de couleur résulterait du mélange de ces trois informations.

HERING formula en 1870 une théorie contradictoire, selon laquelle il n'existerait que trois paires de réactions sensorielles : "rouge-vert", "jaune-bleu" et "noir-blanc", et que l'activité mutuellement exclusive de chaque membre de ces paires n'aurait lieu qu'après l'absorption de la lumière par les récepteurs visuels.

Il n'est reconnu que depuis 1964 (MAC NICHOL et MARKS; BROWN et WALD) que l'explication du phénomène de la perception des couleurs relève à la fois de la théorie de YOUNG et de celle de HERING.

Les lois de la colorimétrie, connues depuis le XVIIème siècle, ont permis l'établissement de modèles mathématiques formalisant l'analyse des phénomènes lumineux, et notamment de la formation et de la synthèse des couleurs. Par contre, la compréhension des mécanismes de la perception visuelle des couleurs, récente et encore incomplète, ne bénéficie que de peu d'outils mathématiques. Les quelques modélisations qui ont été proposées dans ce domaine ouvrent de nouvelles voies de recherche, particulièrement prometteuses pour l'analyse des images.

Une modélisation de la couleur, telle que celle qui est proposée dans ce mémoire, doit être compatible d'une part avec les lois physiques qui régissent les phénomènes lumineux et d'autre part avec les mécanismes connus qui président à la perception visuelle des scènes colorées. Son objet est la caractérisation mathématique des couleurs, et l'expression des différences ou équivalences entre celles-ci

A - PHYSIQUE DES COULEURS

Avant d'aborder l'étude des modèles mathématiques qui rendent compte des lois de la colorimétrie, il est nécessaire de rappeler les principales notions relatives à la formation des couleurs et les principaux concepts impliqués dans l'analyse des couleurs

I/ FORMATION DES COULEURS

La couleur d'un objet résulte de l'interaction entre deux facteurs qui sont : la lumière incidente à l'objet et les propriétés physiques de celui-ci. Il convient donc de rappeler tout d'abord ce qu'est la lumière, puis d'analyser comment celle-ci peut produire une couleur lorsqu'elle frappe un objet aux propriétés physiques données.

1. La lumière

La lumière est une onde électromagnétique ; l'énergie qu'elle propage est l'énergie radiante. Toute lumière peut donc être caractérisée par le taux d'énergie radiante qu'elle émet dans les diverses longueurs d'onde. La distribution d'énergie radiante selon la longueur d'onde, ou distribution d'énergie spectrale, caractérise donc une lumière.

Celle de la lumière solaire est présentée dans la figure 1.

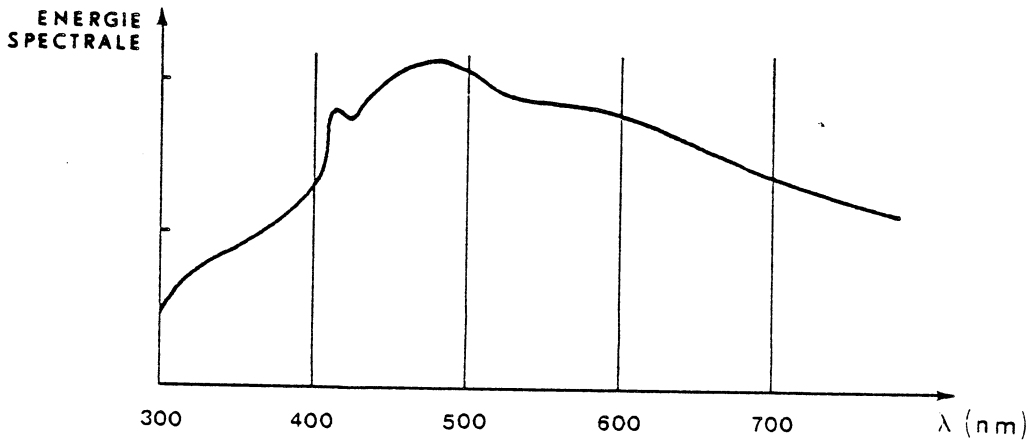


Fig. 1 : Distribution d'énergie spectrale du soleil.

La couleur apparente d'une lumière est liée à sa distribution d'énergie spectrale : c'est pourquoi la lumière du soleil apparaît légèrement jaune. Des lumières de distributions d'énergie spectrale différentes peuvent être combinées entre elles (ou mélangées) pour générer une lumière présentant une nouvelle distribution d'énergie spectrale, différente de celle de chacune de ses composantes. Il est donc possible, par le mélange de plusieurs lumières de distributions spectrales connues, de reproduire une lumière donnée, dont la distribution d'énergie spectrale n'est pas connue à priori. Il s'agit d'une synthèse additive de la lumière.

YOUNG a montré qu'il existe un jeu de composantes lumineuses de base, ou primaires de lumières, qui permette de reproduire par synthèse additive la plus large gamme de lumières colorées du domaine visible. Ces primaires additives sont au nombre de trois et sont caractérisées par des distributions d'énergie spectrale présentant des maxima pour des longueurs d'onde correspondant respectivement aux couleurs bleue, verte et rouge (fig. 2). Ces primaires sont usuellement choisies de façon à ce que leur mélange en quantités égales produise du blanc. (Une lumière blanche est théoriquement caractérisée par une distribution d'énergie spectrale constante avec la longueur d'onde, ou spectre d'égale énergie. Une telle lumière, dans laquelle toutes les longueurs d'onde sont représentées est dite polychromatique).

La lumière est la seule source de couleurs : les objets paraissent colorés soit parce qu'ils émettent de la lumière (sources), soit parce qu'ils la transmettent ou la réfléchissent après avoir éventuellement modifié sa distribution d'énergie spectrale (objets colorés).

2. Objets colorés

Les objets colorés qui ne sont pas générateurs de lumière doivent leur coloration à l'absorption ou "soustraction" élective de certaines parties du spectre de la lumière qu'ils reçoivent et à la réflexion ou à la transmission des parties restantes. Les notions de lumière réfléchie, lumière absorbée et lumière transmise sont schématisées dans la figure 3.

La couleur d'un objet peut également dépendre de certaines propriétés de sa surface qui sont responsables de couleurs dites physiques (irisation) que nous négligerons.

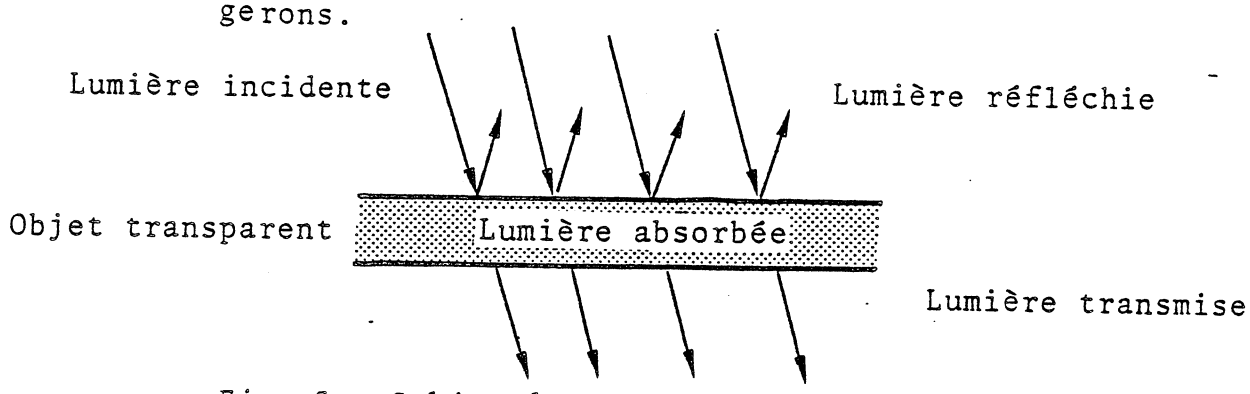


Fig. 3 : Schéma des rapports entre une lumière et un objet.

Un objet est blanc lorsqu'il diffuse intégralement et dans toutes les directions toutes les radiations de la lumière qu'il reçoit. Un objet est noir lorsqu'il absorbe au contraire intégralement toutes les composantes spectrales de la lumière incidente. Un tel objet est identifié par absence d'information visuelle.

Il est possible de considérer deux classes d'objets, selon qu'ils réfléchissent la lumière ou la transmettent les premiers sont dits pigmentés alors que les seconds sont dits filtrants. (Le cas des objets qui réfléchissent et transmettent simultanément la lumière n'est pas considéré ici).

2.1. Pigments

Les pigments les plus connus sont les pigments colorés utilisés en peinture : leur mélange permet de générer de nouvelles couleurs. De même qu'il existe des primaires de lumières, il existe, en peinture, des primaires de pigments qui sont le magenta, le cyan et le jaune. Ces primaires sont dites "primaires soustractives" parce qu'elles absorbent respectivement les parties verte, rouge et bleue du spectre de la lumière incidente. Le mélange de ces primaires soustractives en quantités égales permet d'obtenir le noir. Il s'agit alors d'une synthèse soustractive de la lumière (fig. 2). Une primaire de pigment peut donc être définie comme absorbant une primaire de lumière et diffusant les deux autres.

2.2. Filtres

Les filtres colorés sont des objets transparents utilisés pour modifier, par absorption sélective, la répartition spectrale de la lumière polychromatique incidente. Les filtres d'absorption les plus communément utilisés sont faits de verre, de gélatine ou d'un liquide renfermant des agents colorants dissouts.

Un exemple montrant la synthèse soustractive de la lumière réalisée par trois filtres jaune, magenta et cyan est présenté dans la figure 4.

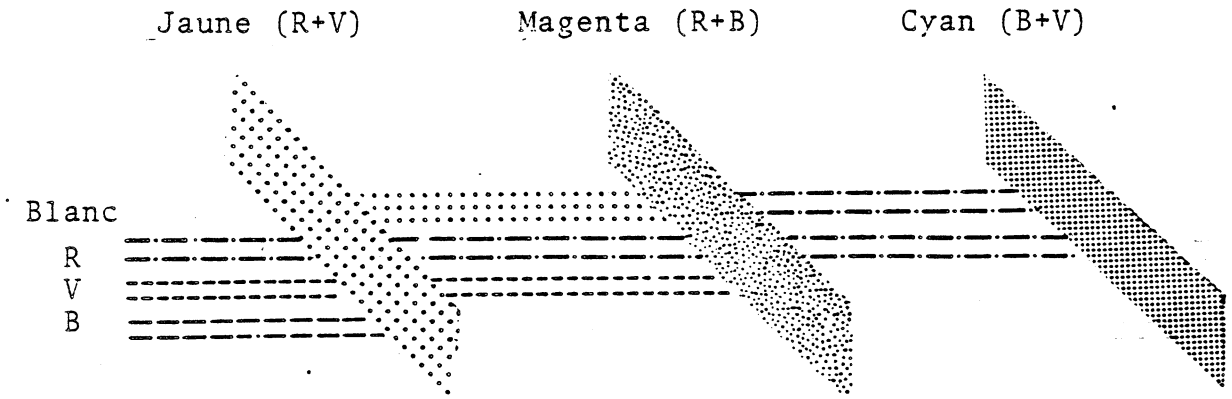


Fig. 4 : Synthèse soustractive de la lumière : dans cette disposition, le filtre magenta absorbe complètement la partie verte du spectre de la lumière incidente il ne transmet de la lumière jaune que la composante rouge et transmet intégralement la lumière rouge.

Un filtre est caractérisé par sa courbe de transmittance spectrale, (fig. 5) qui traduit le taux d'énergie lumineuse transmise, en fonction de la longueur d'onde. Selon que le filtre est plus ou moins sélectif, la lumière transmise présente une répartition spectrale plus ou moins étendue.

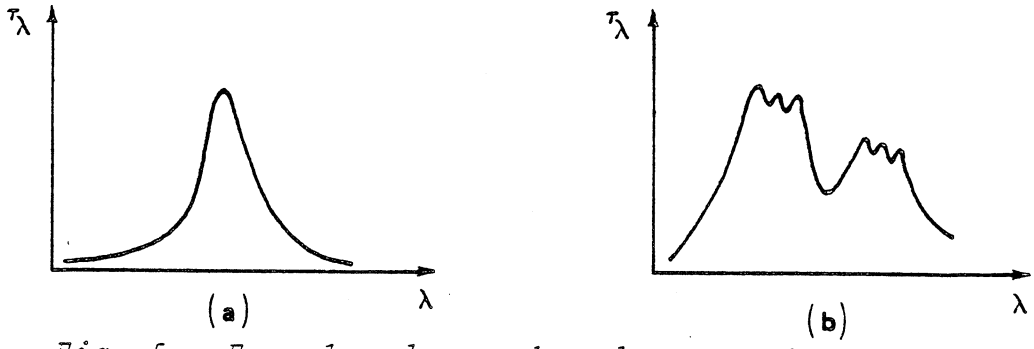


Fig. 5 : Exemples de courbes de transmittance spectrale (τ_λ)
(a) filtre sélectif
(b) filtre non sélectif.

Il est possible de combiner des filtres en série de façon à obtenir des caractéristiques de transmittance spectrale différentes de celles de chaque filtre utilisé seul. Ainsi un filtre à bande passante étroite peut être constitué par l'association de filtres à larges bandes passantes. Cependant la transmittance spectrale d'une telle association est difficile à prévoir du fait des interréflexions entre surfaces.

II/ ANALYSE DES COULEURS

Les primaires de lumières, présentées précédemment de façon intuitive, peuvent être considérées comme une base de l'espace des couleurs. L'objet de la colorimétrie consiste donc à définir les composantes d'une couleur dans cette base. Faute d'instruments permettant de calculer directement les composantes d'une couleur, il convient d'utiliser à cette fin une procédure de synthèse, fondée sur l'équivalence de deux couleurs.

Selon cette procédure, les composantes d'une couleur sont déterminées en ajustant les quantités d'éléments de base ou primaires de façon à ce que la couleur résultant d'une telle synthèse soit "visuellement équivalente" ou équivalente à la couleur étudiée. Notons que la notion d'équivalence entre deux couleurs peut être extrêmement subjective puisqu'elle dépend :

- des conditions d'observation (taille des champs d'observation, position de l'oeil par rapport à ceux-ci...) ;
- des précédentes expositions de l'oeil à la lumière : la

vision des couleurs est modifiée lorsque l'oeil a été soumis à des lumières très faibles ou très violentes, ou très colorées ;
- des observateurs choisis.

Afin de pallier ces inconvénients, un observateur standard a été défini par la CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) en 1915 : des fonctions d'équivalence théoriques lui ont été affectées, telles qu'elles soient en accord avec les lois de GRASSMAN et qu'elles soient représentatives de la vision moyenne des observateurs.

Pour utiliser la notion d'équivalence, il faut définir les concepts psychologiques qui permettent de décrire usuellement les sensations de couleur que nous percevons, puis des concepts psychophysiques, qui permettent le calcul des composantes d'une couleur et l'expression des lois qui les régissent (WYSZECKI et STILES, 1967).

1. Concepts psychologiques

La sémantique précisée dans le cadre des concepts psychologiques qui président à la perception des couleurs est celle qui permet à un observateur donné de décrire les couleurs telles qu'il les perçoit. Dans ce cadre, une couleur sera évaluée par le stimulus qu'elle produit : un stimulus coloré est l'énergie radiante, d'intensité et de composition spectrale donnée, qui pénètre dans l'oeil et produit la sensation de couleur. Les termes couramment utilisés pour la description des couleurs sont : la teinte, la saturation et la luminance.

1.1. La teinte est l'attribut d'une couleur que l'on nomme bleu, vert, jaune etc. Une couleur ne possédant pas de teinte est dite couleur achromatique.

1.2. La saturation exprime le degré de différence entre la couleur observée et la couleur achromatique qui apparaît perceptuellement la plus proche. Lorsque la saturation d'une couleur tend à s'annuler, cette couleur devient extrêmement désaturée et tend vers une couleur achromatique.

1.3. La luminance caractérise l'intensité de la radiation lumineuse correspondant à une couleur donnée ; elle traduit donc un niveau d'énergie radiante.

Ces notions ont été utilisées par MUNSELL en 1915 pour établir une nomenclature des couleurs classées selon les trois paramètres de teinte, saturation et luminance. Une représentation schématique de l'espace perceptuel ainsi défini est présentée dans la figure 6.

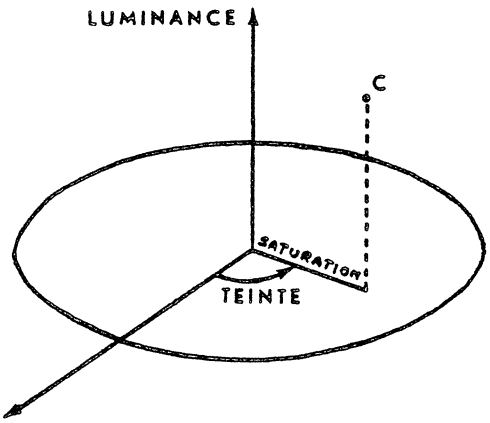


Fig. 6 : Représentation schématique de l'espace perceptuel des couleurs en termes de luminance, teinte et saturation. L'axe portant la luminance est aussi appelé axe achromatique (lieu des couleurs achromatiques). Le plan portant la teinte et la saturation est aussi appelé plan chromatique.

Les concepts de teinte, saturation et luminance permettent de préciser des équivalences entre couleurs : deux couleurs peuvent être équivalentes en luminance alors que leur teinte et leur saturation (chromaticité) diffèrent elles peuvent être équivalentes en saturation alors que luminances et teintes diffèrent etc...

Il n'est cependant pas aisé de dissocier ces différentes sensations lors de l'observation d'une couleur. C'est pourquoi l'usage de concepts psychophysiques est préféré à celui des concepts psychologiques pour traduire en colorimétrie les équivalences entre couleurs.

2. Concepts psychophysiques

Les principes et les lois soutenus par les concepts psychophysiques concernent les couleurs considérées comme énergies radiantes visibles susceptibles de synthèse additive ; ils reposent sur l'assertion suivante (loi de GRASSMAN) : beaucoup de couleurs, dans de larges conditions

d'observation, peuvent être reproduites (au sens de l'équivalence visuelle) par des mélanges additifs, en quantités appropriées, de trois primaires fixées.

Pour certains cas particuliers d'équivalence, cette reproduction n'est pas possible : un mélange d'une ou de deux des primaires ne peut être en effet reproduit pour certaines couleurs que par un mélange de la couleur observée avec respectivement les deux autres, ou l'autre primaire.

Le choix des primaires est très large, la seule règle étant qu'aucune des trois primaires ne peut être obtenue par mélange des deux autres. Les quantités de primaires nécessaires pour reproduire une couleur donnée (ou composante) sont appelées les tristimuli. Pour un jeu de primaires donné une couleur est caractérisée de façon unique par ses tristimuli. Selon les lois de GRASSMANN, la relation "équivalence de deux couleurs" utilisée précédemment possède les propriétés suivantes :

- si deux couleurs sont équivalentes, elles le restent si leurs tristimuli sont multipliés par un même facteur. Ceci traduit l'indépendance de la luminance dans l'équivalence chromatique ;
- si deux couleurs A et B sont équivalentes, et si les couleurs C et D sont équivalentes, alors les couleurs A + C et B + D sont équivalentes.

Toute couleur peut donc être représentée par un vecteur tridimensionnel, et les équivalences entre couleurs peuvent être traduites par des équations linéaires.

Soit donc $\vec{Q}$ un vecteur représentant une couleur Q donnée et $\vec{R}$, $\vec{V}$, $\vec{B}$ les trois vecteurs représentant des quantités unitaires de trois primaires R, V, B données.

L'équation $\vec{Q} = R_Q \vec{R} + V_Q \vec{V} + B_Q \vec{B}$ exprime que la couleur Q est équivalente au mélange des primaires R, V, B aux quantités R_Q, V_Q, B_Q (fig. 7). Ces quantités peuvent éventuellement être négatives pour les cas particuliers d'équivalence cités plus haut.

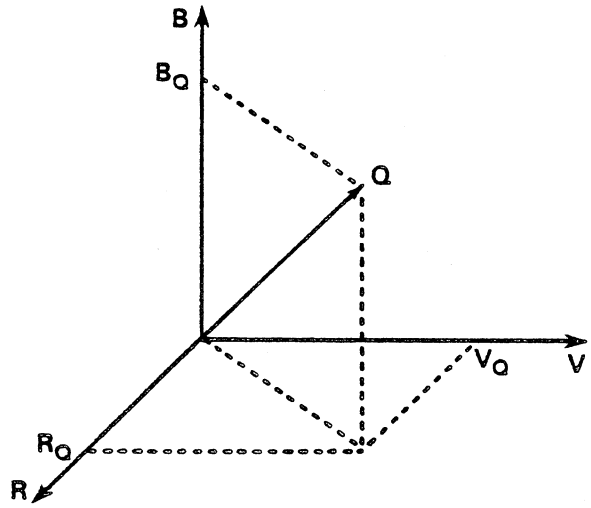


Fig. 7 : Définition des tristimuli R_Q, V_Q, B_Q.

Les primaires R, V, B sont généralement choisies de façon à ce qu'un mélange de celles-ci en quantités égales soit équivalent à une couleur achromatique présentant un spectre d'égale énergie. Si l'on désigne par stimulus coloré l'énergie radiante d'intensité et de composition spectrale données qui pénètre dans l'oeil et produit la sensation de couleur, les tristimuli représentant une couleur peuvent être exprimés à l'aide de la distribution d'énergie spectrale du stimulus coloré correspondant.

Distribution d'énergie spectrale et fonctions d'équivalence

Soit $\{P_\lambda \quad d_\lambda\}$ la distribution d'énergie spectrale du stimulus correspondant à la couleur Q. Q peut-être considéré comme un mélange additif de couleurs élémentaires $Q_\lambda \quad d_\lambda$ dont les stimuli correspondants sont les composantes monochromatiques $P_\lambda \quad d_\lambda$ du stimulus initial soit :

$$\boxed{Q = \int_\lambda Q_\lambda \quad d_\lambda \quad = \quad \int_\lambda P_\lambda \quad q_\lambda \quad d_\lambda}$$

où les q_λ sont des couleurs spectrales (couleurs de lumières monochromatiques) dont les stimuli correspondants possèdent un même flux radiant constant.

Les valeurs des tristimuli R_Q, V_Q, B_Q peuvent de même être exprimées en fonction des valeurs respectives des tristimuli $R_\lambda \quad d_\lambda$, $V_\lambda \quad d_\lambda$ et $B_\lambda \quad d_\lambda$, des couleurs élémentaires $Q_\lambda \quad d_\lambda$:

$$\boxed{\begin{aligned} R_Q &= \int_\lambda R_\lambda \; d\lambda = \int_\lambda P_\lambda \; \bar{r}_\lambda \; d\lambda \\ V_Q &= \int_\lambda V_\lambda \; d\lambda = \int_\lambda P_\lambda \; \bar{v}_\lambda \; d\lambda \\ B_Q &= \int_\lambda B_\lambda \; d\lambda = \int_\lambda P_\lambda \; \bar{b}_\lambda \; d\lambda \end{aligned}}$$

ou $\bar{r}_\lambda$, $\bar{v}_\lambda$, $\bar{b}_\lambda$ sont les valeurs de tristimuli des q_λ . Les fonctions $\bar{r}_\lambda$, $\bar{v}_\lambda$, $\bar{b}_\lambda$ ou fonctions d'équivalence de couleurs sont fondamentales en colorimétrie car elles exprimen les propriétés d'équivalence des couleurs pour l'oeil de l'observateur, dans le cadre du système de primaires R, V, B choisi. De telles fonctions d'équivalence ont été associées à l'observateur standard de la CIE.

Ces fonctions permettent de définir des équivalence de couleurs entre deux stimuli de distributions d'énergie spectrale $\{P_{1\lambda} \; d\lambda\}$ et $\{P_{2\lambda} \; d\lambda\}$ de la façon suivante :

$$\boxed{\begin{aligned} \int_\lambda P_{1\lambda} \; \bar{r}_\lambda \; d\lambda &= \int_\lambda P_{2\lambda} \; \bar{r}_\lambda \; d\lambda \\ \int_\lambda P_{1\lambda} \; \bar{v}_\lambda \; d\lambda &= \int_\lambda P_{2\lambda} \; \bar{v}_\lambda \; d\lambda \\ \int_\lambda P_{1\lambda} \; \bar{b}_\lambda \; d\lambda &= \int_\lambda P_{2\lambda} \; \bar{b}_\lambda \; d\lambda \end{aligned}}$$

Soit, en termes de couleurs Q_1 et Q_2 et de leurs valeurs de tristimuli R_1, V_1, B_1 et R_2, V_2, B_2 :

$$\boxed{\begin{aligned} R_1 &= R_2 \\ V_1 &= V_2 \\ B_1 &= B_2 \end{aligned}}$$

Il convient de remarquer que deux couleurs peuvent être équivalentes alors que les distributions d'énergie spe trale des stimuli correspondants sont différentes.

<u>Toute couleur peut être considérée comme un point dans l'espace R, V, B des valeurs de tristimuli</u>.

Afin de faciliter l'interprétation de cet espace, un certain nombre de transformations ont été étudiées qui permettent de le représenter sur un plan. L'une des plus usitées est fondée sur le calcul de <u>coordonnées chromatiques</u> qui conduit à une représentation sous forme de <u>diagramme ch matique</u>. Ce diagramme permet en outre l'expression des noti de teinte et saturation.

3. Coordonnées chromatiques et diagramme chromatique

3.1. Les coordonnées chromatiques r, v, b d'une couleur Q sont définies à partir des valeurs des tristimuli R, V, B qui lui sont associées de la façon suivante :

$$r = \frac{R}{R+V+B}$$

$$v = \frac{V}{R+V+B}$$

$$b = \frac{B}{R+V+B}$$

Il convient de remarquer que :

. r+v+b = 1. Donc l'ensemble des couleurs visibles peut être représenté dans un plan ou diagramme de chromaticité r-v.

. Les coordonnées r,v,b sont indépendantes de variations scalaires de la luminance de la couleur étudiée. En effet, si chaque valeur de tristimuli est multipliée par un scalaire α, les coordonnées chromatiques obtenues restent inchangées.

Le diagramme chromatique permet donc la représentation de la chromaticité des couleurs visibles, pour des couleurs de luminance constante. Les coordonnées chromatiques r,v,b correspondant à des couleurs spectrales caractérisées par des longueurs d'onde comprises entre 360 et 830 nm ont été tabulées par la CIE, à l'aide de l'observateur standard, en se fondant sur les primaires R = 700 nm, V = 546.1 nm B = 435.8 nm.

Le lieu des couleurs spectrales, ou spectrum locus, peut ainsi être tracé dans le diagramme de chromaticité r-v. (fig. 8) :

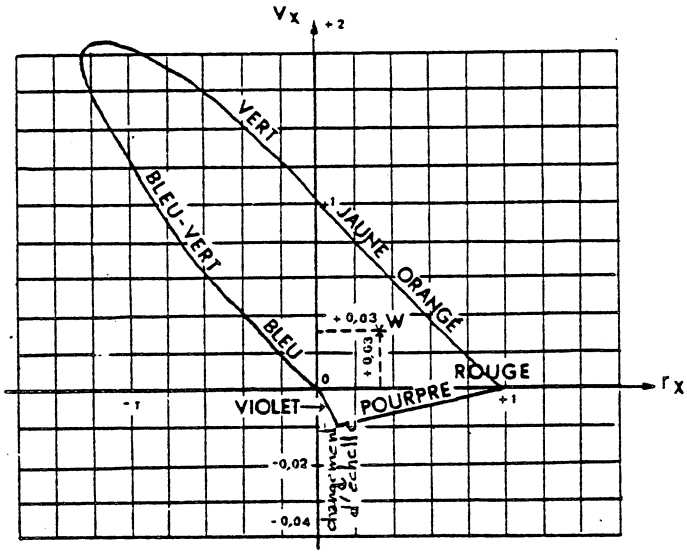


Fig. 8 : Le spectrum l de la CIE. Le point W correspond à un stimul présentant un spectre d'égale énergie, défin par R = V = B, soit : $r_W = v_W = b_W = \frac{1}{3}$.

Un inconvénient majeur de ce système est qu'il conduit à des valeurs négatives de l'une des coordonnées chromatiques pour certaines couleurs. Il en résulte des coordonnées plus grandes que l'unité conduisant ainsi a un allongement du spectrum locus.

Ces raisons ont conduit la CIE à adopter une transformation linéaire permettant de passer du système de primaires physiques R, V, B à un système de primaires non physiques X, Y, Z. Les coordonnées chromatiques x, y, z calculées dans ce système sont positives et permettent un meille équilibrage du spectrum locus (fig. 9).

Les couleurs comprises dans l'enveloppe ainsi définie sont soit des couleurs spectrales plus ou moins désaturées, soit des couleurs composées plus ou moins désaturées. A ces couleurs peuvent être associées des valeurs de coordonnées chromatiques x, y, z. Ces couleurs peuvent aussi être exprimées en fonction de leur longueur d'onde dominante ou complémentaire et de leur facteur de pureté, ces notions étant liées respectivement aux notions de teinte et de saturation qui ont été définies antérieurement.

3.2. Longueurs d'onde dominante et complémentaire.

La longueur d'onde dominante λ_d caractérisant une couleur C_1 peut être définie comme la longueur d'onde de la couleur spectrale la plus proche visuellement de la couleur C_1, de par sa teinte.

Sur le diagramme de chromaticité de la figure 10 la longueur d'onde dominante est celle de la couleur spectrale, point d'intersection du spectrum locus et de la droite C_1E (fig. 10).

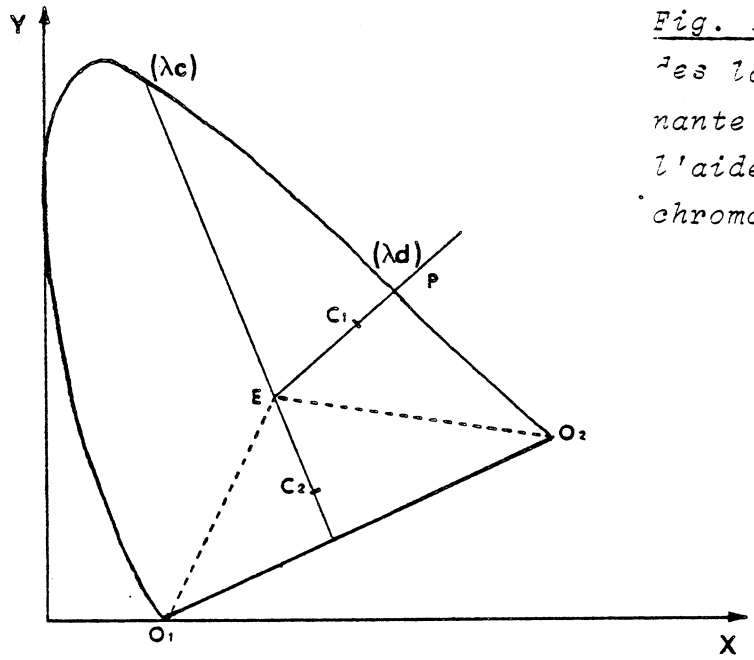


Fig. 10 : Détermination des longueurs d'onde dominante et complémentaire à l'aide du diagramme de chromaticité.

Le triangle déterminé par les points O_1WO_2 (fig. 10) correspond à des couleurs composées. Ces couleurs ne possédant pas de longueur d'onde dominante peuvent être caractérisées par la longueur d'onde de la couleur spectrale complémentaire, ou longueur d'onde complémentaire.

La longueur d'onde complémentaire λ_c de la couleur C est portée sur la figure 10. Elle joue un rôle analogue à la longueur d'onde dominante dans la spécification des couleurs et la définition du facteur de pureté.

3.3. Facteur de pureté (p).

Le facteur de pureté d'une couleur C_1 est égal à la distance relative entre cette couleur et le point d'égale énergie E. Son expression est donnée par la relation :

$$p = \frac{|C_1E|}{|PE|}$$

dans laquelle P est la couleur spectrale dont la longueur d'onde est la longueur d'onde dominante (ou complémentaire) de la couleur C_1 (fig. 12).

Si (x_{C_1}, y_{C_1}), (x_E, y_E), (x_P, y_P) sont les coordonnées chromatiques respectives des couleurs C_1, E et P, p s'prime de la façon suivante :

$$\boxed{p = \frac{x_C - x_E}{x_P - x_E} = \frac{y_C - y_E}{y_P - y_E}}$$

Divers modèles mathématiques, fondés sur ces concepts colorimétriques, ont été proposés et permettent notamment le calcul de la luminance, de la teinte, et de la saturation d'une couleur.

III/ MODÈLES MATHÉMATIQUES FONDÉS SUR LES CONCEPTS COLORIMÉTRIQUE

Des modèles mathématiques ont été réalisés afin de permettre l'écriture d'algorithmes de calcul de la luminance, de la teinte et de la saturation d'une couleur définie par ses valeurs de tristimuli R, V, B. Ils permettent en outre de mettre en évidence diverses propriétés de ces facteu

Dans l'exposé qui suit, les valeurs de tristimuli des couleurs sont supposées connues. Etant généralement fournies par des capteurs physiques, ces valeurs sont nécessairement positives ou nulles, ce qui signifie que les couleurs

qui ne peuvent être générées par un simple mélange de trois primaires ne sont pas prises en compte au cours d'une telle analyse.

L'ensemble des couleurs caractérisées par des valeurs positives de tristimuli est usuellement représenté dans l'espace par un "solide des couleurs" (fig. 11). Il présente un axe achromatique (noir-blanc) qui s'identifie à la trissectrice (R= V = B).Les couleurs portées par cet axe vont du noir (R = V = B = 0) au blanc pur (R = V = B = 1) en passant par le gris. Pour effectuer la séparation achromatique/chromatique indispensable à tout modèle (indépendance de la luminance et de la chromaticité), il est nécessaire que l'étude des couleurs soit effectuée dans un plan perpendiculaire à cet axe. Le plan choisi est évidemment celui qui contient le triangle de MAXWELL (fig. 11) défini par (R + V + B = 1)et dans lequel le point W d'intersection entre ce triangle et la trissectrice a pour coordonnées (1/3, 1/3, 1/3). Cette disposition implique une transformation en coordonnées chromatiques :

$$r = \frac{R}{R+V+B}$$

$$v = \frac{V}{R+V+B}$$

$$b = \frac{B}{R+V+B}$$

Ce modèle a été développé notamment par TENENBAUM (non publié).

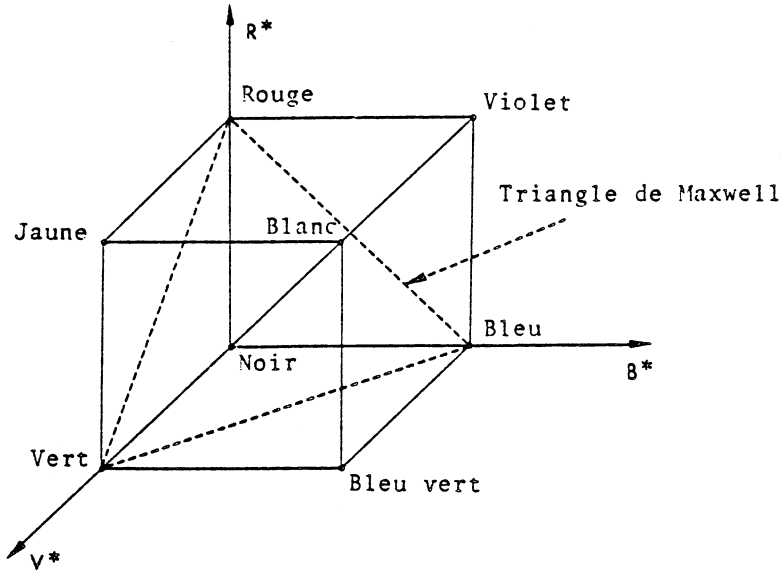


Fig.11 : Solide des couleurs R, V, B.
Un tel solide permet la représentation dans l'espace des couleur à valeurs de tristimuli positives. Les sommets du cube obtenu portent les trois primaires de pigments : jaune, magenta, cyan et les trois primaires de lumière : rouge, vert, bleu. Ces dernières forment un triangle : le triangle de MAXWELL. L'équation de ce triangle est R + V + B = 1 : il porte donc des couleurs de même luminance. Les deux derniers sommets (noir, blanc) sont portés par la trissectrice R = V = B, ou axe achromatique : cet axe porte des couleurs achromatiques de luminance variable.

1) Propriétés de la transformation en coordonnées chromatique

Bien qu'utilisée communément en analyse d'images e couleur (ITO, ITO et FUKUSHIMA, 1976, YACHIDA et TSUJI, 1971), la transformation en coordonnées chromatiques prése te un inconvénient majeur : elle est non définie pour le point(R = V = B = 0)(point noir) et les valeurs ainsi calc lées présentent de fortes variations au voisinage de ce point (GARBAY, 1979).

Cette difficulté peut être détournée par l'emploi de la fonction suivante :

si (R+V+B = 0) alors(r=v=b=1/3)(point achromatique)
sinon | r = R/R+V+B
| v = V/R+V+B
| b = B/R+V+B

Ceci ne permet cependant pas d'éviter les perturbations in duites au voisinage du point (0, 0, 0).

2) Expressions de la luminance, de la saturation et de la teint

2.1. Luminance.

Par définition, la valeur de la luminance est portée par l'axe achromatique; son expression est donc :

$$L = R + V + B$$

2.2. Saturation.

La saturation S d'un point P est exprimée par le rapport $\frac{WP}{WQ}$ (fig. 12). Elle est calculée algébriquement par la relation suivante :

$$s(r,v,b) = 1-3 \min (r,v,b) = 1-3 \frac{\min (R,V,B)}{R+V+B}$$

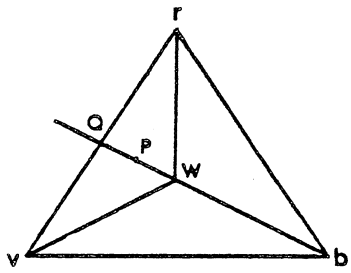


Fig. 12 : La saturation. Soit P un point de coordonnées r, v, b dans le triangle de MAXWELL. La saturation de la couleur correspondante s'exprime par le rapport $\frac{WP}{WQ}$ où W est le point (1/3, 1/3, 1/3) (port par l'axe achromatique) et Q la couleur spectrale dont la longueur d'onde est la longueur d'onde dominante de P.

Il apparaît donc que

- la saturation du blanc est égale à zéro :

$$s\ (1/3,\ 1/3,\ 1/3) = 0$$

- la saturation d'une couleur pure est égale à 1 (une couleur pure étant située par définition sur les côtés du triangle, l'une de ses coordonnées chromatiques vaut 0)

$$s\ (x,\ x',0) = 1$$

Il est possible de définir les courbes d'isosaturation représentées par les triangles inscrits dans le triangle de MAXWELL (fig. 13).

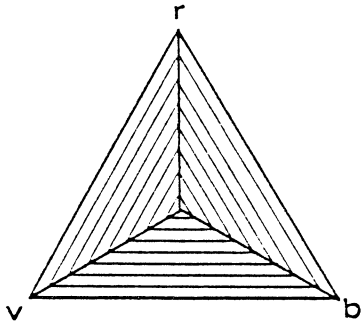


Fig. 13 : Triangle d'isosaturation : les points du triangle de MAXWELL (r, v, b possédant une même saturation forment un triangle inscrit dans le triangle de MAXWELL.

KENDER (1976) a effectué une étude très complète des t formations qui permettent l'expression de la teinte, la satur tion et la luminance en coordonnées chromatiques et des pertu tions qui leur sont inhérentes. Ces dernières aboutissent à u indéfinition de la saturation du noir (0,0,0).

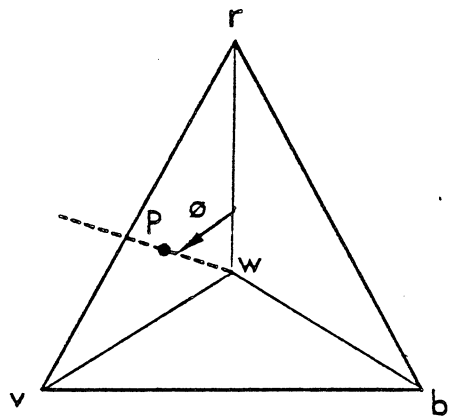
En effet, lorsqu'une couleur pure est assombrie, par d minution de sa luminance, jusqu'à aboutir au noir pur, il est correct de conclure, pour des raisons de continuité, que ce n est complètement saturé (s = 1). Par contre s'il s'agit non d'une couleur pure mais d'une couleur extrêmement désaturée, faut conclure de la même façon à la désaturation du noir (s = Cette ambiguïté peut être levée au moyen de la fonction suiva te (KENDER, 1976) :

s : = <u>si</u> max (R, V, B) = 0 <u>alors</u> achromatique
<u>sinon</u> 1 - 3 min (r, v, b)

Il faut cependant s'attendre à des valeurs de saturation d'a tant plus perturbées que la couleur est de faible luminance.

2. 3. <u>La teinte</u>

La teinte d'un point P est définie par l'angle ($\vec{Wr}$,



<u>Fig.. 14</u> : Définition de la teinte teinte d'un point P de coordonnée (r, v, b) dans le plan du triangl MAXWELL est exprimée par l'angle $\theta = (\vec{W}r, \vec{W}P)$ où W est le point de l'axe achromatique de coordonnées (1/3, 1/3, 1/3) et r le point du angle de coordonnées (1, 0, 0).

La teinte s'exprime de la façon suivante :

$$(1)\begin{cases} \theta = \arccos \dfrac{2r - v - b}{\sqrt{6}\sqrt{(r-\frac{1}{3})^2+(v-\frac{1}{3})^2+(b-\frac{1}{3})^2}} \\ \underline{\text{si}}\ b > v\ \ \underline{\text{alors}}\ \theta = 2\pi - \theta \end{cases}$$

L'expression (1) peut être proposée sous la forme (2) qui est plus facilement interprétable :

$$(2)\begin{cases} \theta = \arccos \dfrac{(R - V) + (R - B)}{2\sqrt{(R - V)^2 + (R - B)\ (V - B)}} \\ \underline{\text{si}}\ B > V\ \underline{\text{alors}}\ \theta = 2\pi - \theta \end{cases}$$

KENDER (1976) a montré les identités :

<u>Teinte (R, V, B) = Teinte (αR, αV, αB)</u>

Cette identité est en accord avec les lois fondamentales de la colorimétrie qui stipulent que la teinte est indépendante de la luminance ;

<u>Teinte (R - K, V- K, B - K) = Teinte (R, V, B)</u>

En particulier, si K = min (R, V, B) = B (par exemple), on obtient :

Teinte (R - B, V - B, O) = Teinte (R, V, B).

(R - B, V - B, O) sont les valeurs des tristimuli de la couleur pure la plus proche en teinte de la couleur (R, V, Ceci caractérise donc l'indépendance de la teinte et de la saturation.

Bien que l'expression(2) de la teinte possède des propriétés intéressantes, elle est cependant soumise à des perturbations, au voisinage de l'axe achromatique R = V = B Ces perturbations correspondent au phénomène psychologique suivant : si une couleur est amenée au blanc par modification de l'une de ses composantes, la tendance sera de dire que le blanc est de cette teinte, or il peut être obtenu à partir de n'importe quelle autre teinte . KENDER a donné une fonction permettant de lever cette ambiguïté :

$$\underline{\text{Teinte}} = \left|\begin{array}{l} \underline{\text{si}}\ V > B\ \underline{\text{alors}}\ \arccos \dfrac{2r - v - b}{\sqrt{6}\sqrt{(r-\frac{1}{3})^2+(v-\frac{1}{3})^2+(b-\frac{1}{3})^2}} \\ \underline{\text{sinon}}\ \underline{\text{si}}\ B > V \\ \quad \underline{\text{alors}}\ 2\pi - \arccos \dfrac{2r-v-b}{\sqrt{6}\sqrt{(r-\frac{1}{3})^2+(v-\frac{1}{3})^2+(b-\frac{1}{3})^2}} \\ \underline{\text{sinon}}\ (V = B) \\ \underline{\text{si}}\ R > B\ \underline{\text{alors}}\ 0 \\ \underline{\text{sinon}}\ \underline{\text{si}}\ R < B\ \underline{\text{alors}}\ \pi \\ \underline{\text{sinon}}\ \text{achromatique}\ (R = V = B) \end{array}\right.$$

Cependant, des perturbations demeurent dans le cas de couleurs extrêmement désaturées.

La transformation en coordonnées chromatiques, fondée sur des concepts colorimétriques, permet donc de calculer la luminance, la teinte et la saturation d'une couleur en accord avec les lois de GRASSMAN.

Malgré des problèmes de perturbations, d'une pa au voisinage de O, d'autre part au voisinage de l'axe ach matique, ce modèle offre des propriétés intéressantes don l'exploitation est génée par le manque de métrique sur l'espace transformé r, v, b.

En effet, soit d_0 la distance entre un point P_0 (R, V, B) et l'origine O du repère (R, V, B). Par défi nition d_0 s'exprime de la façon suivante :

$$\boxed{d_0^2 = R^2 + V^2 + B^2}$$

Soit P le point transformé de P_0 dans le plan du triangle de MAXWELL. Ses coordonnées (r, v, b) s'expriment en fonc tion des coordonnées (R, V, B) de P_0 de la façon suivante

$$\boxed{r = \frac{R}{R+V+B} \; ; \; v = \frac{V}{R+V+B} \; ; \; b = \frac{B}{R+V+B}}$$

Soit W (1/3, 1/3, 1/3) le point d'intersection entre l'ax achromatique et le triangle de MAXWELL. La distance d entre W et P s'exprime de la façon suivante, en posant A = R + V + B :

$$\boxed{d^2 = \frac{R^2+V^2+B^2}{A^2} - \frac{1}{3}}$$

Cette distance est donc biaisée par l'intensité A du point P_0 considéré :

. si A = 1, les points P_0 considérés se trouvent dans le plan du triangle de MAXWELL : aucune distorsion n'est alors observée ;

. si A > 1, la distance d_0 est artificiellement diminuée, et une moins bonne définition des angles chroma tiques correspondant à des couleurs très lumineuses est alors observée ;

. si A < 1, la distance d_0 est artificiellement augmentée, et une meilleure définition des angles chromatiques correspondant à des couleurs sombres est observée.

Cette distorsion des distances en fonction de l'intensité lumineuse des points considérés est directe-

ment liée au type de transformation non linéaire choisie (normalisation des valeurs de tristimuli par leur somme).

La colorimétrie étant fondée sur la notion d'équivalence entre deux couleurs, l'existence d'une métrique sur l'espace transformé (r, v, b) n'apparaît pas comme fondamentale. En ce qui concerne l'analyse d'images, par contre, il est essentiel de pouvoir effectuer des mesures fines de différences entre couleurs.

La colorimétrie, si elle est entièrement fondée sur l'observation humaine, ne tient pas compte des facultés de perception et d'analyse de l'homme. Pourtant, celui-ci est capable de discerner et de discriminer très finement les couleurs des objets qu'il perçoit. Il est donc raisonnable de penser qu'en étudiant la perception visuelle humaine, et en se fondant sur la colorimétrie, une modélisation plus fine de la couleur peut être établie. Cette étude, et la modélisation à laquelle elle conduit, doit donc être abordée.

B - PERCEPTION DE LA COULEUR

Des études récentes sur la physiologie de la vision ont montré qu'un stimulus coloré qui pénètre dans l'oeil subit une série de transformations aussi bien optiques que neurales, qui produisent la sensation de couleur au niveau du cortex cérébral Il convient de présenter ces transformations et leurs propriétés, avant d'examiner comment elles peuvent être modélisées mathématiquement. Les implications pratiques de la modélisation obtenue pourront être alors examinées en vue de l'analyse d'objets colorés.

Dans la suite de cette partie, nous nous plaçons dans le cadre de l'examen d'objets plans ; nous ne nous intéressons pas d'autre part à la modélisation des mouvements de l'oeil.

I/ PERCEPTION VISUELLE HUMAINE

L'ensemble des phénomènes correspondant au traitement du stimulus lumineux par le système rétine-corps genouillé latéral - cortex doit être brièvement envisagé, avant d'examiner les facultés de discrimination des couleurs chez l'homme. Le cas plus complexe de la discrimination des couleurs lors de la vision d'une scène pourra alors être abordé.

1) Absorption de la lumière par l'oeil

L'oeil peut être considéré comme un système optique évolué, au niveau duquel se déroule la première étape du processus visuel qui consiste à projeter avec le maximum de précision l'image d'un objet observé sur la rétine. A cet effet, l'oeil met en oeuvre un système complexe comprenant la cornée, la pupille, l'iris, les fluides réfracteurs, le cristallin et divers muscles remarquablement coordonnés (fig. 15).

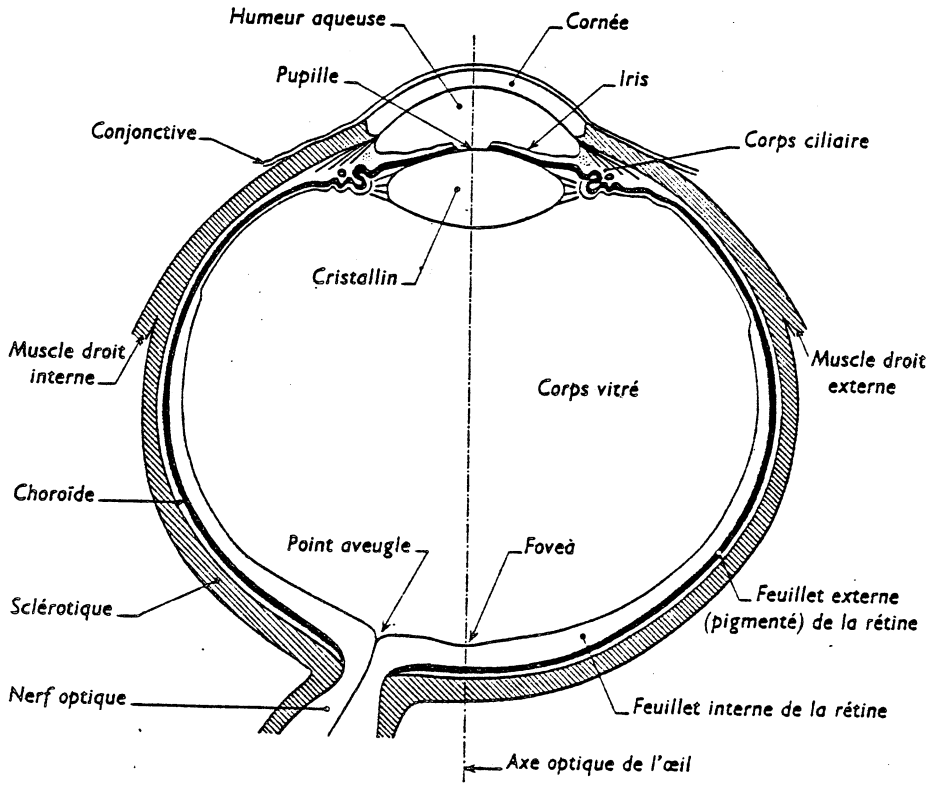


Fig. 15 : L'oeil humain.
Cette figure présente une coupe de l'oeil humain, qui met en évidence les différents milieux optiques traversés par le flux lumineux incident à l'oeil, avant de pénétrer dans la rétine.

La cornée, par sa forme convexe, rassemble les rayons lumineux qui sont appelés stimulus externe. La quantité de lumière qui pénètre dans l'oeil est ajustée par la fermeture ou la dilatation de l'iris, qui fonctionne comme un diaphragme. La lumière traverse alors le cristallin, ou lentille à focale variable, dont la forme peut être modifiée par les muscles ciliaires afin de mettre au point avec précision l'image d'un objet sur la rétine. Enfin, les rayons lumineux sont absorbés par les cellules sensibles de la rétine.

Au niveau de la rétine se déroule une autre étape du processus visuel au cours de laquelle les cellules sensible ou photorécepteurs, convertissent l'énergie lumineuse en signaux nerveux transmis au cerveau. Cette conversion est effectuée grâce à des pigments organiques sensibles à la lumière, et contenus dans les cellules photoréceptrices, dont il existe deux catégories : les bâtonnets et les cônes.

Les bâtonnets, au nombre de 100 millions environ, sont impliqués dans la vision en lumière atténuée, et ne sont

pas sensibles à la couleur. (C'est ainsi que, de nuit, on distingue peu et mal la couleur des objets). Ils sont responsables de la vision dite scotopique ou crépusculaire.

Les cônes, au nombre de 7 millions, servent à l'ob servation en lumière vive : ils sont moins sensibles à la lumière que les bâtonnets (fig. 16), et responsables de la vision dite photopique.

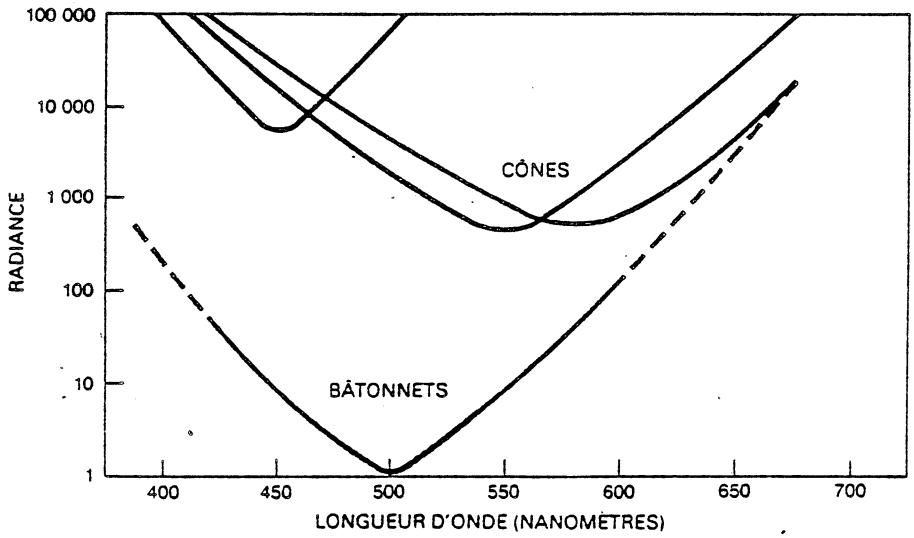


Fig. 16 : Seuils réponse des réce teurs rétiniens (LAND, 1978). Ce figure met en évi dence la sensibi des bâtonnets à lumières de faib intensité, alors les cônes ne dev nent sensibles q partir d'un cert niveau d'intensi lumineuse (ou radi

Ce sont les cônes qui permettent la vision des couleurs. Des travaux récents ont montré en effet que les cônes renferment des pigments dont les types peuvent différer d'un cône à l'a tre. Trois types de pigments ont pu être observés, qui présen tent une sensibilité relative différente selon la longueur d'onde et sont caractérisés par des maxima pour les longueur d'onde correspondant aux couleurs bleue, verte et rouge (fig. 17).

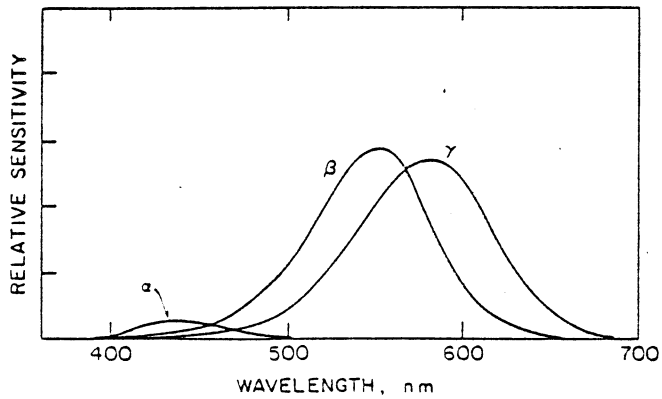


Fig. 17 : Sensibilités relatives des trois types de pigment présents dans les zones. Ces pigments (α, β, γ) présentent une sensibilité maximale pour des couleurs bleues, vertes, et orangées (tiré de PRATT, 197 8).

L'existence de ces trois types de pigments fournit une base physiologique à la théorie trichromatique de la vision des couleurs.

Alors que les bâtonnets sont distribués sur toute la surface de la rétine, une plus grande concentration de cônes est observée dans une petite dépression située au centre de la rétine et appelée fovea. Cette fovea est le site rétinien où la vision est la plus précise et l'homme l'utilise pour regarder ce qui attire son attention. La zone périphérique de la rétine sert essentiellement de système avertisseur.

La gamme de longueurs d'onde que le système bâtonnet + cône nous permet de percevoir est extrêmement réduite et s'étend 380 à 780 nm (fig. 18) ce qui correspond à un domaine de fréquences établi entre $3,8 \times 10^8$ et $7,9 \times 10^8$ M HZ, alors que l'échelle des radiations électromagnétiques connues s'étend de 100 KHZ à 10^{19} MHZ.

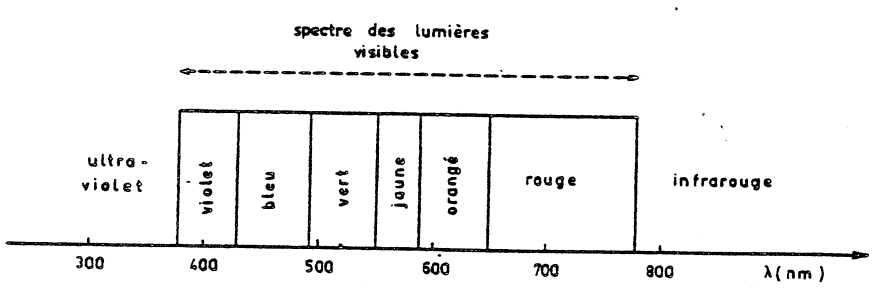


Fig. 18 : Le spectre des lumières visibles par l'oeil humain s'étend de 380 à 790 nanomètres environ. Sur cette figure sont également représentées les plages de longueurs d'onde correspondant aux couleurs usuellement définies comme violet, bleu, vert, etc.

L'oeil réalise donc une première transformation de la lumière en signaux nerveux qui sont transmis au corps genouillé latéral.

2) Le corps genouillé latéral

Les signaux fournis par la rétine sont transmis au corps genouillé latéral par le nerf optique et analysés par les cellules de ce centre nerveux. Les résultats d'expériences neurophysiologiques, réalisées sur les primates (DE VALOIS et col., 1958) ont permis d'obtenir un début d'explication du fonctionnement des cellules du corps genouillé latéral. Elles présentent un taux d'activité spontanée, et répondent à un stimulus donné par l'augmentation ou la diminution de ce taux d'activité, que l'on désigne respectivement par excitation ou inhibition.

Deux familles de cellules ont été mises en évidence : les cellules de la première famille, ou cellules spectralement opposées, répondent à des différences de chromaticité, alors que les cellules de la seconde famille, ou non-spectralement opposées, répondent plutôt à des différences de luminance (DE VALOIS et PEASE, 1971

2. 1. Cellules spectralement opposées

Les cellules spectralement opposées, qui répondent plus à des différences de couleurs que de luminances, présenten des excitations pour certaines longueurs d'onde et des inhibitions pour d'autres. Deux types de cellules spectralement opposées ont été reconnues : ce sont les cellules d'opposition rouge-vert, et les cellules d'opposition bleu-jaune.

- Les cellules d'opposition rouge-vert répondent soit par excitation au vert (500 nm) et inhibition au rouge (630 nm), soit par inhibition au vert et excitation au rouge (cellules (+V - R) et (+ R - V)). Les stimuli qui leur parviennent sont issus des cônes contenant les pigments sensibles au vert et au rouge, une entrée étant excitatrice, l'autre inhibitrice.
- Les cellules d'opposition bleu-jaune répondent soit par excitation au jaune (600 nm) et inhibition au bleu (440 nm), so par excitation au bleu et inhibition au jaune (cellules (+ J - B) et (+ B - J)). Le problème relatif à la provenance des stimuli qui leur parviennent reste ouvert. Il apparaît néanmoins clairement qu'une entrée est constituée par les signaux provenant des cônes contenant les pigments sensibles a bleu, tandis que l'autre entrée est au moins constituée par les signaux provenant des cônes contenant les pigments sensibles au rouge. Il sera admis par la suite que les cônes contnant les pigments sensibles au vert participent eux aussi à cette seconde entrée. Comme dans le système d'opposition rou vert, une entrée est excitatrice alors que l'autre est inhibtrice.

Les deux types de cellules spectralement opposées transforment donc les signaux qui leur parviennent en deux sgnaux chromatiques. Cette transformation est le fruit d'une interaction linéaire soustractive entre les 2 entrées des cellules (SPERLING et HARWERTH, 1970).

2. 2. Cellules non spectralement opposées

Les cellules non spectralement opposées répondent indépendamment de la longueur d'onde, mais sont sensibles aux différences de luminances. Elles sont excitatrices au blanc e inhibitrices au noir (+W, -N) ou excitatrices au noir et inhibitrices au blanc (+N, -W). Leurs entrées sont constituées par des signaux provenant des trois types de cônes ; ainsi, les signaux qui leur parviennent sont transformés en un signal achromatique par intégration (ou sommation).

L'ensemble des cellules spectralement opposées et non-spectralement opposées permet donc le traitement de l'information visuelle sur trois canaux (un canal achromatique et deux canaux chromatiques) et possèdent d'ailleurs une organisation spatiale particulière.

2. 3. Organisation spatiale des cellules du corps genouillé latéra

Les cellules du corps genouillé latéral répondent à deux signaux d'entrée : l'un excitateur et l'autre inhibiteur. Ces entrées sont distribuées spatialement ; en effet, les cellules non-spectralement opposées ont une organisation "centre-entourage" où le centre est excitateur et son entourage inhibiteur ou vice-versa. Une partie seulement des cellules spectralement opposées présente cette organisation ; les autres sont par contre caractérisées par des distributions spatiales identiques pour les deux entrées.

Les principes du fonctionnement de l'ensemble oeil-rétine corps genouillé latéral peut être résumé sous la forme d'un schéma présenté figure 19.

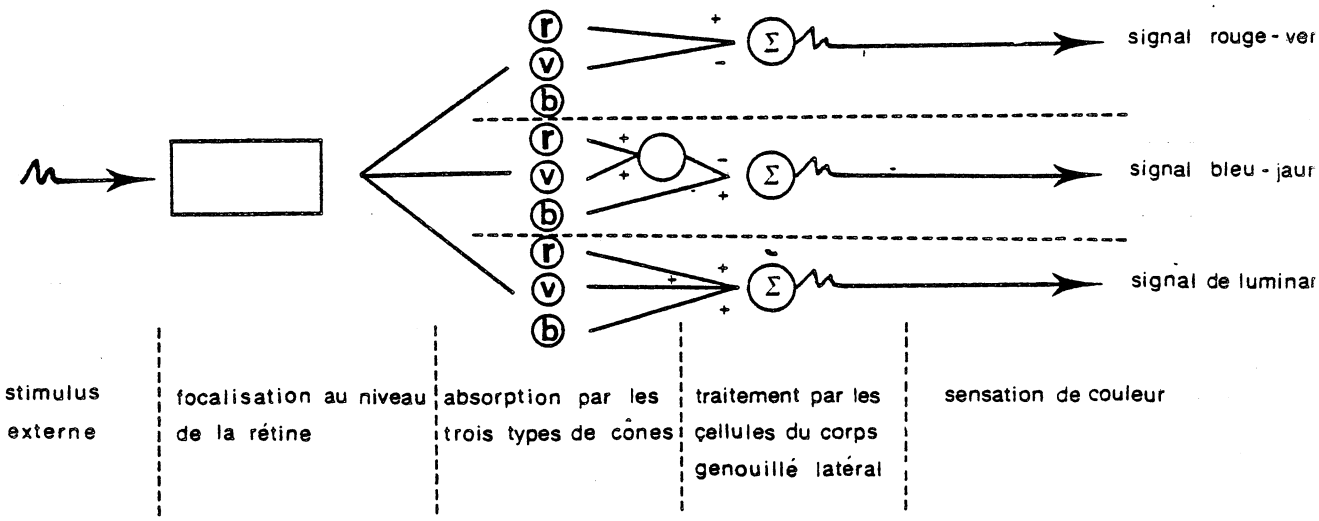


Fig. 19 : Traitement de l'information visuelle par l'ensemble oe rétine-CGL. Pour des raisons de simplification, ce schéma représ trois absorptions successives par les trois types de cônes. Les absorbent une énergie radiante, d'intensité et de distribution d nergie spectrale donnée et en fournissent une décomposition sous forme de trois signaux, correspondant aux trois types de pigment présents dans les cônes. Ces signaux sont ensuite analysés par l cellules du corps genouillé latéral.

Seuls les cônes possèdent l'information relative à la distribution d'énergie spectrale d'une couleur. Celle-c est ensuite perdue du fait de son intégration par les pigmen présents dans les cônes. L'étude des propriétés de cette intégration est donc essentielle car elle est responsable des qualités de sensibilité et de discrimination des couleur du système visuel humain.

3) Pouvoir de discrimination du système visuel

En raison de l'association d'un stimulus externe à une couleur de distribution d'énergie spectrale et d'inten sité donnée, il convient de s'intéresser d'une part à la réponse des pigments en fonction de cette distribution d'énerg et d'autre part à leur sensibilité à l'intensité du stimulus externe, dans le cas où celui-ci provient d'une couleur ponc tuelle isolée.

3.1. Réponse spectrale des pigments (teinte et satur tion). Le phénomène d'intégration par les pigments est consi

déré ici pour des conditions normales d'observation et d'adaptation de l'oeil. Il convient cependant de rappeler que les expériences et les mesures qui peuvent être pratiquées dépendent du niveau de luminosité des couleurs, de la taille du champ d'observation, des conditions d'adaptation de l'oeil, etc... En outre, les mesures qui peuvent être effectuées donnent des résultats variables d'un observateur à l'autre. Pour ces raisons, il est particulièrement difficile de fournir une loi de vision des couleurs, valable pour tous les cas d'observation possibles. Il ne sera donc fait mention, dans ce qui suit, que des caractéristiques générales de la vision des couleurs par l'oeil en considérant un observateur "moyen" dans des conditions d'observations "normales" ou "usuelles" .

Les caractéristiques générales du système visuel sont les suivantes :

- il est plus sensible à des différences de couleurs dans le bleu que dans le rouge, et beaucoup moins sensible dans le vert. Par contre il est plus sensible aux couleurs du milieu du spectre (vert-jaune) ;
- il est plus sensible à des différences de couleurs dans le cas de couleurs de faible luminosité que dans le cas de couleurs très lumineuses ;
- il perçoit mieux les différences de teinte que les différences de saturation. Cependant, si cette dernière est très faible, le pouvoir de discrimination des teintes est diminuée.

Ces quelques caractéristiques, présentées ici de façon très simplifiées, ont été mises en évidence par les mesures effectuées au cours d'expériences d'appréciation des différences de longueur d'onde ou de saturation ou des deux par un observateur humain placé devant une lumière de distribution spectrale connue.

3. 1. 1. Différences de longueurs d'onde

Deux lumières monochromatiques de longueurs d'onde identiques λ sont juxtaposées dans le champ de vision d'un observateur. Il lui est demandé de faire varier la longueur d'onde d'une des deux lumières, en gardant leurs luminances identiques, jusqu'à ce qu'il observe la plus petite différence "perceptible"

entre les deux lumières. Pour un λ donné, la valeur moyenne $\Delta\lambda$ de la plus petite différence perceptible est calculée pour des longueurs d'onde respectivement légèrement plus courtes et légèrement plus longues que λ. La courbe obtenue $\Delta\lambda=f(\lambda)$ est présentée dans la figure 20 (d'après les résultats expérimentaux de WRIGHT et PITT, 1934).

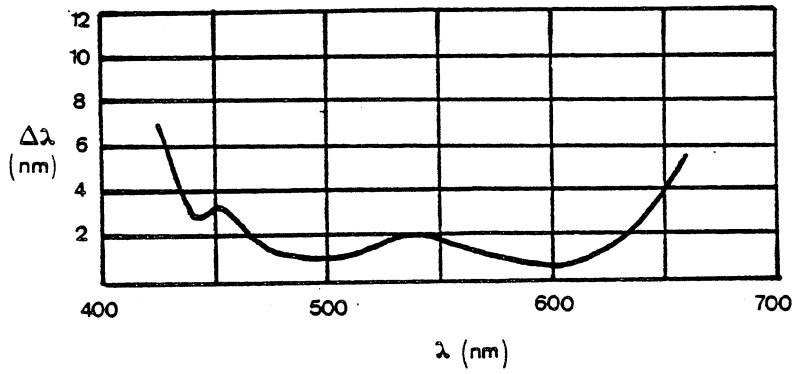


Fig. 20 : Sensibilité de l'oeil à des plus petites différences perceptibles de longueur d'onde, en fonction de la longueur d'onde. Cette figure met en évidence que la sensibilité de l'oeil à la teinte dépend de la longueur d'onde: il présente une discrimination bien meilleure pour les couleurs bleues et orangées que pour les vertes.

La figure 20 montre que le système visuel présente une mauvaise discrimination aux extrémités du spectre et une discrimination meilleure au niveau de trois minima situés vers 440, 490 et 590nm (WYSZECKI et STILES, 1967). La discrimination est donc meilleure pour les couleurs bleues et orangées que pour les vertes.

3.1.2. Différences de saturation

Les expériences ont été réalisées en utilisant des couleurs de longueur d'onde dominante fixée. Deux lumières sont projetées dans le champ d'observation, l'une de facteur de pureté p fixé, l'autre de facteur de pureté ajustable par mélange d'une lumière achromatique. L'observateur ajuste lui-même la pureté de cette seconde lumière, de façon à obtenir la plus petite différence perceptible de saturation La courbe $\Delta p=f(p)$ obtenue est portée dans la figure 21; cette expérience a été réalisée par MARTIN et col.(1933) pour des couleurs de longueur d'onde dominante λ_d=650nm, des résultats

similaires ont été obtenus pour d'autres valeurs de λ_d.

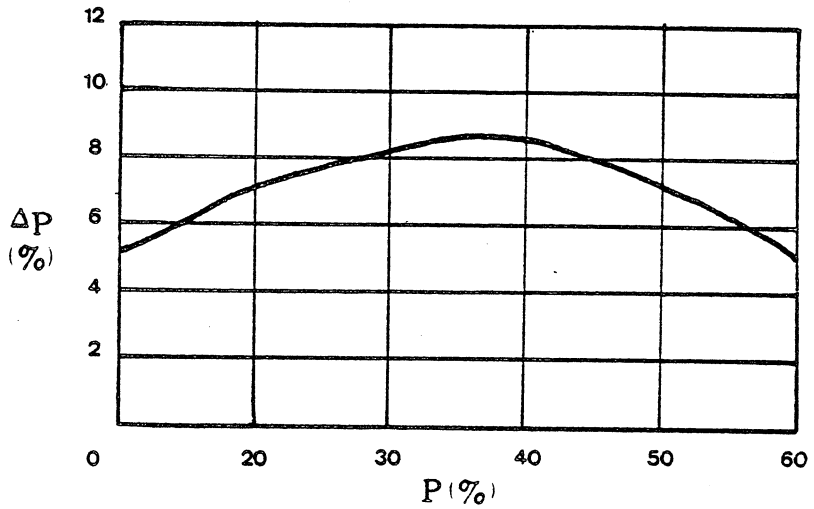


Fig. 21 : Δp=f(p). Cette figure exprime, pour une couleur de longueur d'onde donnée, la plus petite différence de saturation perceptible à l'oeil, lorsque la saturation de cette couleur est modifiée, pas à pas. Elle permet d'observer que la discrimination de l'oeil en saturation est meilleure pour des saturations respectivement faibles et élevées.

Des résultats similaires, mais généralisés à tout le spectre visible, permettent de déterminer le nombre de pas juste perceptibles entre une couleur achromatique et des couleurs spectrales de différentes longueurs d'onde. Si l'on porte le nombre de pas N en fonction de la longueur d'onde λ, on obtient la courbe présentée dans la figure 22.

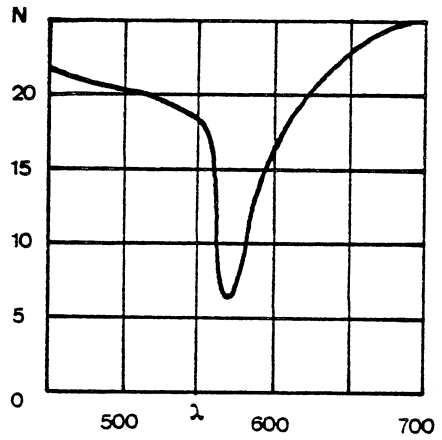


Fig. 22 : N=f(λ). Cette figure met en évidence que la sensibilité de l'oeil à la saturation est fonction de la longueur d'onde: N exprime le nombre de pas juste perceptibles entre une couleur achromatique et la couleur spectrale de longueur d'onde λ considérée. Il apparait qu'une couleur jaune (λ= 570nm) parait moins saturée que les autres couleurs

La courbe de la figure 24 présente un minimum vers 570nm qui signifie qu'une couleur jaune parait moins saturée pour le système visuel que toute autre couleur spectrale. Il est intéressant de constater que l'impression de saturation apparemment plus faible des couleurs jaune-vert se manifeste dan une région du spectre où le système visuel présente une moin bonne discrimination de la teinte.

3.1.3. Ellipses de MAC ADAM

MAC ADAM (1942) a mesuré, à partir d'une couleur de coordonnées chromatiques (x_0,y_0), les coordonnées chromatiques des couleurs présentant la plus petite différence perceptible de teinte et de saturation par rapport à (x_0,y_0) à luminance constante. Le lieu de ces couleurs est une ellipse centrée en (x_0,y_0). La taille, l'orientation et la forme des ellipses varient en fonction des coordonnées chromatiques (x_0,y_0) considérées (fig. 23).

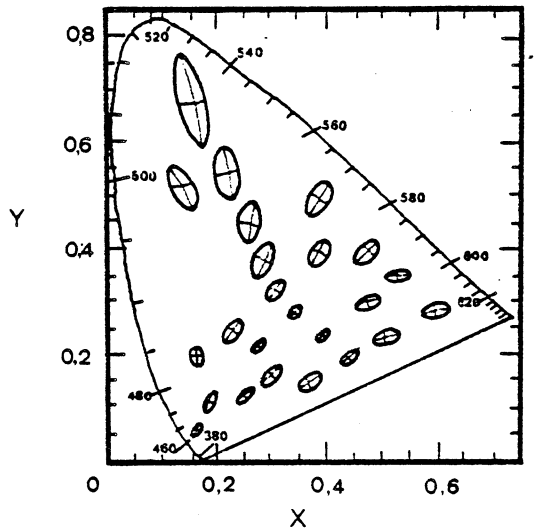


Fig. 23 : Ellipses de MAC ADAM. A partir d'une couleu de chromaticité et luminance données, l'observateur définit l'ensemble des couleurs de même luminance dont la chromatici est telle que la différence entre les deux couleurs est just perceptible à l'oeil. L'ensemble ainsi défini est une ellips centrée au point correspondant à la couleur initiale. La tai le, la forme et l'orientation des ellipses varient en fonctio de la chromaticité du point central, indiquant une dépendanc entre pouvoir de discrimination de l'oeil et chromaticité.

Ces ellipses mettent en évidence une excellente discrimination des couleurs dans le bleu, une discrimination un peu moins bonne dans le rouge et beaucoup plus mauvaise dans le vert.

L'appréciation, par le système visuel humain, des différences de longueur d'onde ou/et de saturation apparait clairement dépendante des sensibilités différentielles des pigments rétiniens présents dans les cônes. La figure 17, qui présente les sensibilités relatives des trois pigments, met clairement en évidence une meilleure sensibilité du système visuel aux couleurs vertes qu'aux couleurs rouge et bleue. Ce phénomène peut aussi être illustré par la mesure de la visibilité relative de l'oeil, traduite par les courbes de la figure 24. Les mesures effectuées procèdent par l'identité appréciée par l'observateur entre la luminosité d'une lumière monochromatique et la luminosité d'une lumière monochromatique de référence (ces résultats dépendent de la lumière de référence choisie).

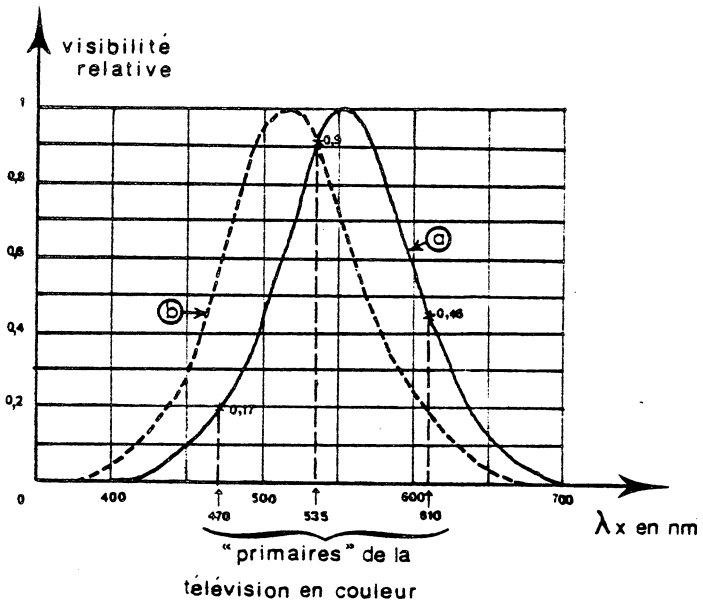


Fig. 24 :
Courbes de visibilité relative en fonction de longueur d'onde λ_x.
a) à luminance élevée
b) à luminance faible.

La figure 24 montre que les couleurs vert-jaune, qui apparaissent plus lumineuses à l'oeil, sont celles qui présentent une saturation apparente plus faible. Les teintes correspondantes sont alors moins bien différenciées. Il apparait donc évident que l'absorption différentielle des trois types de pigments

rétiniens est responsable des discriminations différentielles de teinte, saturation et luminance par le système visuel humain.

3.2. Sensibilité des pigments (luminance)

Le rôle des pigments présents dans les cônes consiste à intégrer l'énergie radiante incidente. Leur réponse à l'intensité de cette énergie n'est pas linéaire. En effet, des études effectuées sur des yeux d'animaux (CORNSWEET, 1970) ont montré que les neurones sensibles à la lumière sont excités à des taux proportionnels au logarithme de l'intensité du stimulus incident. Diverses expériences ont été effectuées afin de mettre c phénomène en évidence chez l'humain. L'une des plus démonstratives (STOCKHAM, 1972 ; LAND, 1978) consiste à disposer un jeu de papiers gris de différentes luminosités devant un observateur. Celui-ci doit tout d'abord choisir un gris intermédiaire entre le gris le plus sombre et le gris le plus lumineux, puis un gris intermédiaire entre les deux pairés de gris ainsi obtenues et ainsi de suite. La relation entre les réflectances des carrés et le classement de l'observateur obéit à une loi de type logarithmique(fig. 25).

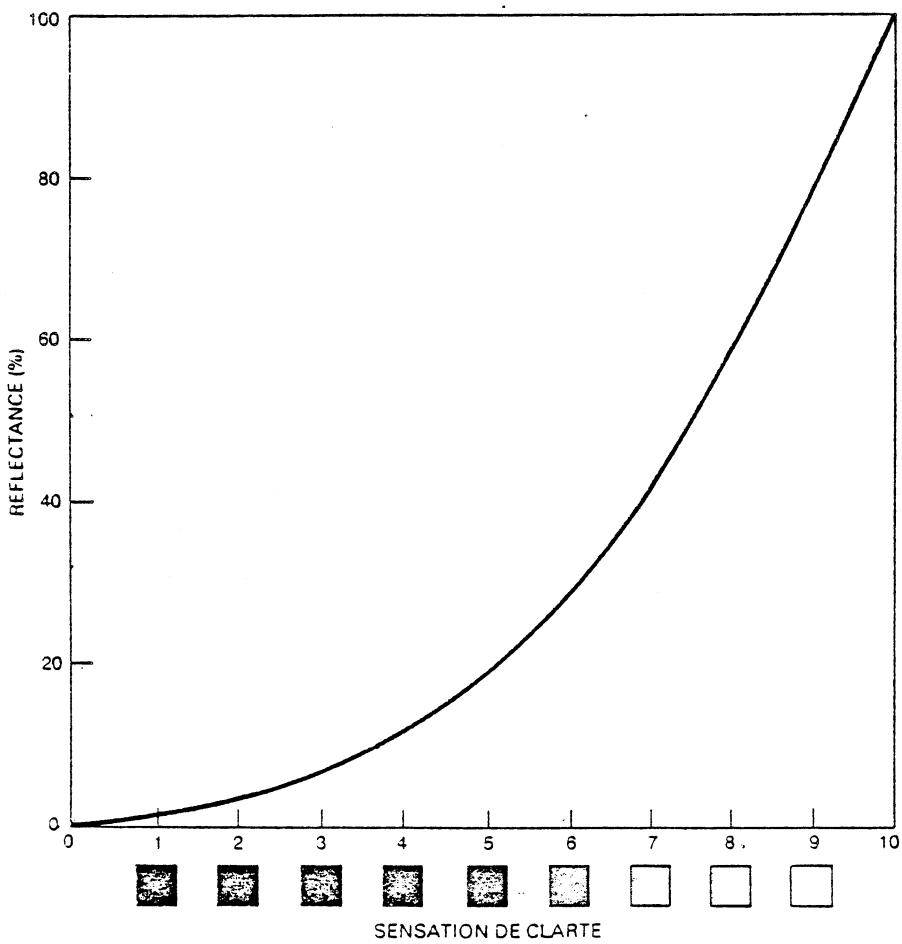


Fig. 25 : Réfle tance et sensation de clarté. La sensation de clarté est mise en évidence par le choix de p piers gris d'intensités lumineuses équidistante effectué par l'observateur. La réflectance es la mesure photométrique obtenue pour chaque papier.

Dans les notions exposées ci-dessus, la couleur n'a été considérée qu'au niveau d'un point isolé, illuminé de façon constante; or la vision d'une image met en jeu des phénomènes plus complexes: l'illuminant peut présenter des variations spatiales d'intensité , sans que la perception visuelle des couleurs respectives soit modifiée; inversement, dans certaines conditions d'adaptation de l'oeil ou dans certains cas d'exposition de l'oeil à des couleurs différentes, la perception de celles-ci peut se trouver modifiée. Ainsi,l'oeil ne peut être considéré comme un instrument capable de faire des mesures locales, indépendamment du contexte du point observé. La vision d'une image met en jeu, au contraire, un système d'interactions complexes, à tous les niveaux du trajet visuel: rétine, corps genouillé latéral et cortex. Il convient donc de rappeler l'essentiel des connaissances actuelles concernant ces interactions.

4. Analyse d'images colorées

L'ensemble constitué par la rétine, le corps genouillé latéral et le cortex constitue un capteur complexe qui permet non seulement l'analyse de la couleur d'un point de l'image observée, mais aussi une analyse plus globale de scènes. Les mécanismes par lesquels l'oeil analyse la couleur d'un point sont actuellement bien connus; par contre, une formalisation entièrement satisfaisante des mécanismes mis en jeu dans la vision d'une scène complexe n'a pas encore été fournie. La complexité des mécanismes mis en jeu se manifeste au niveau des transformations de type optique et des transformations de type neural subies par le stimulus externe qui pénètre dans l'oeil.

4.1. Phénomènes de type optique

En traversant les milieux optiques (cornée, humeur aqueuse, cristallin et humeur vitrée), la lumière subit des transformations qui conduisent à une image rétinienne légèrement brouillée. En effet, même en négligeant les effets de diffraction la focalisation est imparfaite en raison des aberrations optiques introduites par les milieux traversés et parce que la distance d'un objet à l'oeil peut ne pas être en accord avec l'état d'accomodation de l'oeil, à l'instant précis où celui-ci observe cet objet. Seuls les objets situés sur l'axe optique (axe joi-

gnant la fovéa à l'objet) et à une distance correspondant exactement à l'accomodation de l'oeil sont focalisés avec précision sur la rétine. Cependant, les énergies radiantes émises par ces objets sont source d'aberrations chromatiques si leur distribution d'énergie spectrale n'est pas limitée. Ceci s'explique par le fait que l'oeil, comme tout système optique, a un pouvoir de résolution qui varie selon la longueur d'onde; ainsi,lorsque l'image d'une source ponctuelle est focalisée précisément sur la rétine (couleur jaune-vert), l'image émettant une longueur d'onde inférieure est projetée légèrement en avant de la rétine, et l'image émettant une longueur d'onde supérieure légèrement en arrière, s'il n'y a pas modification de l'accomodation. Ce phénomène est appelé aberration chromatique axiale. Pour des points d'objets hors axe, il s'accompagne d'un léger déplacement de la position apparente. Il se complique de plus de pertes de lumière, par absorption et diffusion, au cours du trajet optique. (Voir WYSZECKI et STILES,1967, pp. 202-227).

L'ensemble de ces phénomènes peut être considéré comme un filtrage de l'image initiale, caractérisé par une atténuation de hautes fréquences (CAMPBELL et GREEN, 1965).

4.2. Phénomènes neuraux

Il convient de distinguer deux classes de phénomènes neuraux, qui sont la sommation spatiale et l'inhibition latérale.

4.2.1. Sommation spatiale

La sommation spatiale est l'équivalent neural du brouillage optique, et contribue comme lui à diminuer la résolution de l'image perçue. Ce phénomène résulte du fait que les récepteurs rétiniens sont en nombre et en taille finie; les signaux qu'ils fournissent sont sommés spatialement tout au long du trajet visuel, et sur chacun des trois canaux achromatique et chromatique en produisant l'effet de brouillage neural qui, comme le brouillage optique, peut être considéré comme un filtrage de l'image neurale, caractérisé par une atténuation des hautes fréquences.

4.2.2. Inhibition latérale

Il existe une inhibition latérale entre les récepteurs et les cellules neurales en différents endroits du chemin visuel (rétine, corps genouillé latéral et cortex). En ce qui concerne notamment le corps genouillé latéral, une cellule inhibe l'acti-

vité des cellules voisines avec une force proportionnelle à son taux d'excitation, et qui décroit avec la distance. Il a été montré que cet effet est linéaire et provoque un rehaussement des contrastes de l'image observée (DAVIDSON, 1958). Contrairement à la sommation spatiale, cet effet de filtrage est caractérisé par une atténuation des basses fréquences.

DAVIDSON (1968) a montré l'existence de cette inhibition dans le canal achromatique, et a mesuré la fonction de transfert du filtre correspondant. Cette inhibition lui permet d'expliquer des phénomènes tels que la constance et le contraste de luminance. FAUGERAS (1976) a démontré que cette inhibition est aussi présente dans les deux canaux chromatiques, expliquant ainsi les phénomènes de constance et de contraste de couleur.

4.2.2.1. Constance de luminance et de couleur

L'homme est capable de discerner des couleurs de façon stable dans des conditions d'illumination pourtant très changeantes. Ces facultés font intervenir les propriétés d'adaptation visuelle de l'oeil. L'oeil est de plus capable de négliger des variations spatiales de l'illuminant: il est fréquent, en effet, qu'une scène ne soit pas uniformément éclairée, en raison par exemple de la présence simultanée d'un éclairage artificiel et d'un éclairage naturel (soleil), pourtant les couleurs sont toujours perçues de la même façon. Ces facultés sont dues aux propriétés de contrôle automatique de gain de l'oeil.

L'oeil est donc capable de négliger des changements temporels et spatiaux d'intensité. (Nous ne considérons pas ici le cas où l'oeil est exposé à une lumière très vive ou très colorée, avant l'examen d'un objet: les perturbations visuelles occasionnées dans ces conditions relèvent plutôt d'effets de latence, liés à la lenteur d'adaptation de l'oeil). Un certain nombre de tentatives ont été faites pour expliquer les phénomènes de constance de luminance et de couleur:

- LAND (1978) notamment, estimait que des rapports étaient effectués entre des récepteurs rétiniens voisins, deux à deux, le long d'un chemin sur la rétine, ces rapports permettant d'assurer l'indépendance vis-à-vis de l'illuminant;

- KRIES (1904) assumait l'existence de coefficients de pondération, dépendant de l'illuminant, permettant d'assurer cette

indépendance.

Il semble, cependant, que le phénomène d'inhibition latérale corresponde mieux à la réalité physiologique. En effet, STOCKHAM a montré, en 1972, qu'une sensibilité logarithmique au niveau des récepteurs suivie par un filtrage linéaire spatial, caractérisé par l'atténuation des basses fréquences, pourrait expliquer les capacités de l'oeil à négliger des variations spatiales d'intensité de l'illuminant, dans le cas d'images achromatiques. En effet, une image achromatique est formée d'une composante d'illumination et d'une composante de réflectance; or la composante d'illumination d'une telle image domine le spectre de FOURIER de l'image en densité (transformée logarithmiquement) aux basses fréquences, alors que la composante de réflectance correspond plutôt aux hautes fréquences. Un filtrage spatial permet donc de réduire les basses fréquences en préservant la structure de l'image.

FAUGERAS (1976) a montré, en se fondant sur le modèle proposé par STOCKHAM, que l'existence d'une inhibition latérale dans chacun des canaux chromatiques pourrait expliquer les phénomènes d'indépendance de la perception par rapport à des variations spatiales de couleur de l'illuminant.

4.2.2.2. Contraste de luminance et de couleur

Les phénomènes de contraste de luminance et de couleur, mis en évidence dans des conditions d'observation bien particulières, relèvent de l'illusion optique. Il s'agit d'observer une couleur (achromatique ou non) alors que les conditions d'exposition de cette couleur varient, c'est-à-dire que la couleur est placée dans un certain contexte coloré. Selon ce contexte, la perception visuelle peut être induite en erreur.

Un certain nombre d'auteurs ont tenté d'expliquer ces phénomènes en invoquant l'organisation spatiale particulière des cellules du corps genouillé latéral: le centre de la cellule serait excité par la couleur placée au centre, et l'entourage par le contexte. Il est évident qu'une telle hypothèse ne peut être retenue principalement parce que la vision de ces types de scènes met en jeu de vastes distances rétiniennes et non une simple cellule.

Il convient de distinguer entre le contraste de luminance

(cas où des couleurs achromatiques de luminosités différentes sont mises en opposition) et le contraste de couleur.

4.2.2.2.1. Contraste de luminance

Le comportement visuel devant le contraste de luminance peut être illustré par deux effets:

- le premier consiste à observer deux rectangles juxtaposés, l'un de très faible luminosité, l'autre de très forte luminosité (bandes de MACH): deux lignes apparaissent immédiatement le long de la frontière, respectivement plus claire et plus sombre que les rectangles qui les contiennent (fig. 26);

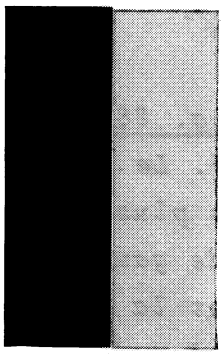


Fig. 26 : Bandes de MACH. En raison du fort contraste de luminance entre les deux plages noire et blanche, une illusion optique est observée, le long de la frontière, sous la forme de deux lignes, apparaissant, l'une plus sombre que le fond noir qui la contient, l'autre plus brillante que le fond blanc qui la contient.

- le second effet met en échec les facultés d'équivalence de l'oeil: deux carrés gris identiques sont placés côte à côte, l'un entouré d'un carré de très faible luminosité, l'autre d'un carré de très forte luminosité (fig. 27). A l'observation, le carré central de gauche parait plus lumineux que le carré central de droite.

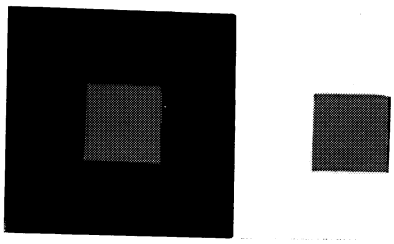


Fig. 27 : Contraste de luminance. Deux carrés gris, d'intensité lumineuse identique, apparaissent différents dans des entourages différents: le carré de gauche parait plus lumineux, et celui de droite plus sombre.

Un tel effet est difficilement explicable si le phénomène d'inhibition latérale n'est pas pris en compte. En invoquant l'atténua-

tion des basses fréquences qui résulte de cette inhibition, STOCKHAM (1972) propose l'explication suivante: le filtrage provoque le nivellement des moyennes d'intensité pour différentes surfaces élémentaires de l'image; de ce fait, l'intensité moyenne obtenue pour la surface de gauche étant plus faible se trouve rehaussée alors que par le même processus l'intensité de la surface de droite se trouve diminuée.

4.2.2.2.2. Contraste de couleur

Les effets cités précédemment sont également observés quand les carrés achromatiques sont remplacés par des carrés de couleurs contrastées. En effet, la couleur des carrés centraux parait modifiée par la couleur de son entourage et induite en direction de la couleur complémentaire de celui-ci (fig. 28).

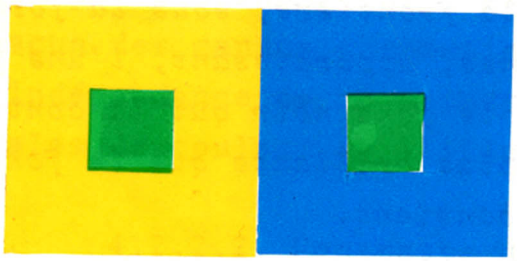


Fig. 28 : Contraste coloré simultané. Le carré central de droite parait plus jaune que le carré central de gauche, alors que leur teinte est la même: en effet, l'entourage bleu du carré de droite induit la couleur du carré central vers le jaune, qui est la complémentaire du bleu.

FAUGERAS (1976) a montré que des illusions de ce type, qui sont présentes dans chaque canal chromatique, peuvent être annulées par un filtrage de l'image, caractérisé par une atténuation des basses fréquences. Ceci tend à prouver l'existence, au sein de chaque canal chromatique, d'une inhibition latérale du type de celle rencontrée dans le canal achromatique.

Le stimulus externe correspondant à l'observation d'une scène est donc soumis, lorsqu'il pénètre dans l'oeil, à un brouillage optique et neural, qui atténue les hautes fréquences spatiales de ce stimulus; il subit de plus un rehaussement de contraste, par atténuation des basses fréquences.

Il est possible de résumer, sous forme d'un schéma (fig. 29), les différentes étapes de la transformation d'un stimulus externe, au cours de son analyse par l'ensemble rétine, corps genouillé latéral et cortex.

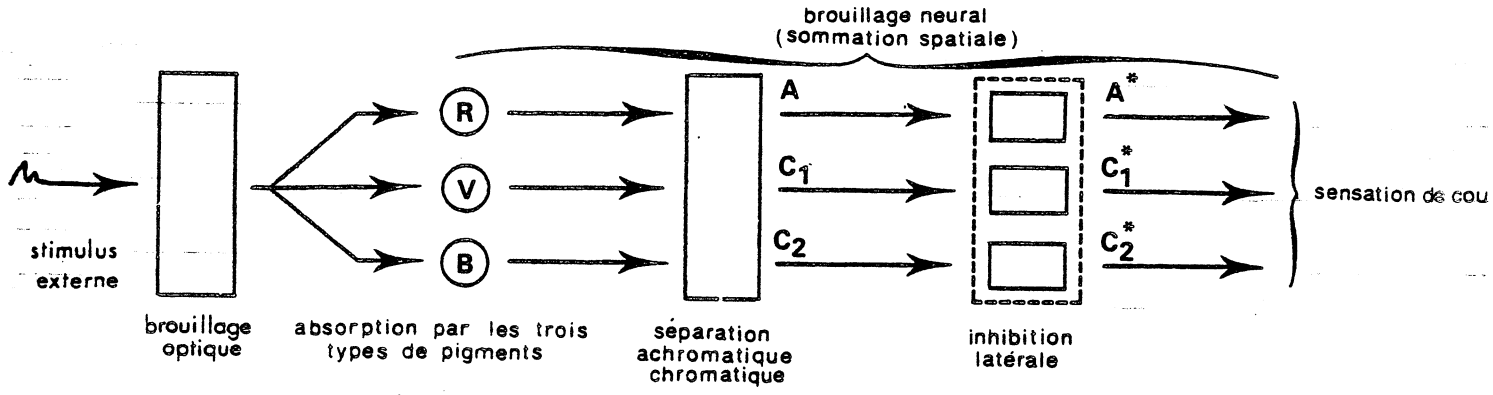


Fig. 29 : Résumé des différentes étapes de transformation du stimulus externe en sensation de couleur. Les phénomènes conduisant à un brouillage de l'information tant optique que neurale sont mis en évidence, le second intervenant à tous les niveaux de la chaîne d'analyse neurale. L'analyse de la couleur est présentée, sous la forme de l'absorption par les trois types de pigments suivie par la séparation achromatique-chromatique réalisée par les cellules du corps genouillé latéral. Enfin, le phénomène d'inhibition latérale, présent au niveau des cellules du corps genouillé latéral, est mis en évidence.

Les connaissances déjà acquises concernant les mécanismes de la perception visuelle humaine, résumés dans la figure 29, ont conduit divers auteurs à formaliser le processus de la vision des couleurs sous forme de modèles mathématiques cohérents avec les principes de la colorimétrie.

II/ MODÉLISATION DE LA COULEUR DANS LE CADRE DE LA PERCEPTION VISUELLE

La modélisation des phénomènes perceptuels, dont les bases physiques et physiologiques ont été rappelées précédemment, permet une approche quantitative de la vision des couleurs en exprimant de façon mathématique les différentes transformations subies par le stimulus externe lors de son traitement par la chaîne rétine, corps genouillé latéral et cortex. Une modélisation, fondée uniquement sur la décomposition en étapes successives de l'analyse réalisée par l'homme, ne peut rendre que faiblement compte

de la perception visuelle humaine: en effet, de nombreux travaux ont montré que lors de l'analyse d'une scène, le cerveau procède à des allers-et-retours permanents entre le global et le particulier. Ainsi, bien que les phénomènes conduisant à la perception d'un point isolé soient relativement bien connus, ce qui permettent de l'analyser dans son contexte le sont beaucoup moins. La modélisation de la sommation spatiale et de l'inhibition latérale dans les canaux achromatique et chromatiques ne fournit, par exemple, qu'un début d'explication des phénomènes impliqués dans la vision des scènes colorées. Il se pose, à cet égard, le problème central de toute analyse d'images, car s'il est actuellement possible , à l'aide de capteurs, de décomposer une image en un certain nombre de points décrivant sa composition en intensité, les algorithmes utilisés n'apportent que très peu d'indications facilitant l'analyse de scènes.

Nous pensons donc qu'une modélisation de la perception humaine devrait permettre, non seulement d'augmenter la quantité d'informations relatives à chaque point d'image, mais aussi d'améliorer les techniques actuelles d'analyse d'images, par l'exploitation des mécanismes impliqués dans la perception des scènes colorées.

Afin de faciliter la comparaison entre la perception et sa modélisation, il convient de présenter tout d'abord l'analyse de points pris isolément, puis de s'intéresser à une approche plus globale de la perception des scènes.

1. Le stimulus externe

A la suite de STOCKHAM (1972) et de FAUGERAS (1976), il est nécessaire de définir une image par l'énergie radiante qu'elle émet vers l'oeil, en chacun de ses points. Les images seront donc considérées a priori comme digitales, c'est-à-dire composées d'un nombre fini de points, afin de modéliser tout d'abord la composition spectrale de chaque point d'image (le facteur temps sera toujours négligé).

Soit donc $C_\lambda(x,y)$ l'énergie radiante, d'intensité et de composition spectrale données, qui pénètre dans l'oeil observant un point d'un objet O, de coordonnées spatiales x et y. La distribution d'énergie spectrale de ce stimulus au point (x,y) est notée $\{C_\lambda(x,y)d_\lambda\}$. Cette énergie radiante dépend de l'illuminant I qui

frappe l'objet O et de la réflexivité (ou transmittivité) de l'objet considéré. $I_\lambda(x,y)$ représente l'énergie radiante frappant l'objet au point (x,y) et $\{\int I_\lambda(x,y)d_\lambda\}$ sa distribution d'énergie spectrale (la dépendance en x et y de cette énergie exprime les possibilités de variations spatiales de l'illuminant). La réflectance propre à l'objet est notée $\rho_\lambda(x,y)$. Elle dépend du point (x,y) d'objet examiné et exprime le taux d'énergie lumineuse réfléchie au point (x,y) en fonction de la longueur d'onde.

Ces deux facteurs, illuminance $I_\lambda(x,y)$ et réflectance $\rho_\lambda(x,y)$ caractéristique de l'objet, se combinent pour former l'énergie radiante $C_\lambda(x,y)$ de façon multiplicative:

$$C_\lambda(x,y) = I_\lambda(x,y) \cdot \rho_\lambda(x,y)$$

Ce modèle, développé par STOCKHAM (1972) pour l'étude d'images en noir et blanc, semble particulièrement adapté, et permet de distinguer la réflectance de l'illumination. FAUGERAS (1976) l'a appliqué au traitement d'images en couleur et a montré qu'il fournit une excellente base mathématique pour l'analyse de ces dernières.

2. Absorption par les pigments présents dans les cônes

L'absorption consiste en une intégration de l'énergie radiante $C_\lambda(x,y)$ par les trois types de pigments présents dans les cônes. Si les fonctions de sensibilité spectrale de ces pigments sont notées $r_\lambda, v_\lambda, b_\lambda$, l'intégration fournit les quantités:

$$\boxed{\begin{aligned} R(x,y) &= \int C_\lambda(x,y)\, r_\lambda\, d_\lambda \\ V(x,y) &= \int C_\lambda(x,y)\, v_\lambda\, d_\lambda \\ B(x,y) &= \int C_\lambda(x,y)\, b_\lambda\, d_\lambda \end{aligned}}$$

Cette expression peut être rapprochée de l'expression obtenue en colorimétrie à l'aide des fonctions d'équivalence $\bar{r}_\lambda, \bar{v}_\lambda, \bar{b}_\lambda$. Les quantités $R(x,y)$, $V(x,y)$ et $B(x,y)$ représentent donc les valeurs de tristimuli de la couleur observée au point (x,y) de l'objet O.

Il se produit, au niveau des cônes, une transformation de l'information relative à la distribution d'énergie spectrale incidente: cette information se trouve compressée sous forme de trois signaux R,V,B. En outre, la réponse des cônes à l'intensité

de l'énergie radiante est plutôt proportionnelle au logarithme de cette énergie. Les signaux transmis au corps genouillé latéral sont donc de la forme:

$$\boxed{\begin{aligned} R^{+}(x,y) &= \mathrm{Log}(R(x,y)) \\ V^{+}(x,y) &= \mathrm{Log}(V(x,y)) \\ B^{+}(x,y) &= \mathrm{Log}(B(x,y)) \end{aligned}}$$

Il faut noter que le type exact de non-linéarité impliqué dans cette transformation est le sujet de nombreuses controverses. De nombreux auteurs ont tenté de modéliser précisément cette non linéarité en se fondant sur l'activité chimique des pigments, leurs effets électriques, etc. Il convient de remarquer que les différentes formules proposées sont toutes en accord sur une lar ge plage de valeurs; le type exact de non-linéarité ne parait dc pas essentiel. Pour cette raison, la transformée logarithmique, qui présente des propriétés mathématiques évidentes, sera retenu

3. Séparation achromatique-chromatique

Les signaux fournis par les cônes sont transmis sur trois canaux, un achromatique et deux chromatiques, séparés, correspor dant à différents types de cellules du corps genouillé latéral. Le canal achromatique (A) intègre les signaux fournis par les trois types de cônes; le canal chromatique d'opposition rouge-vert (C_1) différencie les signaux fournis par les cônes de type rouge et vert ; le canal chromatique d'opposition bleu-jaune (C différencie les signaux provenant des cônes de type bleu, rouge et vert. Ceci peut être modélisé sous la forme générale suivante

$$(1) \qquad \begin{cases} A = a(\alpha R^{+} + \beta V^{+} + \gamma B^{+}) \\ C_1 = c_1(R^{+} - V^{+}) \\ C_2 = c_2(B^{+} - \frac{1}{2}(R^{+} + V^{+})) \end{cases}$$

Ce type de modélisation, proposé par FAUGERAS (1976) et SLOAN (1977) appartient à la famille des modèles dits d'opposition, pc les distinguer des modèles fondés sur le calcul des coordonnées chromatiques, qui ne sont pas des modèles d'opposition. Les modè les d'opposition correspondent à la théorie d'opposition des cou leurs proposée par HERING (1870); les modèles de type coordonnée chromatiques, au contraire, correspondent à la théorie des cou-

leurs formulée par YOUNG puis HELMHOLTZ (1801), où les signaux fournis par les trois types de cônes seraient mélangés au niveau du cerveau pour produire la sensation de couleur.

Ce qui nous paraît important dans une telle modélisation n'est pas lié à sa formalisation (peu importe que C_2 s'écrive sou la forme ci-dessus ou sous la forme $c_2(R^*-B^*)$ proposée par FAUGERAS en 1976) mais paraît plutôt résider dans sa compatibilité avec le lois de la colorimétrie d'une part, et les mécanismes de la perception d'autre part. Un grand nombre de modélisations ont été d'ailleurs proposées.

Après avoir étudié les principales propriétés de ce modèle nous dégagerons l'expression de la luminance, la teinte et la saturation à laquelle il conduit.

3.1. Propriétés générales

STOCKHAM (1972) a proposé une modélisation relative à la structure des images achromatiques, sous la forme suivante:

$$C(x,y)=I(x,y).\rho(x,y)$$

(en utilisant les mêmes notations que précédemment).

En modélisant l'absorption logarithmique de la lumière au niveau des cônes, il réalisait la séparation de la réflectance et de l'illumination:

$$\underline{\mathrm{Log}[C(x,y)]=\mathrm{Log}[I(x,y)]+\mathrm{Log}[\rho(x,y)]}$$

Cette séparation n'est plus possible si l'on considère des images polychromatiques, en raison de l'intégration qui intervient avant la réponse logarithmique des cônes. FAUGERAS (1976) a cependant montré que:

- le modèle (1) se réduit au modèle de STOCKHAM dans le cas d'images achromatiques (R=V=B);
- les expressions C_1 et C_2 sont indépendantes de variations d'intensité de l'illuminant ($(R,V,B)\rightarrow(\alpha R,\alpha V,\alpha B)$);
- A est biaisé par des variations d'intensité ou de couleur de l'illuminant, C_1 et C_2 sont biaisés par des variations de couleur de l'illuminant $[(R,V,B)\rightarrow(\alpha R,\beta V,\gamma B)]$: c'est l'hypothèse de la présence d'une inhibition latérale sur chacun des trois canaux qui permet d'éliminer ce biais.

3.2. Expression de la luminance, la teinte et la saturati

A, C_1 et C_2 sont des fonctions linéaires des tristimuli R V^*, B^*. Ainsi, une couleur Q est caractérisée, de façon unique, par les valeurs A_Q, C_{1Q} et C_{2Q} qui lui sont associées. L'espace (A, C_1, C_2) est appelé espace perceptuel; une représentation de cet espace est donnée dans la figure 30.

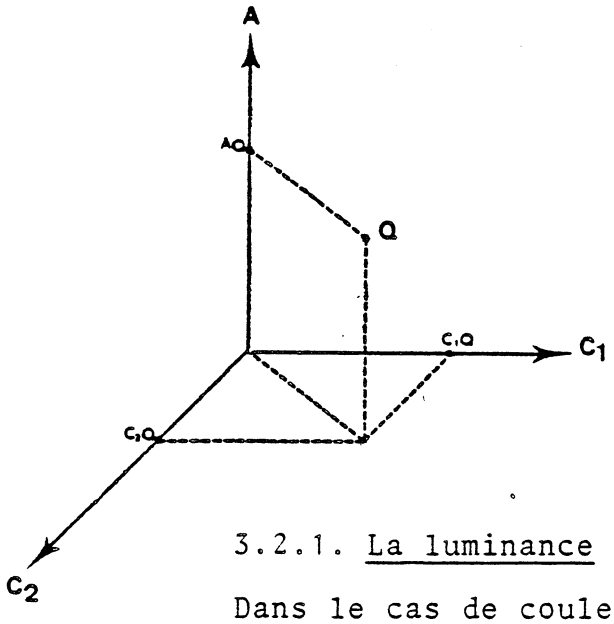


Fig. 30 : Espace perceptuel (A, C_1, C_2). Toute couleur Q est c ractérisée dans cet espace par ses coordonnées A_Q, C_{1Q}, C_{2Q} portées respectivement par l'axe achromati que A et les axes chromatiques C_1 C_2, qui définissent le plan chroma tique.

3.2.1. La luminance

Dans le cas de couleurs achromatiques, seul le canal A es actif: c'est donc lui qui porte l'information de luminance relat ve à une couleur. La luminance L est définie par:

$$L=a(\alpha R^* + \beta V^* + \gamma B^*) = L(R,V,B)$$

Cette relation vérifie la propriété colorimétrique suivante: si deux couleurs sont équivalentes en luminance, elles le restent si leurs tristimuli sont multipliés par un même facteur f . En ef fet, si:

$$L(R_1,V_1,B_1)=L(R_2,V_2,B_2)$$

les relations:

$$L(fR_1,fV_1,fB_1)=L(R_1,V_1,B_1)+aLog(f(\alpha+\beta+\gamma))$$
$$L(fR_2,fV_2,fB_2)=L(R_2,V_2,B_2)+aLog(f(\alpha+\beta+\gamma))$$

impliquent que $L(fR_1,fV_1,fB_1)=L(fR_2,fV_2,fB_2)$

3.2.2. La saturation

La saturation S d'un point Q se définit comme la distance de sa projection q dans le plan chromatique (C_1,C_2) à l'origine du repère O (ou distance à l'axe achromatique) (fig. 31).

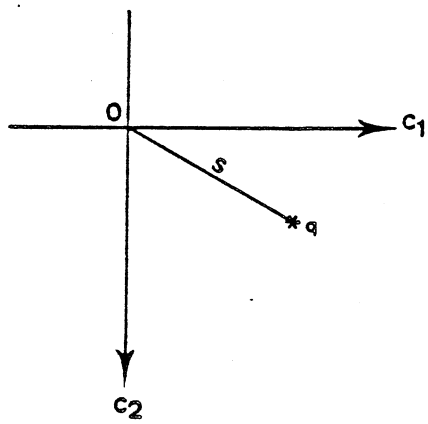


Fig. 31 : Définition de la saturation. La saturation S d'un point Q est définie par la distance entre sa projection q dans le plan chromatique (C_1,C_2) à l'origine O du repère.

L'expression de la saturation est donnée par la relation:

$$S^2(Q) = C_1^2 + C_2^2$$

Elle est nulle pour tout point de l'axe achromatique (C_1=C_2=0). Les courbes d'isosaturation (C_1^2+C_2^2=constante) sont des cercles centrés en O (fig. 32). La saturation peut être exprimée en fonction des valeurs de tristimuli R^*, V^*, B^* de la couleur Q:

$$S_Q^2(R^*,V^*,B^*) = c_1^2(R^*-V^*)^2 + c_2^2(B^*-\frac{1}{2}(R^*+V^*))^2$$

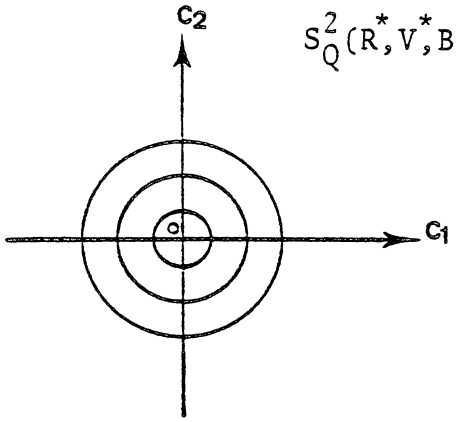


Fig. 32 : Courbes d'isosaturation. Les points projetés dans le plan (C_1,C_2) de teinte variable mais de saturation constante S forment un cercle de rayon S centré en O.

Quelle que soit la luminance du point considéré, sa saturation et donc sa distance à l'axe achromatique est constante par construction si sa chromaticité reste identique.

La distance dans le plan (C_1, C_2) n'est pas biaisée par l'intensité, alors que c'était le cas pour les modèles colorimétriques présentés précédemment.

3.2.3. La teinte

La teinte d'un point Q est définie par l'angle ($\vec{Oq}$,$\vec{OC_1}$), si q est la projection de Q sur le plan chromatique (fig. 33).

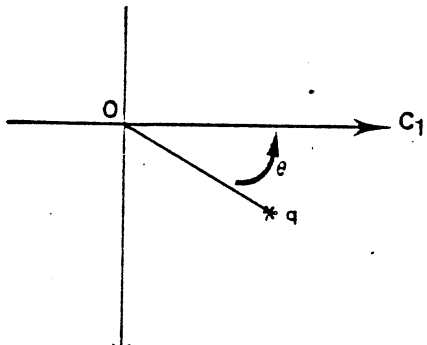


Fig. 33 : Définition de la teinte. La teinte d'un point Q est définie par l'angle formé entre $\vec{Oq}$ et l'axe C_1, si q est la projection de Q sur le plan chromatique (C_1,C_2)

L'expression de la teinte est donnée par la relation:

$$\begin{cases} \underline{\text{Teinte}(Q)} = \text{Arccos}\,\dfrac{C_1}{S(Q)} = \text{Arctg}\,\dfrac{C_1}{C_2} \\ \text{Si } C_2<0 \text{ alors Teinte} = 2\pi - \text{Teinte} \end{cases}$$

Les courbes d'isoteinte (C_1/C_2 = constante) sont des demi-droites (fig. 34).

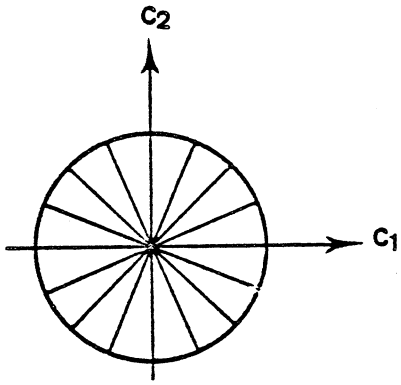


Fig. 34 : Courbes d'isoteinte. Les projections sur le plan chromatiqu (C_1,C_2) des points dont les couleurs s de même teinte constituent des demi-dr tes dont la pente est fonction de l'an caractérisant cette teinte.

Comme pour le modèle colorimétrique précédent, la teinte est non-définie sur l'axe achromatique; il est donc nécessaire d'utiliser des fonctions telles qu celles proposées par KENDER (voir chap. I, A, III) pour lever l'indéterminatic qui en résulte.

Le modèle perceptuel permet, comme le modèle colorimétrique, de calcul la luminance, la teinte et la saturation d'une couleur donnée, mais il permet de plus de définir une métrique dans l'espace A, C_1, C_2 qui conduit à l'évalu ation des différences entre couleurs en termes de distances. L'espace A, C_1, et la métrique choisie peuvent être, en outre, ajustés afin de les rendre com patibles avec la métrique intrinsèque de la perception visuelle humaine.

4. Calibration et recherche d'une métrique

La modélisation de la perception visuelle présentée ci-dessus permet d'analyser la couleur en tout point d'une image. Une première étape vers l'analyse de scènes consiste à utiliser les paramètres calculés afin de comparer les couleurs des différents points de la scène. Ce procédé nécessite la définition d'une métrique dans l'espace de travail, afin d'exprimer la distance entre deux couleurs. Or, le pouvoir de discrimination de l'oeil dépend de la longueur d'onde, du facteur de pureté et de la luminance des couleurs observé en particulier, l'ensemble des couleurs considérées comme à même distance per ceptuelle d'une couleur donnée peut être représenté par une ellipse dans le diagramme de chromaticité x-y de la C.I.E (fig. 23) et par des ellipsoïdes si

l'on considère des couleurs de luminances différentes. Toute métrique fondée sur le pouvoir de discrimination de l'oeil doit donc tenir compte de ces propriétés.

La colorimétrie, qui procède par équivalence de couleurs jugées par l'observateur n'a pas besoin d'en tenir compte. C'est pourquoi l'utilisation dans ce cas de modèles présentant des métriques biaisées ne paraît pas mal approprié. De tels modèles ne peuvent cependant convenir à l'analyse d'images, pour laquelle la notion de distance est fondamentale.

L'étude est effectuée sur des métriques exprimant des différences juste perceptibles entre couleurs: ces distances élémentaires peuvent être considérées comme des unités naturelles pour exprimer des distances de façon générale.

Soient deux couleurs C_1 et C_2, de valeurs de tristimuli respectives (R_1,V_1,B_1) et (R_2,V_2,B_2), présentant la plus petite différence perceptible de couleur. Les valeurs de tristimuli de C_2 s'expriment en fonction de celles de C_1 par la relation suivante:

$$\boxed{\begin{aligned} R_2 &= R_1+\Delta R_1 \\ V_2 &= V_1+\Delta V_1 \\ B_2 &= B_1+\Delta B_1 \end{aligned}}$$

Il paraît naturel dans ce cadre de définir une métrique du type:

$$\underline{\Delta^2(C_1,C_2) = (\Delta R_1)^2+ (\Delta V_1)^2+ (\Delta B_1)^2}$$

Cette définition est valide, si la boule unité de la métrique à définir est une sphère. Or, la boule unité de la métrique intrinsèque du système visuel humain est une ellipsoïde. Une distance euclidienne sur l'espace R,V,B ne peut donc convenir, et il est nécessaire de chercher soit une autre métrique, soit un espace transformé qui permette l'utilisation d'une métrique euclidienne, soit tout compromis entre ces deux approches.

4.1. Recherche d'une métrique

En considérant l'espace des tristimuli comme un espace de RIEMANN, la distance $\Delta(C_1,C_2)$ s'exprime sous la forme suivante (PRATT, 1978):

$$\boxed{\Delta^2(C_1,C_2) = \sum_{i=1}^{3} \sum_{i=1}^{3} g_{ij} \; (\Delta T_i)(\Delta T_j)} \qquad (1)$$

où $(T_1=R,\ T_2=V,\ T_3=B)$, et les g_{ij} dépendent des T_i.
La boule unité d'une telle métrique est une ellipsoïde.

Un certain nombre de métriques de ce type ont été proposées par MAC ADAM (1942) et BROWN et MAC ADAM (1949), à partir de données empiriques. En effet, les coefficients g_{ij} (1) ont été estimés à partir d'une analyse expérimentale d'un grand nombre de mesures de seuils de discrimination, effectuées sur une large gamme de couleurs. WYSZECKI et STILES (1967) ont étudié ces métriques, afin d'examiner leur accord avec les propriétés de la perception visuelle rappelées précédemment, et notamment la relation entre sensibilité relative et longueur d'onde (ou fonction d'efficacité lumineuse), le pouvoir de discrimination de l'oeil en fonction de la longueur d'onde, et les ellipses de MAC ADAM. Bien que ces métriques prédisent correctement l'ensemble de ces phénomènes, elles ne se fondent sur aucune hypothèse relative aux mécanismes visuels responsables de ces facultés.

4.2. Recherche d'un espace transformé

Cette approche consiste à chercher une transformation de l'espace (R,V,B) en un espace $(\hat{R},\hat{V},\hat{B})$ qui permette de ramener les ellipsoîdes à des sphères, c'est-à-dire tel qu'une distance du type:

$$\Delta^2(C_1,C_2) = (\Delta\hat{R})^2+(\Delta\hat{V})^2+(\Delta\hat{B})^2$$

soit l'expression d'une distance perceptuelle.

WYSZECKI et STILES (1967) ont montré qu'il n'existe pas de transformation linéaire qui permette l'utilisation d'une telle métrique. En effet, il n'est pas possible de transformer un espace de RIEMANN en espace euclidien, à moins d'augmenter la dimension de ce dernier jusqu'à $m=\frac{n(n+1)}{2}$, où n est la dimension de l'espace de RIEMANN.

Malgré cette restriction, et en se fondant sur une modélisation de la perception visuelle sous forme d'un espace (A,C_1,C_2), il paraît intéressant calibrer cet espace afin de pouvoir exploiter une métrique du type:

$$\Delta^2(C_1,C_2) = (\Delta A)^2+(\Delta C_1)^2+(\Delta C_2)^2$$

sachant qu'une telle métrique ne peut constituer qu'une approximation de la métrique intrinsèque du système visuel humain. Une telle approche a été proposée par FAUGERAS (1976), à partir du modèle suivant:

$$\begin{cases} A = a(\alpha\log R+\beta\log V+\gamma\log B) \\ C_1 = u_1(\log R-\log V) \\ C_2 = u_2(\log R-\log B) \end{cases}$$

Cet auteur a d'une part cherché les coefficients (α,β,γ) permettant l'obtention d'une courbe de visibilité relative qui soit en accord avec les résulta

empiriques et d'autre part calculé u_1 et u_2 afin que les ellipses calculées par MAC ADAM soient transformées en cercles de rayon 1 dans le plan (C_1,C_2). Enfin, il a ajusté le coefficient a afin d'obtenir des sphères de luminance et chromaticité uniformes de rayon 1.

Un grand nombre d'autres transformations ont été définies, notamment dans le cadre de modèles de type colorimétrique , qui permettent toutes des approximations plus ou moins acceptables des ellipses de MAC ADAM.

4.3. Recherche d'un espace transformé et d'une métrique

FRIELE (1961,1965) a adopté une approche consistant simultanément en une recherche d'une modélisation de la perception visuelle, et en une recherche de métrique non euclidienne. La modélisation qu'il propose est la suivante:

$$\begin{cases} F_1(R,V) = \mathrm{Log}_n R + \mathrm{Log}_n V & \text{(axe achromatique)} \\ F_2(R,V) = \mathrm{Log}_n R - \mathrm{Log}_n V & \text{(axe d'opposition rouge-vert)} \\ F_3(R,V,B) = \frac{1}{2}\mathrm{Log}_n R + \frac{1}{2}\mathrm{Log}_n V - \frac{1}{f}\mathrm{Log}_n B & \text{(axe d'opposition bleu-jaune)} \end{cases}$$

La métrique associée est définie de la façon suivante:

$$\boxed{\Delta(C_1,C_2)^2 = \left[\frac{\Delta F_1}{2}\right]^2 + \left[\Delta F_2(1+e^{-2|F_2|})\right]^2 + \left[\gamma\,\Delta F_3\right]^2}$$

où
$$\begin{cases} \gamma = 1 & \text{si } V \leq 2.5B \\ \gamma = \dfrac{V}{2.5B} & \text{si } V > 2.5B \end{cases}$$

L'interêt de ce type d'approche est de parvenir à un meilleur compromis entre modélisation et métrique, et donc à une meilleure approximation de la métrique intrinsèque du système visuel humain.

Ces approches ne représentent que quelques unes des multiples tentatives qui ont été effectuées dans ce domaine (à cet égard, voir WYSZECKI et STILES, 1967). Des travaux de ce type sont fondamentaux en analyse d'images, car ils visent à doter l'espace des tristimuli d'une métrique, qui permette de mesurer la distance

entre deux couleurs. Il convient cependant de souligner que ces recherches ne sont possibles que si les valeurs de tristimuli R, V,B utilisées sont en accord avec les signaux fournis par les pi ments de la rétine; ceci implique la connaissance et la prise en compte de leurs fonctions d'absorption.

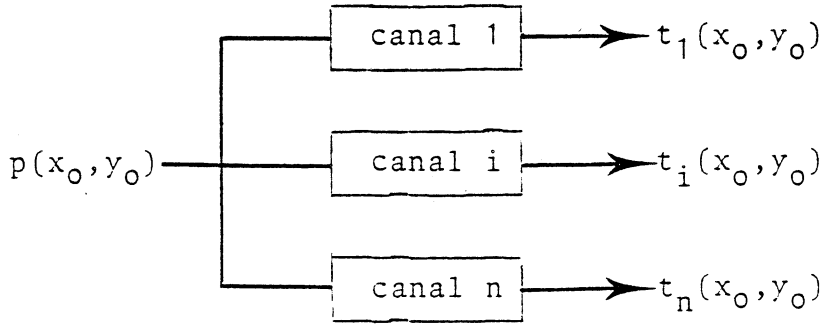
5. Présentation de quelques éléments permettant la prise en compte du contexte

La prise en compte du contexte nécessite l'élaboration de modèles qui rendent compte des effets de brouillage optique et n ral et de l'inhibition latérale. Il a été montré précédemment qu ces effets correspondent à des opérations de filtrages, caractér sés respectivement par une atténuation des hautes fréquences et basses fréquences. L'exposé d'une modélisation du contexte permettra d'envisager les avantages offerts par cet outil en analys d'images.

La plupart des tentatives de modélisation de la réponse s tiale du système visuel humain ont concerné le cas des images ac matiques. Le cas plus complexe des images polychromatiques n'a f au contraire l'objet que de quelques travaux récents.

5.1. Images achromatiques

POLLEN et TAYLOR (1973) ont suggéré que la structure cell laire du cortex strié effectue une décomposition en fréquences s tiales à deux dimensions de l'espace visuel en sous-domaines. (L'existence d'une telle décomposition a pu être démontrée chez chat et le singe). Cette décomposition fréquentielle peut être m délisée de la façon suivante (FAUGERAS, 1979).



Dans cette modélisation, $p(x_0,y_0)$ correspond à l'image achromatique initiale et les $t_i(x_0,y_0)$ constituent ses composantes en fréquence spatiale. Les $t_i(x_0,y_0)$ s'expriment de la façon suivante:

$$t_i(x_0,y_0) = \iint [S_i(x-x_0,y-y_0)a_i(x,y)]^p dxdy$$

Les coefficients a_i permettent de contrôler la surface de sommatio des $S_i(x-x_0,y-y_0)$où $S_i(x,y)$ est l'image filtrée de $p(x,y)$ par un filtre passe-bande étroit correspondant à une fréquence déterminée Cette modélisation, utilisée par FAUGERAS (1978,1979) pour l'analyse de texture, intègre de façon complexe les effets de non-linéarité, d'inhibition latérale et de sommation spatiale.

HALL et HALL (1976) ont proposé une modélisation plaçant l'effet de brouillage optique avant la non-linéarité, et la modélisation de l'inhibition latérale après cette dernière (fig. 35).

filtre d'atténuation des hautes fréquences (brouillage optique)

filtre d'atténuation des basses fréquences (inhibition latérale)

Fig. 35 : Modélisation de la réponse en fréquence spatiale du système visuel humain: l'image achromatique initiale f_1 est transformée en une image f_2, en suivant les étapes de transformation subies par le stimulus externe lorsqu'il pénètre dans l'oeil. Les effets de brouillage neural sont ici négligés.

Les effets de brouillage optique sont modélisés par un filtre de fonction de réponse impulsionnelle:

$$h_1(x) = e^{-\alpha|x|} \qquad \text{(filtre passe-bas)}$$

Si e_i désigne les signaux fournis par les récepteurs après atténuation des hautes fréquences et transformation non-linéaire, l'inhibition latérale se modélise sous la forme suivante (fig. 36).

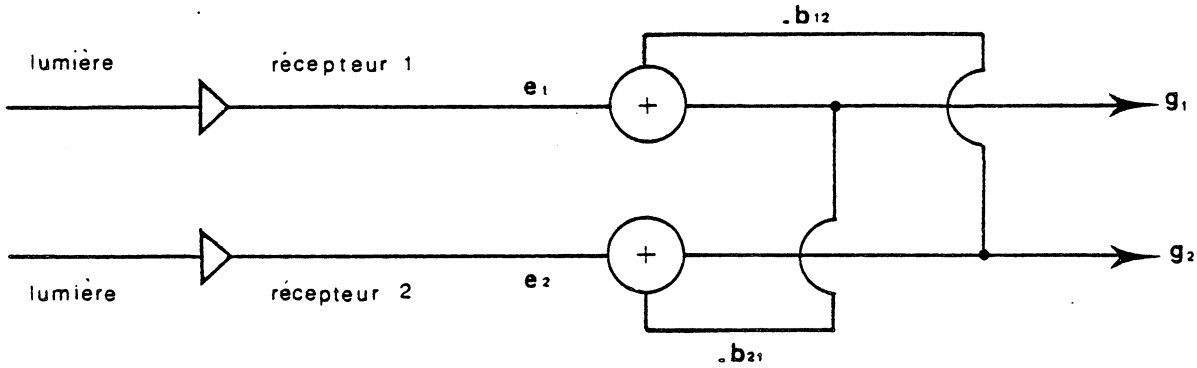


Fig. 36 : Inhibition latérale (cas de deux récepteurs). Les g_i sont les signaux résultants de l'inhibition latérale entre les récepteurs e_1 et e_2.

Les g_i s'expriment de la façon suivante:

$$\begin{cases} g_1 = e_1 - b_{12} g_2 \\ g_2 = e_2 - b_{21} g_1 \end{cases}$$

Dans un cas à n récepteurs, l'expression généralisée est:

$$\boxed{g_i = e_i - \sum_{j=1}^{n} b_{ij} g_j}$$

En faisant l'hypothèse qu'il n'y a pas d'auto-inhibition et que l'interaction inhibitrice est une fonction exponentielle décroissante de la distance entre les récepteurs, ces auteurs posent:

$$b_{ij} = \begin{cases} 0 & \text{si } i=j \\ a_0 e^{-a|i-j|} & \text{sinon} \end{cases}$$

et déterminent ainsi la fonction de transfert du filtre correspo dant à cette inhibition latérale.

5.2. Images polychromatiques

La seule tentative de modélisation de la réponse spatiale système visuel humain, dans le cas d'images polychromatiques, est notre connaissance celle de FAUGERAS (1976,1978). Négligeant les phénomènes de brouillage optique, FAUGERAS a montré l'existence d'une inhibition latérale sur chacun des canaux achromatique et chromatiques. La modélisation de cette inhibition ainsi que de l fet de sommation spatiale conduit à définir trois filtres d'atté nuation des basses et des hautes fréquences, agissant sur les si gnaux fournis respectivement par les canaux A, C_1, C_2 (fig. 37).

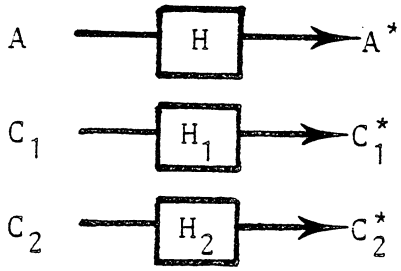


Fig.. 37 : Réponse spatiale du système visuel humain dans le cas d'images polychromatiques.

L'expression des signaux A ,C_1, C_2 est la suivante:

$$\begin{cases} A^*(x_0,y_0) = \iint A\,(x-x_0,y-y_0)\,h(x,y)\,dxdy \\ C_1^*(x_0,y_0) = \iint C_1(x-x_0,y-y_0)\,h_1(x,y)\,dxdy \\ C_2^*(x_0,y_0) = \iint C_2(x-x_0,y-y_0)\,h_2(x,y)\,dxdy \end{cases}$$

où h, h_1 et h_2 sont les fonctions de réponse impulsionnelle des trois filtres H, H_1, H_2.

Ces quelques tentatives, qui peuvent paraître éparses, sont d'une importance fondamentale en analyse d'images: elles permettent de moduler la valeur d'un point en fonction de son contexte, suivant la démarche complexe effectuée par le système visuel humain lors de l'observation d'une scène.

CONCLUSION

Deux approches de la notion de couleur, l'une fondée sur les phénomènes physiques, l'autre fondée sur la perception visuelle humaine, ont conduit respectivement à l'édification de modèles colorimétriques et de modèles perceptuels:

- les modèles colorimétriques permettent de traduire les équivalences entre couleurs;
- les modèles perceptuels permettent non seulement de traduire ces équivalences, mais aussi d'exprimer les différences entre couleurs en termes de distances dans l'espace des stimuli colorés; ils permettent en outre l'analyse d'un point par rapport à son environnement (ou contexte), parce qu'ils formalisent également la réponse en fréquence spatiale du système visuel humain

Dans le cadre de l'objectif que nous nous sommes fixé, qui est la recherche d'une modélisation de la couleur intégrable dans les procédés de l'analyse d'images, un antagonisme fondamental apparaît, entre colorimétrie et traitement d'images. En effet, l'analyse d'images a pour but d'extraire les éléments constitutifs, ou objets, d'une image, et de les analyser, à partir de sa représentation digitalisée. Elle comporte deux étapes, qui sont la segmentation et la paramétrisation: la segmentation, par la comparaison des informations relatives à chaque point d'image, consiste à délimiter les objets à analyser; la paramétrisation consiste à caractériser ces objets, et donc à les classer et à les reconnaître.

La colorimétrie ne s'identifie pas à l'analyse d'images, car elle conduit tout au plus à l'analyse de points: elle ne permet que la paramétrisation de la couleur d'un point et son affectation à telle ou telle classe, déterminée par son équivalence éventuelle avec les points de cette classe. La colorimétrie est de à l'analyse d'images ce que la rétine est au phénomène de perception du système visuel humain. Cette conception nous a conduit à ne retenir qu'un modèle de type perceptuel comme outil possible

d'analyse en couleur des images. En effet, un tel modèle permet non seulement l'analyse et la comparaison de l'information relative à chaque point d'image, mais aussi l'analyse de chaque point par rapport à son contexte local:

1. Information relative à chaque point d'image

Chaque point d'image, auquel sont associées des valeurs de tristimuli, peut être paramétrisé en termes de luminance, teinte et saturation, exprimées dans l'espace perceptuel (A, C_1, C_2). Grâce à l'existence d'une métrique, définie dans cet espace, de multiples possibilités apparaissent, tant pour l'amélioration des images, que pour leur analyse, ce qui permet d'espérer augmenter notablement l'efficacité d'algorithmes de lissage, segmentation, etc.

2. Analyse de chaque point par rapport à son contexte

La modélisation de la réponse en fréquence spatiale du système visuel humain ouvre un champ d'expérimentation très vaste. Il est possible d'espérer qu'une telle modélisation augmente l'efficacité des algorithmes de traitement d'images, tant au niveau du lissage, que du rehaussement de contours et de contrastes (amélioration d'images en général):

2.1. Lissage d'une image

La modélisation de l'inhibition latérale et de la sommation spatiale permet d'assurer l'indépendance du modèle par rapport à des variations spatiales d'intensité et de couleur de l'illuminant.

La modélisation de la sommation spatiale, par atténuation des hautes fréquences, permet de diminuer le bruit présent dans une image. Ce bruit se traduit par des variations d'intensité sur des points non corrélés spatialement. En raison de cette décorrélation, ce sont les hautes fréquences spatiales de l'image qui portent le bruit, alors que ses composantes vraies sont représentées par des fréquences moins élevées.

2.2. Rehaussement des contours et des contrastes

La modélisation de l'inhibition latérale par un filtre d'atténuation des basses fréquences permet de renforcer les contours

d'une image, par un rehaussement général du contraste.

L'utilisation d'un tel filtre sur chaque canal, achromatique et chromatiques, permet d'expérimenter des effets de rehaussement de luminance ou de chromaticité, de façon indépendante.

2.3. Application au codage

La modélisation complète de la réponse en fréquence spatiale du système visuel humain permet de définir une mesure de la distorsion d'une image, qui soit en accord avec notre perception de la distorsion. Elle ouvre ainsi la voie à de nombreuses applications en codage d'images.

Seules quelques étapes de traitement du stimulus externe par le système visuel humain ont été modélisées à ce jour et ne permettent donc de rendre compte que faiblement de la richesse et de la complexité d'analyse réalisée par le système visuel humain. Bien qu'améliorant les techniques de traitement d'images, la modélisation ne permet pas de s'affranchir du mode de traitement pa cellaire qui caractérise encore ces techniques (lissage, puis seg mentation, puis paramétrisation, etc.). La compréhension de plus en plus claire des mécanismes mis en jeu dans la perception devrait permettre la fusion de ces différentes étapes de traitement en une analyse unique et globale de l'image.

Afin de préciser l'apport de la couleur à l'analyse d'images, je me suis attachée d'une part à implanter un modèle de couleur sur un analyseur d'images et d'autre part à étudier son application à l'étude de scènes colorées.

CHAPITRE II

IMPLEMENTATION D'UN MODÈLE DE COULEUR SUR UN ANALYSEUR D'IMAGES MICROSCOPIQUES

INTRODUCTION

La réalisation de modèles de vision des couleurs est conditionnée par les lois de la colorimétrie et par les mécanismes de la perception visuelle ; néanmoins, leur mise en oeuvre est soumise à des contraintes supplémentaires introduites par le système d'acquisition des images.

L'étude des caractéristiques du système utilisé, ainsi que leur comparaison avec celles des systèmes existants, est un préalable essentiel : en effet, c'est la qualité de l'image numérique de l'objet observé, fournie par le système d'acquisition, qui limite le potentiel de l'analyse ultérieure. Il convient donc d'envisager les caractéristiques que doit présenter un système d'analyse des images en couleur, et d'en dégager des améliorations possibles aux systèmes existants, à défaut d'en définir de nouveaux.

La réalisation et la mise en oeuvre d'une modélisation de la couleur résulte donc d'un nécessaire compromis entre d'une part les fondements colorimétriques et perceptuels, et d'autre part les contraintes liées aux caractéristiques du capteur utilisé.

A - IMPLEMENTATION D'UNE METHODE D'ANALYSE DE LA COULEUR SUR UN ANALYSEUR D'IMAGES

Un analyseur d'images a pour fonction de transformer une image, qui se présente sous une forme physique donnée, en un tableau de valeurs numériques, chaque valeur portant l'information d'intensité lumineuse relative à chaque point de l'image. Une méthode doit être définie, permettant d'ajouter à cette information celle de chromaticité.

A toute couleur peut être associée la distribution d'énergie spectrale du stimulus correspondant : cette distribution peut être mesurée par les taux d'intensité lumineuse transmise ou réfléchie par l'image, pour différentes longueurs d'onde du spectre visible.

Pour une résolution de 25nm, une couleur peut être caractérisée par une douzaine de valeurs d'intensité lumineuse. Ce type de méthode, utilisé en spectrométrie, ne peut convenir en analyse d'images, car elle introduirait une trop grande quantité d'informations à traiter, en regard de la rapidité et du faible coût recherchés. Il convient donc de définir un mode de codage de la couleur d'un point, en l'exprimant par le nombre le plus restreint possible de composantes.

I/ PROBLÈMES INTRODUITS PAR LE CAPTEUR UTILISÉ POUR L'ANALYSE D'IMAGES EN COULEURS

Il est nécessaire d'effectuer une étude approfondie des problèmes techniques et méthodologiques soulevés par l'utilisation obligatoire d'un capteur : en analyse d'images, en effet, les algorithmes les plus performants restent inopérants, si le codage de la couleur effectué n'est pas correct. Malgré cette évidence, divers auteurs ont négligé cet aspect (BOOTH et SHROEDER, 1977).

Les problèmes soulevés par l'utilisation de caméras de télévision couleurs ne seront pas abordés ici. Cependant, un tel capteur a été mis en oeuvre par le Laboratoire de recherche HITACHI (KYOTO, JAPON), pour l'étude des leucocytes du sang ; il a été également utilisé dans diverses applicatio industrielles, et notamment la détection de mal-façons dans d masques de circuits LSI (ITO, ITO et FUKUSHIMA, 1976, ITO et col., 1978). Malgré ces tentatives, les informations techniqu et méthodologiques concernant la mise en oeuvre des caméras d télévision couleurs pour l'analyse d'images ne sont pas enco disponibles.

Une méthode consiste à travailler à partir de photos noir et blanc d'une scène colorée, effectuées à l'aide de filtres adéquats (FAUGERAS, 1976). Cette méthode, qui soulève su tout des problèmes de type photographique, ne sera pas discut dans ce chapitre.

Nous nous limiterons donc au cas où l'acquisition de l'image fait intervenir un capteur photométrique, recevant l'intensité lumineuse transmise par un objet après que celle-ait été modulée par l'emploi de filtres ou monochromateurs.

Dans le cas d'applications en spectrométrie et microspectrophotométrie, des approches de type dosimétriques peuve être envisagées : ces approches sont fondées sur la sélection d'un petit nombre de composantes de la distribution spectrale de la couleur étudiée. La sélection est effectuée en fonction des propriétés physiques de l'objet que l'on désire mettre en évidence. La mesure réalisée dans ce cas est donc celle de l'tensité lumineuse réfléchie ou transmise par l'objet, éclairé par différentes lumières monochromatiques.

Des approches de type colorimétrique ou perceptuelle (chap. I) sont fondées sur une décomposition de la couleur s lon trois primaires rouge, verte et bleue . Dans ce cas, c'est l'intégration de la distribution spectrale de la couleu observée, modifiée par une lumière polychromatique, qui est mesurée, selon le procédé mis en oeuvre par l'oeil (absorptic de la lumière incidente par des pigments aux caractéristiques spectrales particulières).

Le mode monochromatique et le mode polychromatique correspondent à des approches fondamentalement différentes ; elles mettent cependant en oeuvre les mêmes capteurs et les mêmes dispositifs de mesure.

Quelque soit le mode retenu et le capteur utilisé, le mode d'acquisition peut être séquentiel ou simultané :

- Mode séquentiel - (fig. 38)

Un dispositif d'acquisition séquentielle comporte une source lumineuse, un objet, un imageur optique (microscope par exemple), et un capteur. Les valeurs d'intensité lumineuse issues du champ d'observation sont mesurées successivement après interposition de filtres, soit entre la source et l'objet soit entre l'objet et le capteur ;

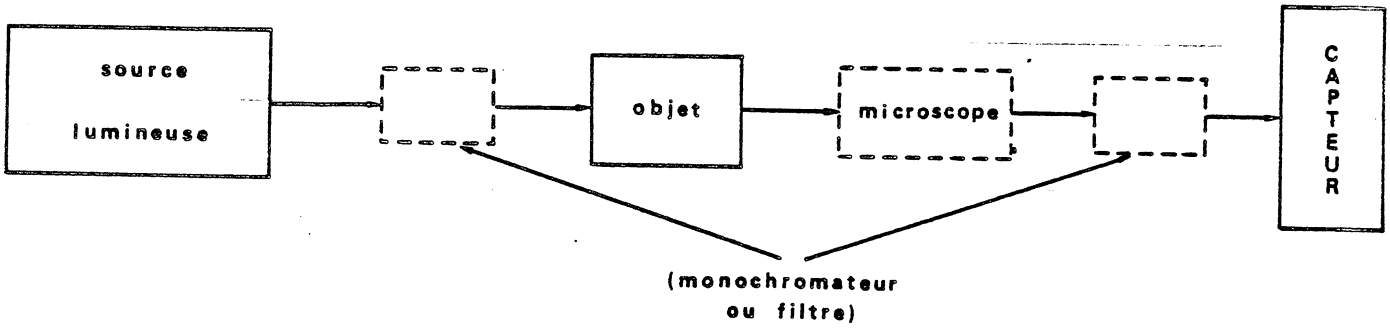


Fig. 38 : Mode d'acquisition séquentiel : l'image étant scrutée à plusieurs reprises, ce mode implique un parfait recalage de l'image, d'un balayage à l'autre (absence de vibrations, etc...).

- mode simultané (fig. 39)

Un dispositif d'acquisition simultanée comporte une source lumineuse, un objet, un imageur optique (microscope par exemple), et plusieurs capteurs. Les valeurs d'intensité lumineuse transmises par l'objet et modulées par les filtres sont mesurées simultanément.

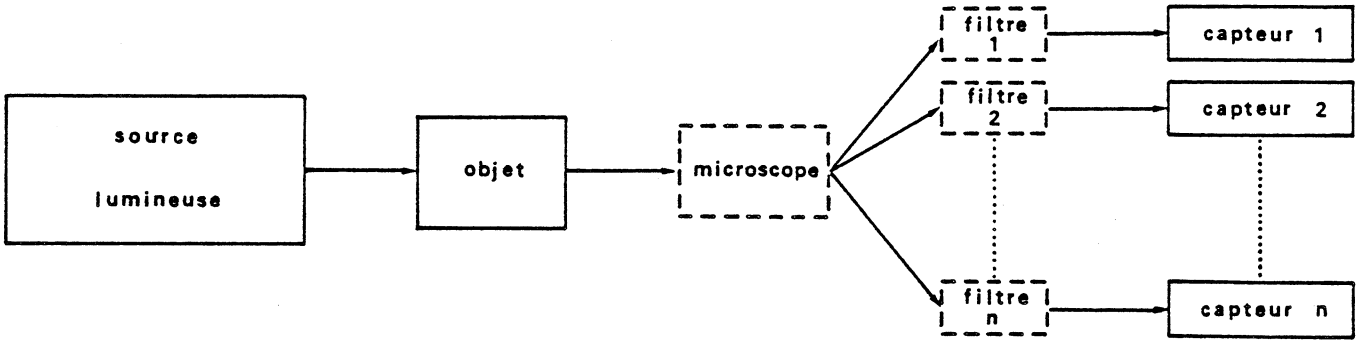


Fig. 39 : Mode d'acquisition simultané : la lumière reçue par les filtres provient de la séparation de la lumière initiale en plusieurs trajets lumineux, effectuée à l'aide d'un diviseur de faisceaux ; du fait de cette division de la lumière, la source lumineuse doit être relativement puissante

L'étude des caractéristiques d'un tel système en fo tion de l'application est fondamentale : en effet, l'ensembl des dispositifs optiques et électriques, selon la configurat adoptée et les éléments constitutifs choisis, est caractéris par la sensibilité spectrale du capteur, et le mode de balay qui lui est associé, et par la transmittance et la correctio spectrale du système optique.

1) Source lumineuse et trajet optique

Une source lumineuse est caractérisée par sa distri tion d'énergie spectrale et sa puissance rayonnée. Le choix ces caractéristiques est fonction du système d'analyse situé aval :

- une distribution spectrale suffisamment uniforme nécessaire en vue d'une analyse en couleurs, afin de ne pas i troduire de déséquilibre lors de la décomposition spectrale

- une puissance rayonnée suffisante est nécessaire, afin de pallier les différentes pertes de lumière dans les m lieux optiques traversés : réflection sur les lentilles, abs tion dans le monochromateur ou les filtres, réflection et absorption par les miroirs et les séparateurs de lumière, qu

s'ajoutent aux interactions diverses entre la lumière et l'objet éclairé. Ces pertes sont aggravées dans les dispositifs simultanés (GREEN, 1979), qui nécessitent donc l'utilisation d'une source lumineuse à forte puissance.

Les lampes usuellement employées présentent deux types de fonctionnement différents : incandescence d'un filament ou décharge électrique.

1.1) Lampe à filament incandescent

Les lampes à filament incandescent émettent une énergi radiante caractérisée par une distribution spectrale continue. Le corps du filament peut être constitué de carbone, de platine ou de tungstène, ce dernier étant le plus communément employé, notamment en photométrie. L'adjonction d'un gaz iodé permet d'augmenter l'efficacité et la durée de vie d'une lampe au tungstène, tout en préservant ses qualités spectrales. La distribution de radiance spectrale d'une telle lampe est présentée dans la figure 40.

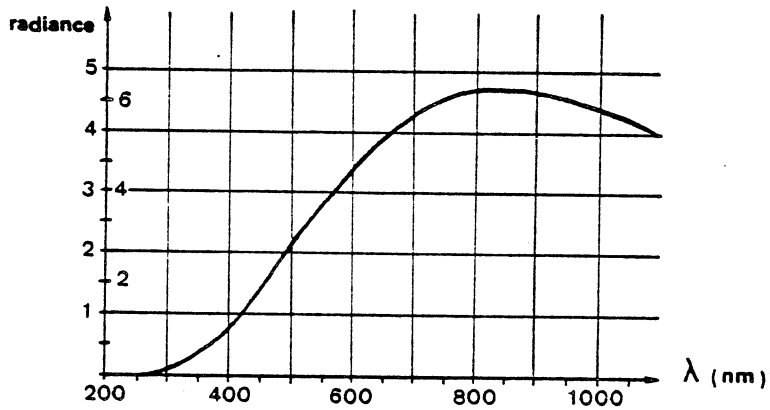


Fig. 40 : Distribution spectrale d'une lampe à halogène (tungstène + iode) 12V, 100W.

1.2) Lampe à décharge électrique

L'élément lumineux des lampes à décharge électrique est constitué par un arc de décharge dans un gaz sur-pressuré entre deux électrodes. La distribution spectrale et la puissance

rayonnée d'une telle lampe dépendent principalement de la vap présente dans la lampe, de sa pression, du flux électrique traversant la vapeur et du matériau constitutif des électrode Les distributions spectrales sont caractérisées par la présen de lignes spectrales ou pics d'émission, pour certaines longueurs d'onde.

Les lampes communément employées sont à atmosphère d xénon ou de mercure. Une lampe au xénon est utilisée pour des mesures effectuées dans l'ultra-violet (UV) et le visible, sa entre 450 et 500 nm : en effet, son spectre présente des pics d'émission faible dans l'UV, des pics d'émission modérée dan le visible, et des pics d'émission forte dans l'infra-rouge (IR) (fig. 41).

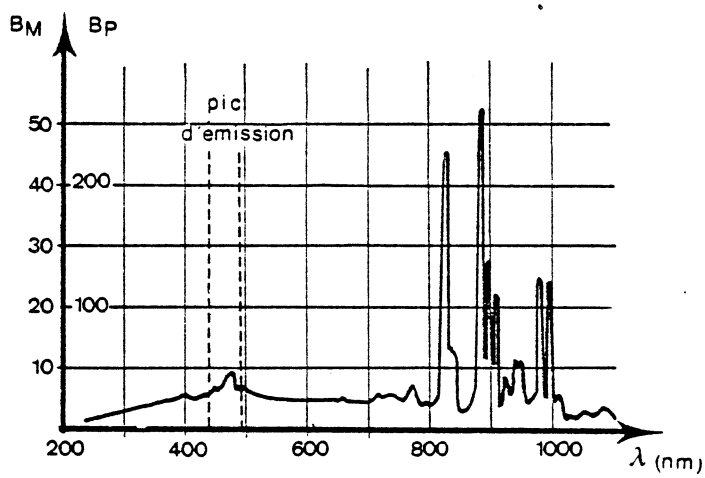


Fig. 41 : Distribution spectrale d'une lampe au xénc (200W). Le pic d'émission correspondant aux longueurs d'onde comprises entre 450 et 500nm est mis en évidence.

Une lampe à vapeur de mercure présente des pics d'ém sion très prononcés, superposés à un fond régulier de faible intensité (fig. 42). Elle peut être utilisée pour des mesures effectuées dans des longueurs d'onde particulières (546 nm pa exemple).

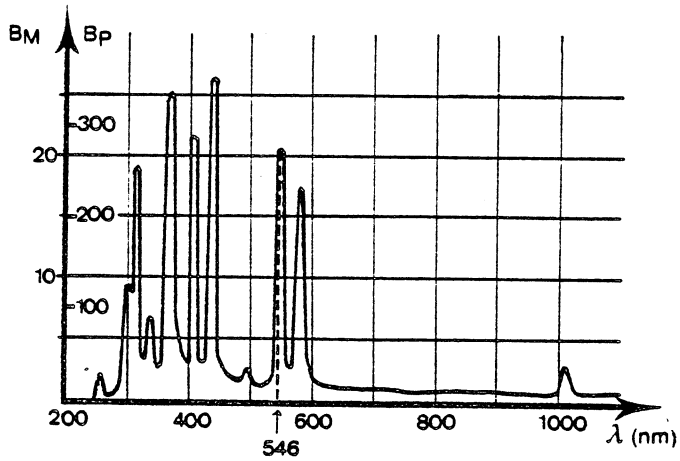


Fig. 42 : Distribution spectrale d'une lampe à vapeur de mercure (100W).

Quelque soit le type de lampe utilisé, l'alimentation de puissance doit être très hautement stabilisée, afin d'éviter les variations d'illumination dans le temps, et présenter des caractéristiques spatiales aussi uniformes que possible, afin d'éviter des variations de radiance avec la direction d'émissio

2) Monochromateurs et filtres

Les filtres d'absorption classiques (chap. I) sont utilisés pour décomposer la lumière de façon polychromatique.

Une décomposition de type monochromatique nécessite l'emploi de filtres interférenciels continus ou de monochromateurs.

2.1) Filtres interférenciels continus

Un filtre interférenciel continu présente une distribution spectrale en bandes de transmission étroites, pour les longueurs d'onde du spectre visible (400 à 700 nm). Il ne présente pas de caractéristiques de transmittance uniformes, en raison des variations de réflectance selon la longueur d'onde des divers films métalliques qui le constituent.

2.2) Monochromateurs

Un monochromateur disperse la lumière incidente sur un prisme ou un réseau à la sortie duquel une bande étroite de longueur d'onde peut être sélectionnée à l'aide d'une fent Comme dans le cas des filtres interférenciels continus, les différentes composantes lumineuses obtenues à la sortie d'un monochromateur ne présentent pas la même intensité lumineuse.

Trois types de corrections peuvent être effectuées afin de pallier l'inégalité de répartition énergétique à la s tie des filtres et monochromateurs :

- correction optique : des filtres neutres, ajoutés aux filtres initiaux, et adaptés à chaque bande, permettent d'obtenir des taux de transmission identiques ;

- correction analogique : l'amplification du signal est réglée de façon à obtenir des signaux de niveaux identiqu en tout point au spectre ;

- correction algorithmique : les différentes valeurs d'intensité lumineuse fournies pour un point d'objet donné s normalisées par les valeurs obtenues en l'absence d'objet.

3) Choix des optiques

3.1) Pertes de lumière

Les optiques, aussi bien que le matériau qui support l'objet, doivent être choisies de façon à minimiser les perte de lumière dues à leur interaction avec le rayon incident. Un système optique est caractérisé par sa transmittance, ou rapport entre l'intensité de lumière entrant dans le système intensité de lumière disponible à la sortie après avoir été d minuée de pertes de toute nature (diffusion, diffraction, ré flection et absorption). Afin d'assurer un meilleur rapport signal/bruit au niveau du capteur, l'imageur optique interpos

entre l'objet à analyser et le capteur doit présenter la transmittance la plus élevée possible. Ainsi, tout assemblage optique faisant intervenir un grand nombre de lentilles, de miroirs et de prismes, doit être évité. L'analyse des images à travers un microscope nécessite à cet égard un compromis entre le maintien d'une bonne qualité de l'image par réduction des aberrations et la garantie d'une transmittance élevée.

3.2) Aberrations

En analyse d'images microscopiques colorées, les aberrations chromatiques sont importantes à considérer.

Les objectifs des microscopes, notamment, sont corrigés pour un certain nombre d'aberrations, de type monochromatique ou polychromatique . Une aberration monochromatique correspond à la séparation de la lumière monochromatique incidente à l'objectif en plusieurs raies de même longueur d'onde (fig.43 qui ne coupent pas exactement l'axe optique au point focal de l'objectif : l'image correspondante est ainsi brouillée. Dans le cas d'une lumière polychromatique, il peut survenir une séparation en raies de longueurs d'onde différentes, présentant des points de convergence non confondus. Cette aberration polychromatique (fig. 43b) conduit à une image brouillée, présentan une couleur légèrement modifiée. Des aberrations supplémentaire sont observées, pour des rayons lumineux qui ne sont pas parallèles à l'axe optique.

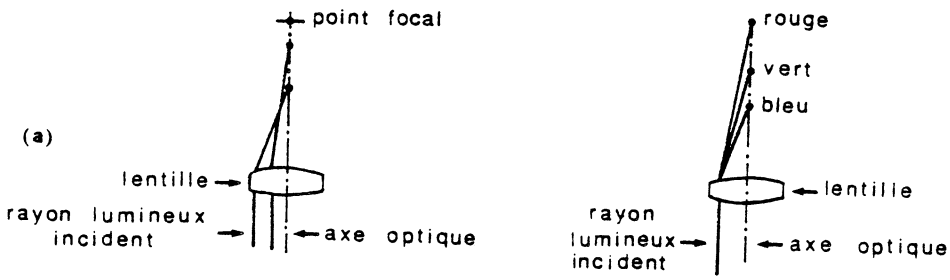


Fig. 43 : Phénomènes d'aberration
a) monochromatique
b) polychromatique

Enfin, les différents types d'objectifs présentent des caractéristiques de transmittance spectrale légèrement différentes. Dans l'ensemble, ils présentent un niveau suffisant de transmittance à partir de 430 nm (fig. 44) (PILLER, 1977).

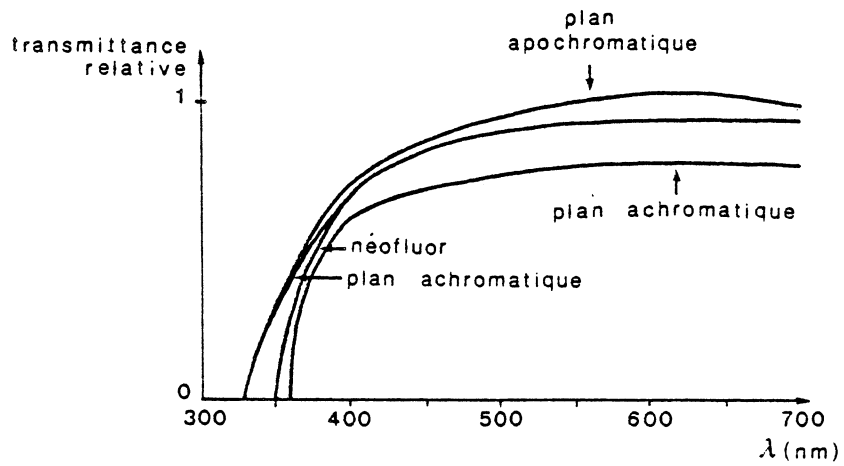


Fig. 44 : Transmittances spectrales relatives de différents objectifs (rapportées à un objectif de type ultrafluor).

4) Le capteur

Il convient de rappeler brièvement les caractéristiq principales des trois types de capteurs les plus utilisés en analyse d'images : photomultiplicateur associé à un dispositi de balayage (PM), caméra TV, caméra solide (photodiodes). Les qualités de sensibilité spectrale de ces différents capte seront notamment envisagées. Le pouvoir de résolution et la vitesse d'acquisition ne seront pas abordés ici (à cet égard, voir GIROUD, 1979).

4.1) Le photomultiplicateur

Le photomultiplicateur est constitué d'un tube élect nique qui amplifie, à l'aide de grilles ou dynodes, le faisc d'électrons arrachés à la cathode photosensible, lorsque cell ci est frappée par un flux de photons. Quatre modes de balaya

différents lui sont associés en microscopie.

4.1.1) Balayage pas à pas : les platines du microscope assurent le déplacement pas à pas de la préparation devant l'objectif. Seul un chromatisme de type séquentiel est envisageable dans ce cas. (En effet, la lumière issue d'un point d'image à haute résolution ne peut pas être divisée en trois faisceaux sans provoquer une diminution rédhibitoire du rapport signal/bruit).Cependant, ce système de balayage étant très lent un mode séquentiel d'analyse de la couleur, paraît, dans ce cas également peu adapté à des analyses rapides de lames, en routin

4.1.2) Balayage par disque de NIPKOW : un tel disque, percé de diaphragmes identiques disposés en spirale, interposé entre la préparation et le photomultiplicateur, assure le balayage du champ d'observation fixe. Un mode simultané d'acquisition paraît difficilement envisageable, car il nécessiterait l'emploi de trois disques de NIPKOW rigoureusement identiques et fonctionnant de façon parfaitement synchrone. Un mode séquentiel d'acquisition, par contre, peut convenir.

4.1.3) Balayage par miroirs vibrants : l'image de la préparation est déplacée devant un très petit diaphragme (taill du point d'analyse) interposé devant le photomultiplicateur. Le déplacement en X et en Y de l'image est obtenu en la projetant sur des miroirs mobiles selon deux axes orthogonaux.

4.1.4) Balayage par flying spot : un faisceau lumineux très étroit balaie la préparation en X et en Y, le photomultiplicateur étant ouvert sur tout le champ balayé par le faisceau A cet effet, la source lumineuse est généralement constituée par un tube cathodique dont l'écran fluorescent s'illumine au point d'impact d'un faisceau d'électrons. Le spot lumineux ains obtenu est focalisé par une optique adéquate. Le mode d'acqui-

sition peut être aussi bien séquentiel que simultané.

4.2) Caméra TV (images quelconques)

La caméra TV possède un dispositif intrinsèque de balayage : les modifications des propriétés électriques locales, engendrées sur une photocathode par les photons issus de l'image, sont testées par un faisceau électronique dévié en X et en Y. Le chromatisme peut être séquentiel ou simultané.

4.3) Caméra solide ou photodiodes (images quelconques)

La caméra solide est une surface sensible physiquement discrétisée, constituée de photodiodes groupées en barrettes ou en matrices. Chaque photodiode, sous l'effet du flu photonique qu'elle reçoit, élève progressivement le potentiel électrique d'un condensateur. La charge de ce condensateur, qui dépend du flux photonique et du temps d'intégration, représente l'intensité lumineuse du point de l'image correspondant. Les condensateurs sont déchargés à tour de rôle de façoı cyclique, sous la commande d'un registre à décalage lui-même asservi à une horloge. Le chromatisme peut être de type séquetiel ou simultané.

4.4) Caractéristiques générales des capteurs

Ce sont notamment les caractéristiques de sensibilit des différents capteurs qui importent en analyse d'images colrées. Ces capteurs transforment un flux lumineux radiant en un courant électrique ; la relation entre le flux radiant et la quantité de courant (mesurée dans une unité arbitraire), est linéaire : le rapport entre quantité mesurée et flux mesure sensibilité de l'indication. Cette sensibilité, qui exprime l capacité d'un capteur à discriminer les intensités lumineuses fournies par une image, est usuellement mesurée par le nombre de "niveaux de gris" fournis, ou nombre de pas de discriminat

effectuée par le capteur entre l'intensité la plus faible et l'intensité la plus élevée possibles. La sensibilité d'un capteur étant fonction de la longueur d'onde, cette mesure est effectuée pour une lumière dont la longueur d'onde correspond à la sensibilité maximale du capteur. Les différences de sensibilité observées, d'un capteur à l'autre, correspondent à des rapports signal/bruit différents : ce rapport exprime la capacité du capteur à produire un signal dont les fluctuations et le niveau correspondent aux fluctuations et au niveau réel des points étudiés.

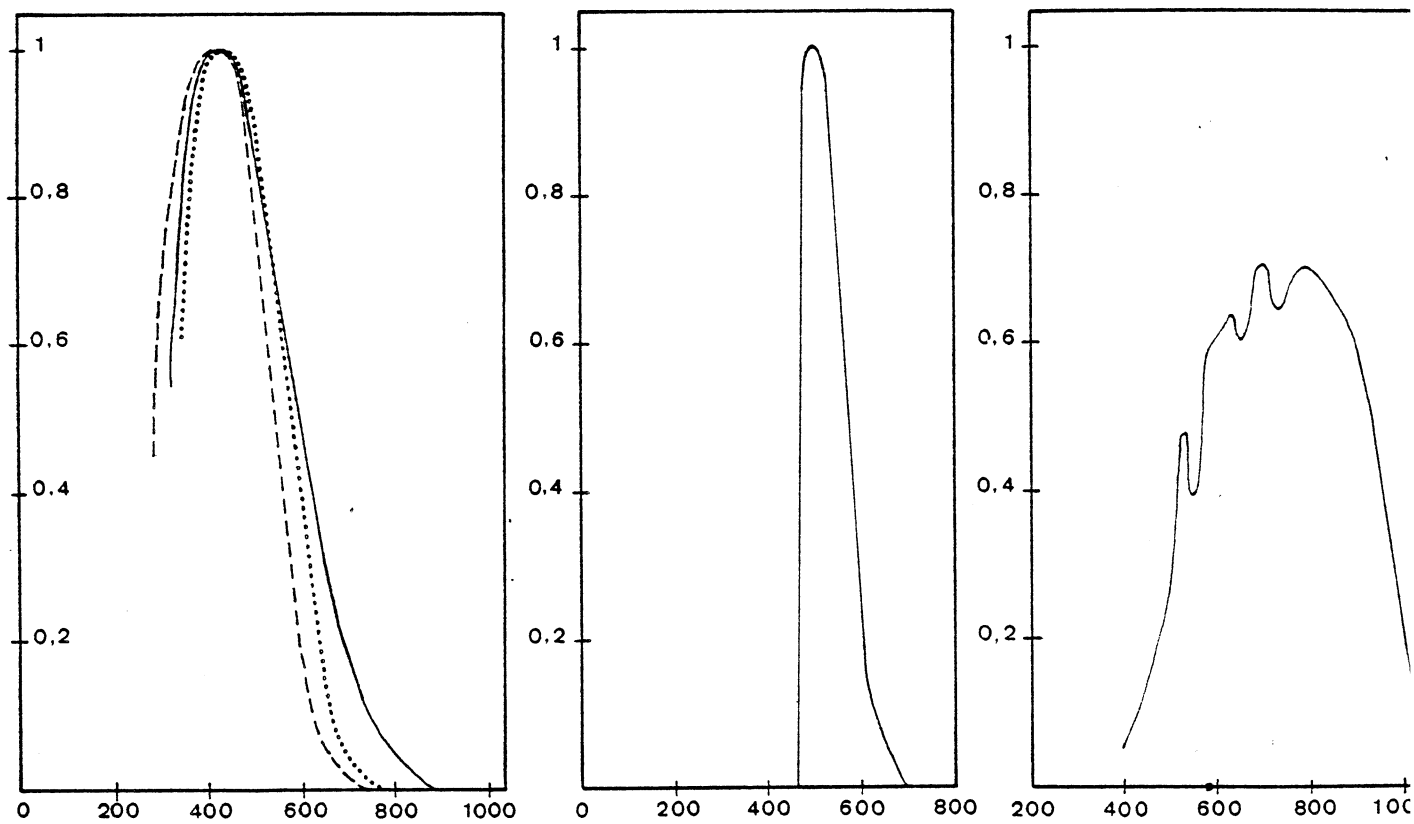
4.4.1) Le courant noir est un courant électrique permanent, présent dans le capteur du fait d'émissions thermiques au niveau des cellules photosensibles du capteur. Dans les cas d'utilisation d'un photomultiplicateur ou d'une caméra TV, il peut être réduit par refroidissement du tube, introduction d'un système compensateur électrique, ou corrigé de façon algébrique (soustraction aux valeurs mesurées des valeurs obtenues pour du noir). Dans le cas de la caméra solide, chaque photodiode présente un courant noir qui lui est propre. Une correction algébrique n'étant pas envisageable, il faudra refroidir l'ensemble ou corriger chaque diode de façon à obtenir une valeur nulle pour du noir et une valeur maximale pour du blanc.

4.4.2) Le bruit correspond à des variations aléatoires du signal, provoquées par des impulsions électriques spontanées. Ces impulsions proviennent des composants utilisés ou de perturbations de natures diverses : vibrations mécaniques, instabilité des alimentations électriques, déviation statistique du comportement des électrons. Ce bruit présentant des fréquences élevées peut être éliminé en général par un filtrage analogique des hautes fréquences.

4.4.3) Sensibilité spectrale

Les courbes de sensibilité spectrale des différents capteurs (photomètre, caméra TV, caméra solide) présentent toutes des caractéristiques spectrales non uniformes (fig. 45

Fig. 45 : Courbes de sensibilité spectrale relative d'un photomètre (a), d'une caméra TV (b), et d'une caméra solide (c).



(a)

Réponse spectrale de trois types de cathodes S_{10}, S_{11} et S_{20}, utilisées dans les EM. (WYSZECKI et STILES, 1967). La sensibilité décroît rapidement dès 550nm.

(b)

Réponse spectrale d'un tube de caméra de type Plumbicon (DEW et col. 1974).
La sensibilité est acceptable entre 350 et 600 nm.

(c)

Réponse spectrale d photodiode de camér solide de type CCD1 (fiche technique Fairshild semi-cond ror, 1974). La sens bilité est acceptab de 450 à 900 nm.

Une lumière frappant les surfaces sensibles de ces différents capteurs fournit des valeurs d'intensité lumineuses différentes selon sa longueur d'onde. Cette source d'erreur doit être corrigée.

Cette correction peut être effectuée, dans le cas de lumières monochromatiques, de trois façons différentes :

- des filtres neutres peuvent être interposés entre la source et le capteur : ceci ramène inévitablement l'ensemble des niveaux de gris détectables vers le minimum de sensibilité du capteur, rendant une telle correction peu souhaitable ;

- une correction algébrique peut aussi être envisagée, qui normalise les valeurs dans chaque longueur d'onde, par les valeurs mesurées en l'absence d'objet ;

- correction analogique :

. Dans le cas d'une caméra TV, le signal de sortie est amplifié par effet potentiométrique.

. Dans le cas d'un photomultiplicateur, une amplification interne au tube est introduite par le système de dynodes. Le gain s'exprime par le rapport entre la sensibilité du tube et la sensibilité de la photocathode.

. Pour les caméras solides, le principe est différent : c'est le temps d'intégration qui détermine le niveau du signal obtenu. Si ce temps est trop long, une saturation est observée, qui dépend de l'intensité lumineuse incidente (fig. 46).

Notons que ces trois types de correction permettent de corriger les valeurs d'<u>intégration</u> fournies par le capteur : elles ne permettent pas de corriger sa sensibilité spectrale proprement dite, une telle correction nécessitant l'emploi d'un filtre coloré spécifique au capteur.

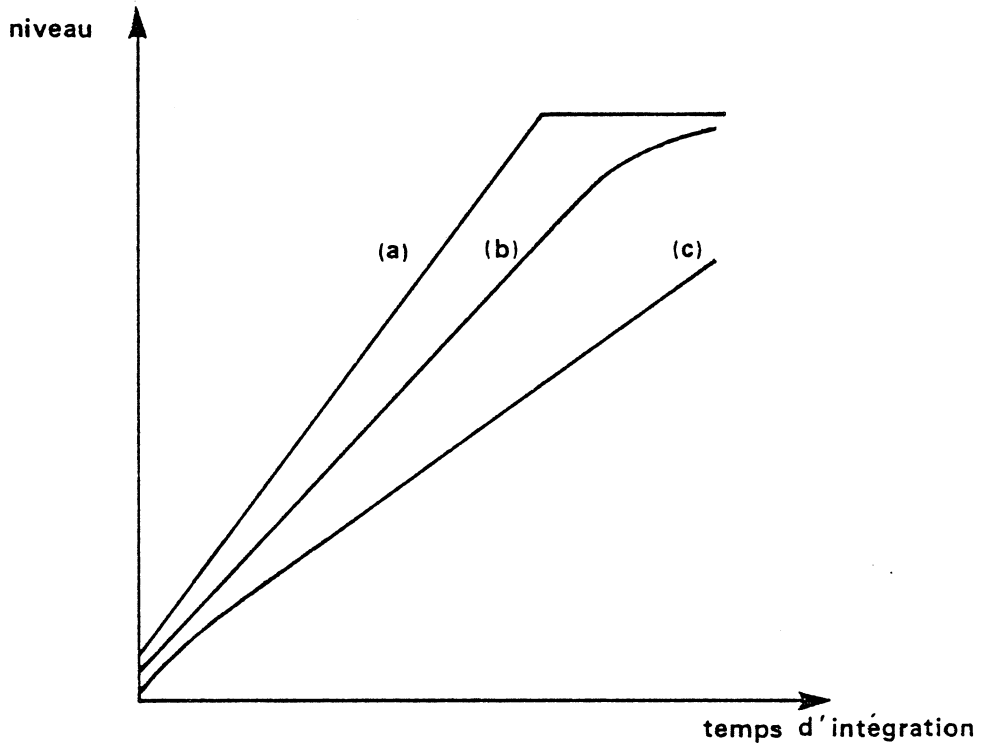


Fig. 46 : Niveau du signal en fonction du temps d'intégration dans les cas (a) de réponse maximale, (b) de réponse moyenne, (c) de réponse minimale. (BENGTSSON et col., 1979). Une lumière rouge paraissant, pour le capteur, d'intensité plus faible qu'une lumière verte, un temps d'intégration légèrement plus long est nécessaire, pour obtenir un même niveau de sortie.

Ainsi, dans la sensibilité spectrale d'un système d'analyse interviennent les sensibilités de la lampe, des optiques utilisées et du capteur.

5) Systèmes actuellement employés ou commercialisés en analyse d'images colorées

5.1) Photomultiplicateur

Des systèmes d'analyse, fondés sur l'utilisation de photomultiplicateurs, sont principalement employés en microspectrophotométrie, en raison de leurs bonnes qualités de sensibilité. Divers systèmes de balayage lui ont été associés, parmi ceux cités antérieurement :

- déplacement pas à pas (THIESSEN et THIESSEN, 1977, SAWAMURA et col., 1976) ;
- miroirs vibrants : de tels miroirs ont été utilisés dans le système SPECTRE II (SHAPIRO et col., 1971) ;
- flying spot : l'utilisation d'un CRT comme source lumineuse ne convient pas, du fait de sa faiblesse d'intensité et de la faible plage de longueurs d'onde disponible (DEW et col., 1974, ONOE et TAKAGI , 1976). Une tentative d'utilisation en chromatisme simultané a cependant été effectuée par YOUNG, en 1972.

Ces appareils ont essentiellement été utilisés en chromatisme séquentiel.

5.2) Caméras de télévision

La caméra de télévision est largement utilisée pour l'analyse de scènes colorées quelconques, ainsi qu'en microspectrophotométrie ; les modes d'acquisition qui lui sont associés sont presque toujours de type séquentiel. Un système d'analyse des cellules du sang, fondé sur son utilisation, a été

commercialisé (système LARC : COTTER et SAGE, 1976), ainsi qu'un système d'analyse des cellules normales et cancéreuses du col de l'utérus (AUTO-CYTO-SCREENER), fondé sur un mode d'acquisition simultané, à l'aide de trois tubes PLUMBICON (KISHIGAMI et col., 1979).

Diverses études ont été effectuées, concernant les corrections permettant d'améliorer la qualité de l'image, dont la plus complète a été présentée par YACHIDA et TSUJI(19

5.2.1) Décalage de l'image : WILLIAMS et col. (1977) ont présenté une méthode de correction algébrique des décala de l'image, qui peuvent survenir d'une acquisition à l'autre (cas du chromatisme séquentiel).

5.2.2) Hétérogénéités : des hétérogénéités locales système photosensible et de l'illuminant peuvent être réduit par un filtrage des basses fréquences, fondé sur l'utilisati d'une fonction d'atténuation algébrique, associée à un filtr des hautes fréquences (BLOSS et col., 1979).

5.2.3) Sensibilité spectrale : des corrections par adjonction de filtres neutres (UNDERWOOD et AGGARWAL, 1975), ou de type algébrique (NOGUCHI et col., 1979), ont été effectuées, afin de s'affranchir de la sensibilité spectrale du capteur.

5.2.4) Réduction du bruit : de nombreux auteurs uti sent des méthodes de moyenne (5 à 8 acquisitions d'un même champ) permettant un lissage des images (BACUS et GOSE, 197

5.3) Caméras solides

Un appareil fondé sur l'utilisation d'une caméra so a été commercialisé (ADC 500 des laboratoires ABBOTT).

Son mode d'acquisition est simultané, et sa fonction est la reconnaissance automatique des leucocytes du sang. En raison de la séparation de lumière qu'un tel appareil réalise, et de la faible sensibilité des photodiodes aux courtes longueurs d'onde, une lampe puissante au xénon est employée (GREEN, 1979).

Une étude très complète de ce type de capteur, effectuée par BENGTSSON et col. (1979), met en évidence la souplesse d'utilisation offerte : de multiples réglages, conduisant à des possibilités multiples de correction, peuvent être effectués, soit sur chaque photodiode, soit sur un groupe de photodiodes.

Ce bref panorama met en évidence, d'une part les difficultés techniques de réalisation d'une analyse de la couleur, quelque soit le capteur adopté, et d'autre part le manque de moyens existants pour y remédier. Ceci est lié notamment au fait que ces capteurs ont été conçus en vue d'applications ou de types d'applications bien précis : photométrie et microspectrophotométrie pour le photomultiplicateur, analyse d'objets en une longueur d'onde pour caméra TV et caméra solide.

L'idée d'effectuer une analyse en couleurs étant ultérieure à la conception de ces appareils, il a fallu les adapter à ces nouvelles méthodes, en tentant de pallier leurs carences, notamment en ce qui concerne leur faible sensibilité spectrale.

Un antagonisme persiste, entre analyse colorée et microspectrophotométrie, la première nécessitant la définition de nouveaux capteurs, la seconde paraissant actuellement bien effectuée par les capteurs existants. En effet, la microspectrophotométrie se fondant sur le choix de lumières monochromatiques et sur la paramétrisation de la couleur en valeur absolu des corrections spectrales sur le capteur ne sont pas nécessaires. Par contre, lorsqu'il s'agit de comparer entre elles les valeurs mesurées pour différentes longueurs d'onde (analyse colorée), des corrections s'imposent. Or, bien souvent, des

mesures de type microspectrophotométrique sont effectuées, puis comparées entre elles : de la confusion entre ces deux types de méthodes naît une ambiguïté dans la définition du type de capteur à employer. Alors qu'un capteur comme le photomètre paraît adapté à la microspectrophotométrie (à condition d'utiliser une cathode adéquate), aucun capteur ne convient actuellement à l'analyse colorée de scènes.

Pour ce type d'analyse, il est nécessaire de définir de nouveaux capteurs permettant, comme la caméra de télévisio couleur, la mesure simultanée de la luminance et de la chroma ticité d'un point. Une étude de ce type de caméra, en vue de l'amélioration de leur réponse spectrale notamment, devrait permettre la définition d'un mode d'acquisition bien plus per formant que les modes existants.

II/ SAMBA ET L'ANALYSE COLORÉE

Notre objectif est d'implanter un mode d'analyse de la couleur sur un système d'analyse d'images biologiques multiapplication : SAMBA (système d'analyse microphotométrique à balayage automatique). A cet effet, un mode d'analyse fondé sur la perception visuelle semble particulièrement adapté, puisqu'il est a priori indépendant de l'application choisie.

Un mode d'acquisition séquentiel a été choisi, fondé sur l'utilisation de trois filtres, dont les courbes de transmittance spectrales ont été choisies en fonction de leurs maxima (rouge, vert, bleu), et de leur largeur de bande.

En raison des difficultés techniques rencontrées, l'analyse effectuée reste imparfaite : cette tentative vise surtout à mettre en évidence (1) les possibilités d'une telle implantation et (2) la réelle augmentation de puissance d'analyse qu'elle apporte. L'analyse de ces difficultés permettra néanmoins de dégager des améliorations concernant le matériel existant.

1) Le système SAMBA

Le système SAMBA, réalisé par BRUGAL, BOUTTAZ et CHASSERY (1976), est composé d'un microscope équipé d'un photomultiplicateur (microphotomètre MPV1 de Leitz) associé à un disque de NIPKOW et de platines motorisées permettant le déplacement de la préparation. Un ordinateur connecté au système permet le traitement des données ainsi obtenues.

1.1) Acquisition

L'image de la portion de lame à étudier (ou champ élémentaire) est focalisée au niveau de la fenêtre du photomètre (dimensions réelles : 11.25mm x 10.75 mm), et balayée ligne par ligne en 1 seconde par 43 diaphragmes (dimensions réelles :

0.25mm x 0.25mm) portés sur un disque de NIPKOW (fig. 47). Les 43 orifices sont disposés sur le disque dans un secteur de 270° , si bien qu'un secteur de 90° est aveugle.

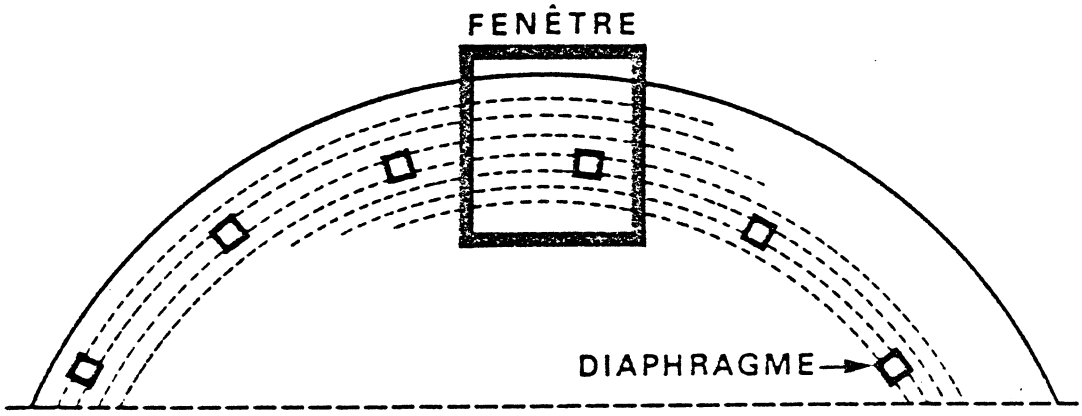


Fig. 47 : Mode de fonctionnement du disque de NIPKOW un seul diaphragme défile à un instant donné devant la fenêtr du photomètre. Du fait de leur disposition en spirale, leurs vitesses angulaires sont différentes.

La lumière qui provient de l'image fournie par le mi croscope et parvient au photomètre à travers les orifices suc cessifs du disque en rotation donne naissance à un signal pho tométrique qui s'annule pendant un court instant entre les passages de deux orifices successifs et plus longuement penda le passage du secteur aveugle du disque (fig. 48).

Le signal correspondant à une ligne d'image doit êtr échantillonné de façon asynchrone, en raison de la géométrie de la spirale portant les diaphragmes, de façon à ne retenir que les valeurs correspondant à des positions adjacentes d'un diaphragme lorsqu'il balaie une ligne dans la fenêtre. A cet effet, des signaux de commande de conversion sont portés sur piste optique solidaire du disque. Celle-ci est lue par un di positif opto-électronique qui commande l'échantillonnage d'un ligne de l'image en 45 valeurs (fig. 48).

Après analyse d'un champ élémentaire, les platines motorisées, pilotées par un module de commande programmable, déplacent la préparation, en vue de l'exploration d'un nouveau champ. Ce dernier peut être, ou non, adjacent au précédent.

C'est pendant le passage du secteur aveugle devant la fenêtre du photomètre que se produit ce déplacement : il est ordonné par le module de commande lorsque celui-ci reçoit un signal de début de secteur aveugle, provenant d'un système opto-électronique lisant une piste optique particulière solidaire du disque. Le module de commande attend la fin du déplacement et le signal de fin de secteur aveugle pour valider la conversion du champ suivant.

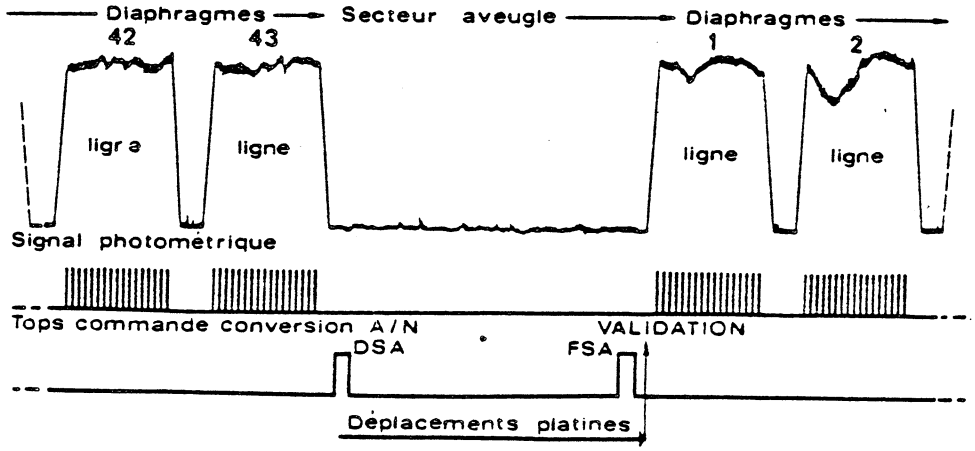


Fig. 48 : Signal photométrique et tops de commande de conversion analogique-numérique. L'acquisition d'un nouveau champ est commandée dès la réception des signaux de fin de secteur ***aveugle*** *(FSA) et de fin de déplacement des platines. La conversion analogique/numérique des signaux correspondant aux 43 lignes de champ est effectuée de façon asynchrone à l'aide d'une piste optique solidaire du disque.*

L'intensité lumineuse provenant du champ élémentaire balayé par le disque est donc convertie en 1935 valeurs photométriques, sous forme d'un tableau de 43 lignes et 45 colonnes. Ces valeurs, codées de 0 à 255 correspondent aux valeurs d'intensité lumineuse fournies par des éléments adjacents de l'image de la préparation microscopique. Pour un objectif de grandissement 95, la taille de ces éléments, ou dimension du spot de mesure dans le plan objet, est de 0.4µm sur 0.4µm ; la portion de lame étudiée est alors un rectangle de 0.4 x 45µ et 0.4 x 43µm de côtés.

1.2) Transfert des données

Le système SAMBA est actuellement connecté à un mini-ordinateur (NORD10S de NORSKDATA) équipé de deux unités de disques souples, d'une console alphanumérique, d'une imprimante rapide et d'une console graphique (fig. 49). Le mode de transfert et de lecture des données est fondé sur l'utilisation de deux tampons (un tampon d'acquisition et un tampon de traitement) dont la taille est celle d'un champ élémentaire.

- Pendant que le programme chargé en mémoire exploite les données contenues dans le tampon de traitement, des données sont transférées dans le tampon d'acquisition. En fin de traitement les deux tampons sont intervertis et le transfert reprend, à moins que ce dernier ne soit pas terminé : dans ce cas, le programme est interrompu le temps nécessaire.

- Le transfert s'effectue en mode d'interruption, au moyen d'un registre d'interface de 16 bits, propre au système SAMBA : le programme est interrompu à chaque transfert du coup de données qu'il contient dans le tampon d'acquisition.

L'interface a été réalisée par BOUTTAZ (Atelier de micro-informatique du Laboratoire IMAG) et la connexion par ADELH (1979).

Une connexion du NORD10S à l'HB68 du CICG (Centre Interuniversitaire de Calcul de Grenoble) est en cours d'installation.

Dans le cadre d'une telle connexion, l'ensemble SAMBA-NORD10S serait considéré comme un périphérique lourd de l'HB68 : des images, acquises au moyen de SAMBA et prétraitées par le NORD10S pourraient alors être traitées par des programmes développés sur l'HB68.

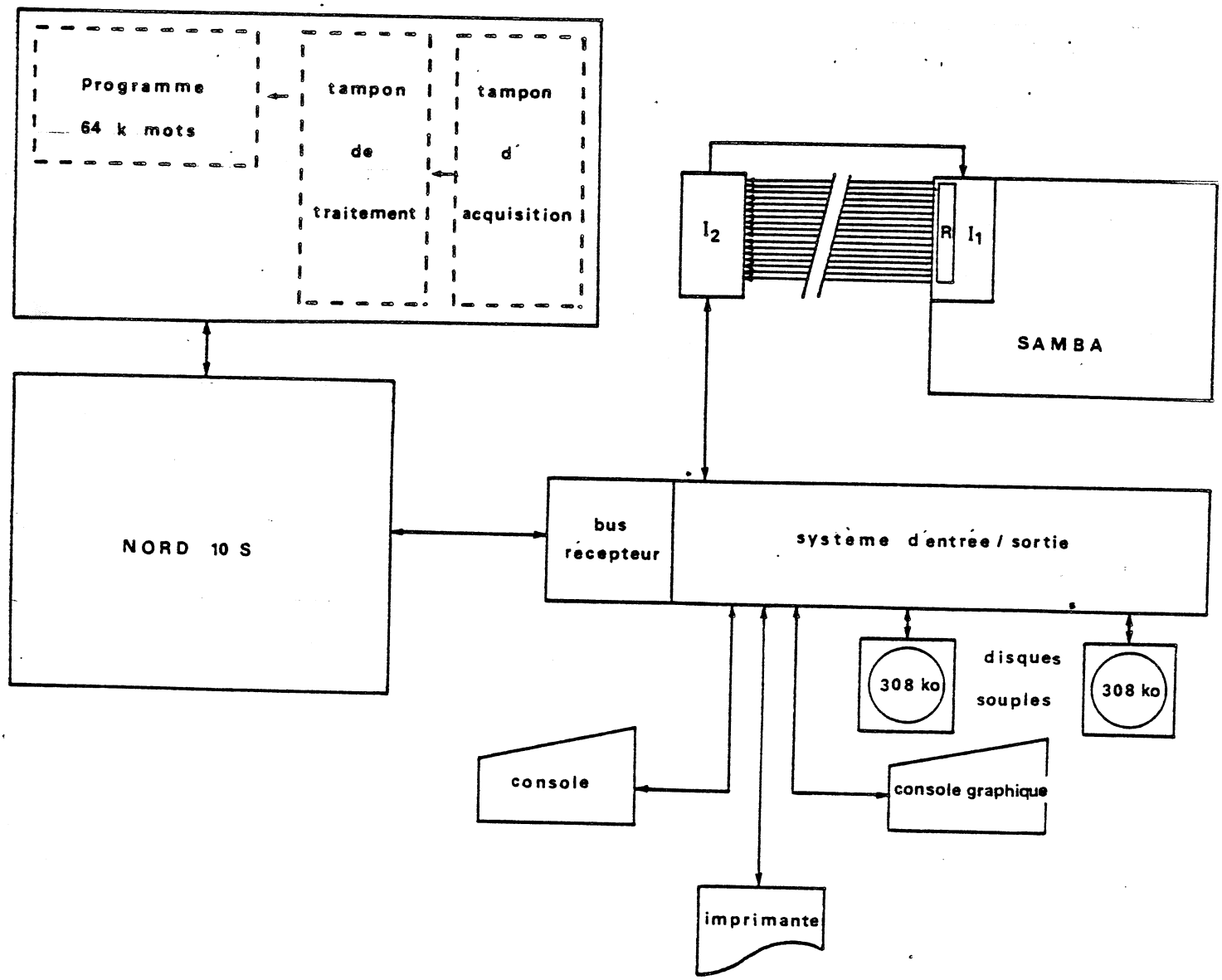


Fig. 49 : Configuration actuelle du système SAMBA.
I_1, I_2 : interfaces de SAMBA et ...

2) Caractéristiques du système SAMBA

2.1) Illuminant

La lampe actuellement utilisée est du type lampe à halogène (12V, 100W) : il s'agit d'un filament de tungstène plongé dans une vapeur d'iode, l'enveloppe étant en quartz. L'utilisation du quartz permet d'élargir la "fenêtre spectral de la lampe, l'iode permet d'aplanir son spectre de réponse. Une telle lampe est caractérisée par une émission légèrement supérieure dans l'infrarouge (fig. 40). Elle est alimentée en courant continu par une électronique stabilisée.

2.2) Optiques

Les objectifs utilisés sont de type achromatique ; les erreurs dues aux aberrations chromatiques de l'optique pe vent être considérées comme négligeables.

2.3) Photométrie

La cathode du photomultiplicateur est de type S11 (fig. 45 a) ; elle est caractérisée par une forte sensibilité dans le bleu et une chute rapide de celle-ci dans le rouge (dès 550 nm). Les photocathodes actuellement commercialisées présentent un bon rapport signal/bruit jusqu'à 650 nm (PILLER, 1977) : la faible sensibilité obtenue dans le rouge, bien que pouvant être améliorée, est commune à ces photocathc

2.4) Filtrage du signal

Un filtre analogique (Multimétrics AF 110) est inter posé entre le photomultiplicateur et le convertisseur analogi que-numérique. Il supprime les fréquences supérieures à 1300H (GIROUD, 1979), qui sont les fréquences correspondant au brui quantique du photomultiplicateur (fig. 50) et reste compatib

avec la bande passante du capteur.

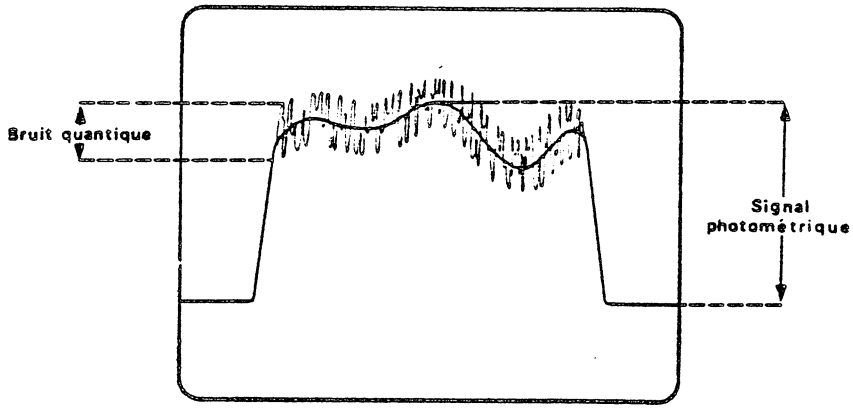


Fig. 50 : Signal photométrique et bruit quantique au photomètre.

3) Décomposition de la lumière en trois composantes rouge, verte et bleue

Un mode séquentiel d'acquisition a été retenu. La lumière est décomposée par trois filtres, choisis parmi le matériel disponible au laboratoire. Ceux-ci ne compensent pas la non-uniformité spectrale du photomètre, et leurs caractéristiques spectrales ne s'identifient pas parfaitement à celles des pigments rétiniens. Ces inconvénients impliquent divers types de corrections ultérieures.

3.1) Définition des filtres

Soit $C_\lambda(x,y)$ l'énergie radiante qui atteint la photocathode, pour un point d'objet (x,y). Cette énergie résulte d'une interaction entre :

- la source lumineuse de distribution spectrale $\{I_\lambda d_\lambda\}$

$I_\lambda(x,y)$ représente l'énergie radiante qui frappe le point d'objet (x,y) ;

- l'objet : celui-ci est caractérisé par sa transmittance spectrale $T_\lambda(x,y)$, au point (x,y) considéré ;

- le système optique : celui-ci est caractérisé par sa transmittance τ_{os} dont l'expression est la suivante, en négligeant la dépendance spatiale de cette transmittance :

$$\boxed{\tau_{os} = \tau_L \times \tau_{F_\lambda} \times \tau_{réfl} \times \rho_M}$$ (PILLER, 1977).

où
- τ_L exprime les pertes de lumière par réflection sur les lentilles,
- τ_{F_λ} exprime la transmittance des filtres éventuels,
- $\tau_{réfl}$ exprime la transmittance du réflecteur (cas d'utilisation du microscope en lumière réfléchie),
- ρ_M exprime la réflectance intégrée des miroirs.

Dans la pratique, $\tau_{réfl}=1$, et nous admettrons que $\rho_M = \tau_L = 1$ (utilisation d'un système optique idéal).
Nous supposerons donc que:

$$\tau_{os} = \tau_{F_\lambda}$$

L'énergie radiante qui frappe la photocathode s'exprime donc de la façon suivante :

$$\boxed{C_\lambda (x,y) = I_\lambda (x,y) \cdot T_\lambda (x,y) \cdot \tau_{F_\lambda}}$$

La photocathode a pour fonction d'intégrer cette éne radiante en la transformant en un courant électrique ; celui- est ensuite transformé en une certaine quantité (tension) ou valeur de mesure. Le rapport entre la valeur mesurée et l'éne radiante incidente est linéaire et fonction de la sensibilité d'indication $S_i(\lambda)$ de la photocathode employée.
Soit $G(x,y)$ la valeur mesurée ; son expression est la suivan

$$\begin{cases} G(x,y) = \int_{\lambda 1}^{\lambda 2} C_\lambda (x,y)\ S_i(\lambda)\ d\lambda \\ G(x,y) = \int_{\lambda 1}^{\lambda 2} I_\lambda (x,y) \cdot T_\lambda (x,y) \cdot \tau_{F_\lambda} \cdot S_i(\lambda)\ d\lambda \end{cases}$$

où λ_1 et λ_2 sont les limites spectrales choisies (pour le

spectre visible, 400 à 700 nm).

Lorsqu'il absorbe une énergie radiante $I_\lambda(x,y) \cdot T_\lambda(x,y)$, l'oeil fournit les trois signaux suivants (chap. 1) :

$$\begin{cases} R(x,y) = \int I_\lambda(x,y) \cdot T_\lambda(x,y)\ \bar{r}_\lambda\ d\lambda \\ V(x,y) = \int I_\lambda(x,y) \cdot T_\lambda(x,y)\ \bar{v}_\lambda\ d\lambda \\ B(x,y) = \int I_\lambda(x,y) \cdot T_\lambda(x,y)\ \bar{b}_\lambda\ d\lambda \end{cases}$$

Afin de simuler cette absorption différentielle des trois types de pigment présents dans les cônes, il est nécessaire de choisir trois filtres τ_{R_λ}, τ_{V_λ}, τ_{B_λ} tels que :

$$\forall\ I_\lambda(x,y) \begin{cases} \int I_\lambda(x,y).T_\lambda(x,y).\bar{r}_\lambda d\lambda = \int I_\lambda(x,y).T_\lambda(x,y).\tau_{R_\lambda}.S_i(\lambda)d\lambda \\ \int I_\lambda(x,y).T_\lambda(x,y).\bar{v}_\lambda d\lambda = \int I_\lambda(x,y).T_\lambda(x,y).\tau_{V_\lambda}.S_i(\lambda)d\lambda \\ \int I_\lambda(x,y).T_\lambda(x,y).\bar{b}_\lambda d\lambda = \int I_\lambda(x,y).T_\lambda(x,y).\tau_{B_\lambda}.S_i(\lambda)d\lambda \end{cases}$$

Soit :

$$\begin{cases} \bar{r}_\lambda = \tau_{R_\lambda} \cdot S_i(\lambda) \\ \bar{v}_\lambda = \tau_{V_\lambda} \cdot S_i(\lambda) \\ \bar{b}_\lambda = \tau_{B_\lambda} \cdot S_i(\lambda) \end{cases} \qquad (1)$$

3.2) <u>Choix des filtres</u>

Le choix des filtres est une étape critique en analyse colorée. Il n'existe pas, en effet, de capteur possédant des propriétés analogues à celles de l'oeil (WYSZECKI et STILES, 1967). Il est donc nécessaire, pour approximer les fonctions

désirées, de modifier la réponse spectrale du capteur. Deux méthodes sont possibles : dans tous les cas, il s'agit de définir un ou des matériaux de caractéristiques spectrales telles qu'elles vérifient les relations (1).

Une méthode est fondée sur l'utilisation de monochromateurs doubles, l'autre sur l'emploi de simples filtres d'absorption. Alors que la première permet des équivalences plus rigoureuses que la seconde, elle est cependant rarement utilisée en raison de sa complexité et de son coût (WYSZECKI et STILES, 1967). Dans la seconde méthode, des filtres peuvent être combinés soit en série, soit en parallèle (fig. 51). Bie que la seconde solution offre plus de souplesse que la premiè dans la recherche d'une telle duplication, les filtres sont, dans la pratique, combinés en série.

Des filtres approximant les fonctions d'équivalence de l'oeil ($\bar{r}_\lambda$, $\bar{v}_\lambda$, $\bar{b}_\lambda$), sont habituellement définis avant d'ê associés à d'autres filtres, ayant pour fonction de corriger sensibilité spectrale du capteur.

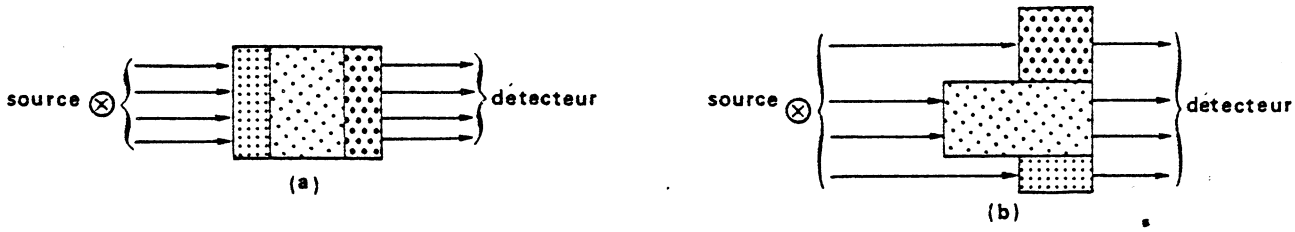


Fig. 51 : Recherche de combinaisons de filtres permettant l'approximation d'une fonction spectrale donnée. (a) en série ; (b) en parallèle.

Les courbes de transmittance spectrale des filtres c nous avons utilisés sont présentées dans la figure 52.

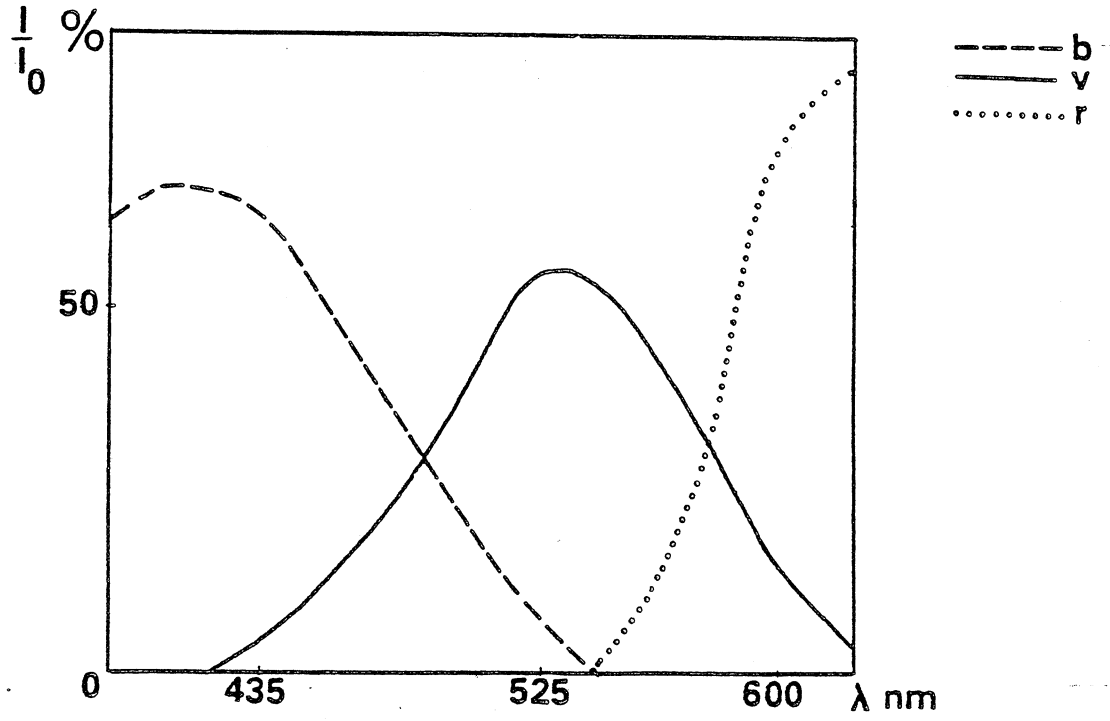
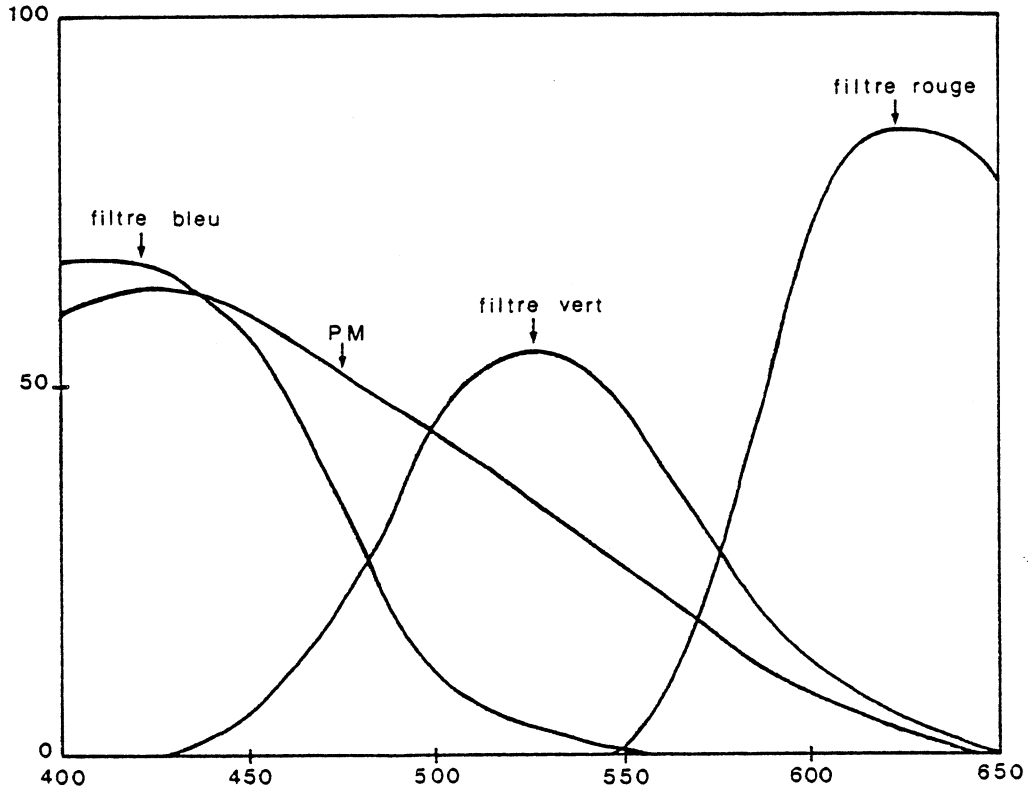


Fig. 52 : Courbes de transmittance spectrale des filtres utilisés. Les mesures ont été effectuées à l'aide du système SAMBA et d'un filtre interférenciel continu.
I = valeur d'intensité lumineuse avec filtre,
I_0 = valeur d'intensité lumineuse sans filtre.

Ces filtres présentent des maxima à 420 nm, 525 nm et 620 nm. (Les primaires de la CIE sont de 436 nm, 546 nm, 700 nm et celles de la TV couleur de 470 nm, 535 nm et 610 nm).



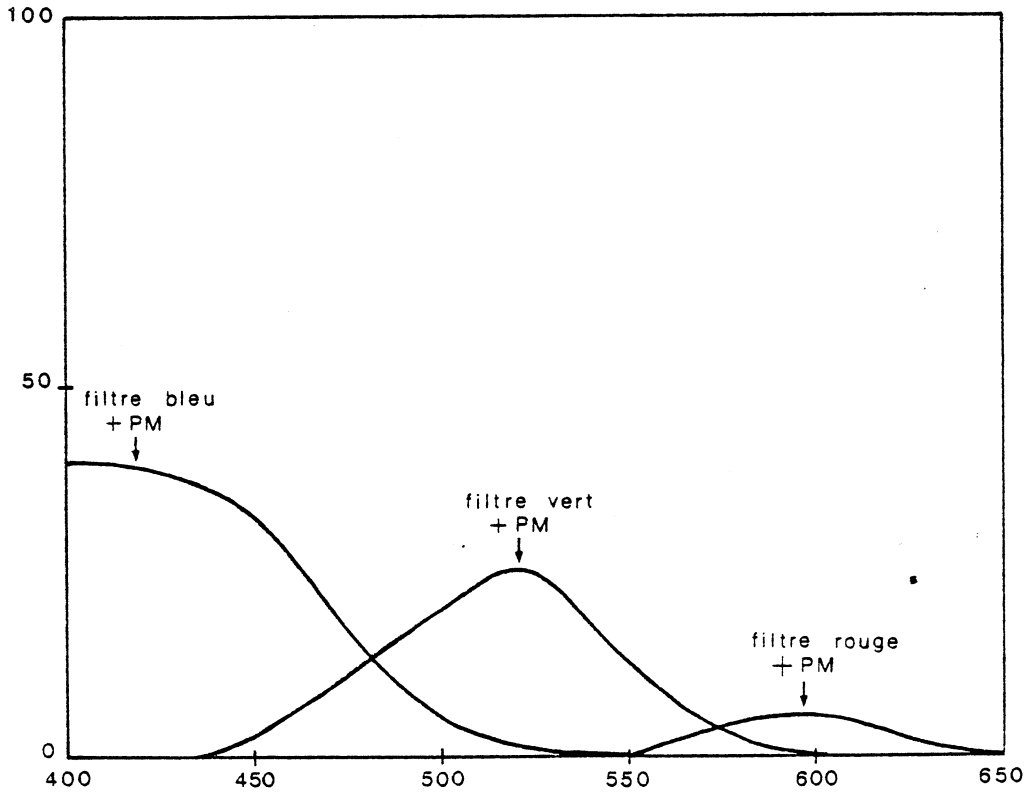
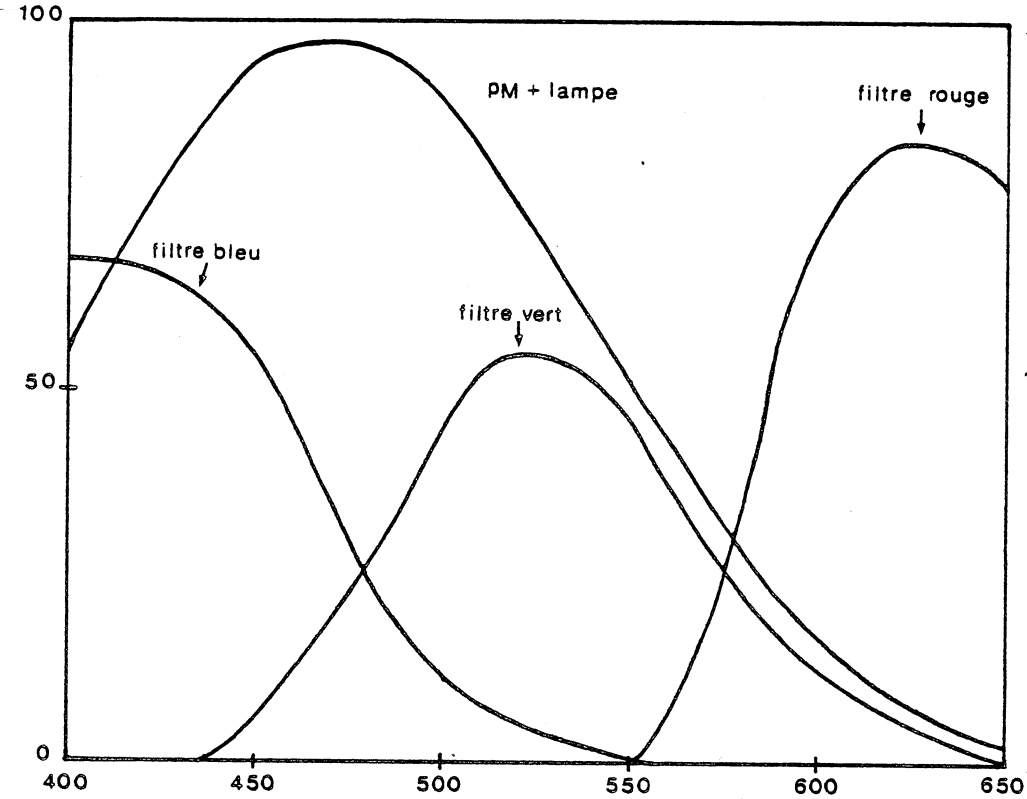


Fig. 53 : Interaction entre sensibilité du PM et transmittance spectrale des filtres utilisés: (a) présentation des caractéristiques spectrales respectives du photomètre et des filtres (b) sensibilité spectrale résultant de l'interposition de filtres devant le photomètre.



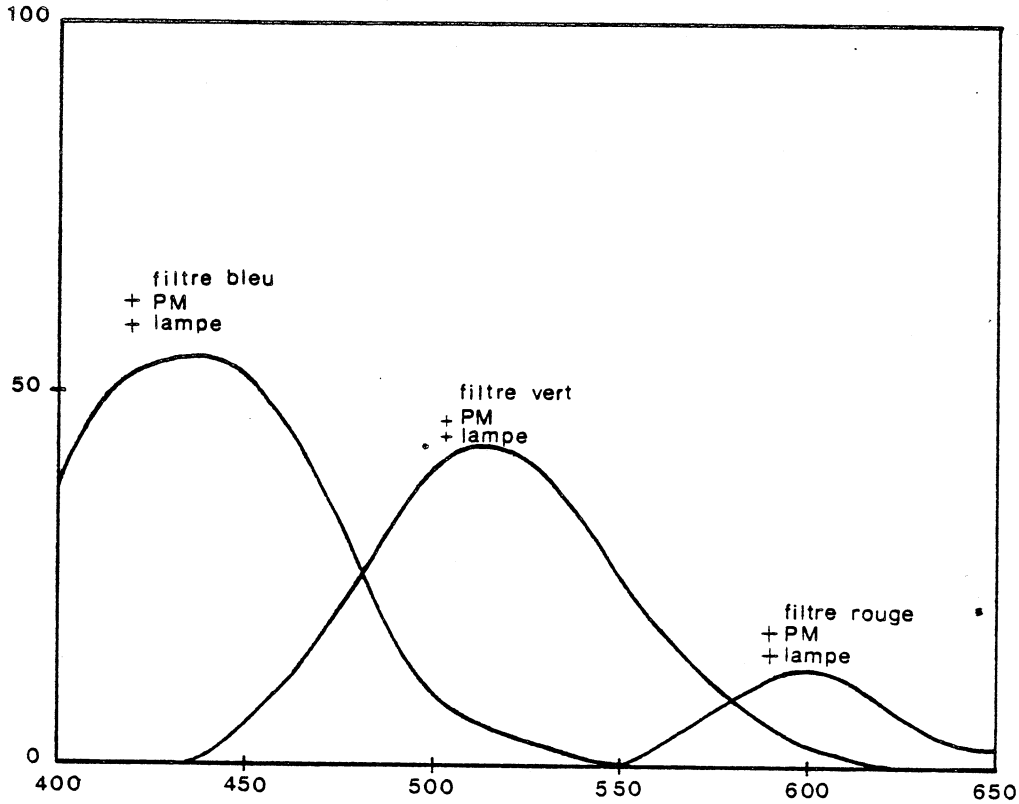


Fig. 54 : Modifications de sensibilité spectrale dues à l'utilisation d'une lampe à filament de tungstène: celle-ci, en augmentant la bande de sensibilité du PM et en la décalant vers le rouge (la sensibilité spectrale résultant de l'illumination du PM par une lampe au tungstène est présentée figure (a)) permet une légère amélioration de la sensibilité spectrale de l'ensemble lampe-filtre-PM (b)

Il convient de présenter la sensibilité spectrale résultante de l'ensemble filtre-PM (fig. 53) et de l'ensemble lampe-filtre-PM (fig. 54) (respectivement $\{\tau_{R_\lambda}.S_i(\lambda),\ \tau_{V_\lambda}.S_i(\lambda),\ \tau_{B_\lambda}.S_i(\lambda)\}$ et

$\{I_\lambda.\tau_{R_\lambda}.S_i(\lambda),\ I_\lambda.\ \tau_{V_\lambda}.S_i(\lambda),\ I_\lambda.\tau_{B_\lambda}.S_i(\lambda)\}\}$.

La courbe de sensibilité spectrale relative du photo mètre (fig. 53.a) est tirée du Guide de l'Ingénieur (1977). Les courbes résultantes (fig. 53.b) montrent la faiblesse de sensibilité de l'ensemble filtre-photomètre pour les longueur d'onde correspondant au rouge.

La courbe de sensibilité spectrale relative de l'ensemble photomètre-lampe à filament de tungstène (fig. 54.a) est tirée de mesures expérimentales effectuées par PILLER (1977), à l'aide d'un monochromateur. Les courbes résultantes (fig. 54.b) permettent d'observer une légère correction de se sibilité dans le rouge qui résulte de l'augmentation de l'int sité de la lumière émise par la lampe au tungstène, pour des longueurs d'onde croissantes (cf. fig. 40). Cette correction été observée par divers auteurs (DEW et col., 1974).

La décomposition séquentielle par trois filtres four les valeurs de tristimuli R, V, B de chaque point d'une image Puisque l'intégration de la courbe de sensibilité spectrale (fig. 53.b et fig. 54.b) conduit à des valeurs différentes se le filtre utilisé, les valeurs photométriques mesurées par le photomètre sur une couleur qui apparaît blanche à l'oeil ne s pas identiques. Une correction du gain du photomètre et une c rection algébrique des valeurs photométriques ont donc été en visagées afin de pallier cet inconvénient : ces corrections portent toutes deux sur une valeur (analogique ou numérique) d'intégration : c'est donc l'intensité lumineuse du stimulus qui est ainsi corrigée, et non pas sa distribution spectrale.

3.3) Correction par gain

Cette correction a été effectuée par observation du signal photométrique (visualisé à l'aide d'un oscilloscope) obtenu pour chaque filtre, soit en absence d'objet, soit sur une plage d'objet présentant une couleur blanche (fond des lames histologiques par exemple). Un changement de gain est effectué à chaque changement de filtre, permettant notamment d'amplifier le signal obtenu pour le filtre rouge, pour lequel la sensibilité du photomultiplicateur est la moins bonne. Cette correction, en augmentant la dynamique du signal, garantit une conversion analogique / numérique plus précise. En raison des limites physiques du signal, une amplification amenant à des valeurs d'intensité lumineuse égales n'est pas toujours réalisable : une correction algébrique sur ces valeurs est donc nécessaire.

Une modification du gain est corrélée à une modification du courant parasite (courant noir propre au photomètre et courant engendré par différentes lumières parasites) présent dans le capteur. La valeur photométrique associée à ce courant parasite (valeur résiduelle) peut être mesurée à l'aide d'un cache placé sur l'objectif. Dans ce cas, une correction algébrique est également nécessaire.

Les valeurs photométriques mesurées sur une plage blanche et une plage noire, respectivement sans modification du gain et avec modification de celui-ci, sont présentées dans le Tableau 1.

La plage blanche utilisée est une lame vide d'objet, observée à l'aide d'un objectif à immersion de grossissement 95.

filtre mesure	R	V	B
blanc	54	165	133
noir	5	5	5
courant noir	oscille entre 0 et 1		
gain	8.554		

(a)

filtre mesure	R	V	B
blanc	165	165	165
noir	22	5	7
courant noir	oscille entre 0 et 1		
gain	10.240	8.554	8.777

(b)

Tableau 1 : Valeurs photométriques mesurées pour du blanc et du noir, en employant respectivement les filtres rouge (R), vert (V) et bleu (B), (a) sans changement du gain, (b) avec changement du gain.

La disparité des mesures observées sur du blanc (a) ne correspond pas exactement à celle attendue au vu des courbes (fig. 54.b). Cette disparité met en évidence l'existence de propriétés d'absorption spectrale non-uniforme de la lame, de l'huile d'immersion employée, et de l'objectif utilisé. En effet, pour un objectif de grossissement 12.5, et en l'absence de lame, les valeurs obtenues sont respectivement 63, 160 et 156. La comparaison entre valeur résiduelle (noir) et valeur du courant noir (photomètre fermé) met en évidence l'e fet non négligeable des lumières parasites, et d'une façon pl générale de l'ensemble des conditions de mesure (ambiance obs curcie, propreté de l'optique, réglages divers...).

Le gain peut être ajusté de façon à obtenir des valeurs identiques sur du blanc (Tableau 1.b); cet ajustement est sans effet sur la valeur du courant noir qui reste négligeable. Pa

contre, il modifie significativement la valeur résiduelle : c'est pourquoi il est préférable d'opter pour une amplification moins forte (pour le rouge notamment), suivie d'une correction algébrique.

3.4) Correction algébrique

Lorsque le changement de gain est grand, il est nécessaire de prendre en compte les variations de la valeur résiduelle ; ceci peut être réalisé, pour chaque valeur de tristimulus, par le calcul suivant :

$$\begin{cases} R^* = R - VR(R) \\ V^* = V - VR(V) \\ B^* = B - VR(B) \end{cases}$$

Cette translation garantit notamment que les valeurs de tristimuli mesurées sur du noir seront égales à 0.

A la suite de cette translation, une normalisation est effectuée, permettant d'assurer que les valeurs de tristimuli mesurées sur du blanc soient égales à 1. L'expression de ces valeurs est la suivante :

$$\boxed{\begin{aligned} R(x,y) &= \int T_\lambda(x,y) \cdot \hat{\tau}_{R_\lambda}(x,y) \, d\lambda \\ \text{où} \quad \hat{\tau}_{R_\lambda}(x,y) &= I_\lambda(x,y) \cdot \tau_{R_\lambda} \cdot S_i(\lambda) \end{aligned}}$$

(Les expressions pour $V(x,y)$ et $B(x,y)$ seraient similaires).

La normalisation est effectuée par référence aux valeurs de tristimuli $R_W(x,y)$, $V_W(x,y)$, $B_W(x,y)$ mesurées sur du blanc. Leur expression est la suivante :

$$\boxed{R_W(x,y) = \int \hat{\tau}_{R_\lambda}(x,y) \, d\lambda}$$

(Les expressions pour $V_W(x,y)$ et $B_W(x,y)$ seraient similaires).

Le calcul des valeurs normalisées est le suivant :

$$\boxed{T_R(x,y) = \frac{R^*(x,y)}{R^*_W(x,y)} = \frac{\int T_\lambda(x,y)\hat{\tau}_{R_\lambda}(x,y)\ d\lambda - VR(R)}{\int \hat{\tau}_{R_\lambda}(x,y)\ d\lambda - VR(R)}}$$

Les valeurs $T_R(x,y)$, $T_V(x,y)$, $T_B(x,y)$ sont dites valeurs de transmission associées aux valeurs de tristimuli R, V, B.

Les valeurs de transmission possèdent les propriétés suivantes :

- elles sont comprises entre 0 et 1, valent 0 sur du noir et 1 sur du blanc ;

- elles sont indépendantes de variations spatiales d'intensité de l'illuminant ;

- elles permettent de négliger les variations d'intensité lumineuse qui se produiraient pendant le passage d'un objet à un autre, si ces objets comportent une partie blanche ou apparaissent sur un fond.

4) Illustration

Une illustration des propriétés d'analyse de la couleur du capteur a pu être effectuée à l'aide d'un terminal graphique couleur (TEKTRONIX 4027) mis à notre disposition pendant 8 jours.

Des acquisitions ont été effectuées, à partir d'une diapositive couleur, et les valeurs de transmission correspondant à un champ de cette diapositive ont été transmises au 4027, connecté au NORD10S (les valeurs des logarithmes ont également été transmises) ; nous avons pu ainsi obtenir une visualisation en couleur des valeurs calculées.

Les caractéristiques du TEKTRONIX 4027, ainsi que le procédé détaillé de restitution d'une couleur à partir de ses valeurs de tristimuli est présenté en annexe I.

Les images initiale et reproduite sont présentées da la figure 55 (a et b). La comparaison entre l'image numérique visualisée et l'image initiale montre que la restitution géométrique de l'image est correcte (recouvrement correct entre les trois images rouge, verte et bleue) mais révèle la faible sensibilité du capteur dans le rouge.

Nous avons ainsi défini une méthode qui permet la mesure par un capteur des valeurs de tristimuli associés à une couleur.

En raison des difficultés techniques rencontrées, l'analyse du stimulus lumineux que nous effectuons résulte d'un compromis entre les caractéristiques spectrales du système utilisé et celles des pigments présents dans la rétine. Nous avons vu (chap. I) que cette étape, qui correspond dans les deux cas à une transformation de la lumière en une quantité électrique, et qui se traduit par une perte de l'information relative à la distribution d'énergie spectrale de cette lumière, est fondamentale. C'est à ce niveau que se révèlent les anomalies du système visuel de l'homme, et que se manifestent les faiblesses et les aberrations d'un capteur.

Nous pensons que l'emploi du système SAMBA pour l'analyse en couleurs des images se justifie d'une part parce qu'il n'existe pas actuellement de capteur parfaitement adapté à ce type d'analyse, et d'autre part parce que des améliorations apportées à SAMBA devraient permettre de rapprocher ses caractéristiques spectrales de celles du système visuel humain : un changement de cathode, pour une cathode plus sensible au rouge (S20 par exemple) s'impose. Toute cathode devant être corrigée pour sa sensibilité spectrale, il faudra définir un filtre coloré de correction.

Parallèlement, nous pensons qu'il est nécessaire d'approfondir les possibilités d'utilisation d'une caméra TV couleur ou d'un autre capteur permettant l'analyse de la couleur, sous forme intégrée.

En effet, les problèmes techniques soulevés par l'utilisation des capteurs actuels mettent en évidence leur mauvaise aptitude à l'analyse en couleurs qui se traduit dans le meilleur des cas par la multiplicité des corrections nécessaires alourdissant le traitement.

B - MODÉLISATION DE LA COULEUR -

PROPRIÉTÉS DU MODÈLE

La modélisation de la couleur que nous allons présenter résulte d'un compromis entre modèle théorique et contraintes techniques.

En effet, les développements concernant une modélisation théorique de la couleur (chapitre I, III) sont fondés sur la connaissance des valeurs de tristimuli qui caractérisent une couleur, et sur l'assertion que le procédé d'obtention de ces valeurs est équivalent, en terme de décomposition spectrale, à celui du système visuel humain (pigments rétiniens).

Or, les difficultés techniques soulevées par la recherche d'une telle décomposition ont été mises en évidence dans la partie précédente : ces difficultés proviennent notamment d'une mauvaise adéquation entre sensibilité spectrale du système de décomposition (illuminant, filtre, capteur, etc...) et sensibilité spectrale des pigments rétiniens.

Néanmoins, les résultats obtenus mettent en évidence l'apport d'une modélisation de la perception pour l'analyse en couleurs des images. L'étude a été effectuée sur un tableau coloré, ou "MONDRIAN". Ce tableau, qui constitue la base du travail de LAND (1977), est un assemblage de rectangles de couleurs différentes, plus ou moins contrastées (fig. 56) ; il a été nommé ainsi en raison de sa ressemblance avec les travaux de ce peintre.

Cette image a l'intérêt de présenter des plages de couleurs blanche et noire, d'autres plages de couleurs vives, d'autres enfin de couleurs très voisines et fortement désaturées : elle a donc constitué pour nous un outil précieux de travail, en mettant en évidence la validité des calculs effectués.

I/ MODÉLISATION DE LA COULEUR

Les différentes étapes de transformation que nous avons modélisées sont présentées dans la figure 57.

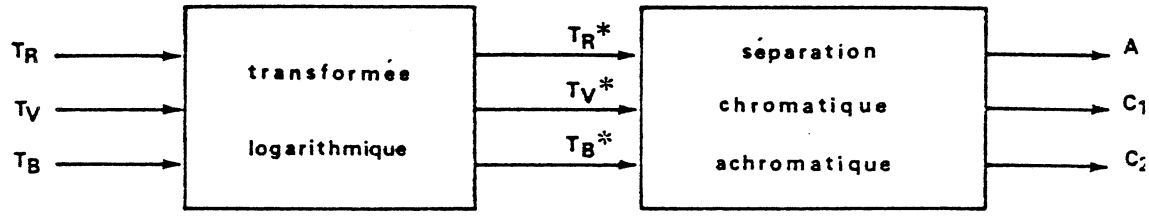


Fig. 57 : Etapes de transformation du stimulus exte prises en compte par notre modèle. L'espace des transmissions T_R, T_V, T_B est transformé en un espace A, C_1, C_2, plus facilement interprétable, qui correspond aux signaux achromatique et chromatiques fournis par les cellules du corps genouillé latéral.

Il apparaît que certaines caractéristiques du systèn visuel n'ont pas été prises en compte : la recherche d'une calibration et d'une métrique correspondant à celle de l'oeil n'a pu notamment être effectuée, en raison de la sensibilité spectrale du système d'acquisition.

Dans un premier temps, nous avons d'autre part négl gé les effets de sommation spatiale et d'inhibition latérale.

1) Transformée logarithmique

L'utilisation d'une transformée du type $T^* = \log_{10} T$ ne nous a pas paru convenable, car les valeurs de T étant cor prises entre 0 et 1, les valeurs correspondantes de T^* seront comprises entre $-\infty$ et 0 ; ainsi, pour de faibles variations de T au voisinage de 0, les valeurs T^* obtenues pourront présenter de grandes perturbations, introduisant un bruit supplé mentaire dans les images à dominante sombre.

Nous avons donc cherché à définir une transformation du type $T^* = \log_{10}[f(T)]$ telle que $T^*(T=1) = 1$ et $T^*(T=0) = 0$, dont la courbe soit proche de la courbe de sensation de clarté définie par LAND (1978). Afin de préserver la dynamique de variation des valeurs de T, une fonction f de type linéaire croissante a été choisie.

Soit $f(T) = aT+b$. Les conditions $T^*(T=1) = 1$ et $T^*(T=0) = 0$ sont équivalentes aux conditions suivantes :

$$\begin{cases} f(1) = 10 \\ f(0) = 1 \end{cases}$$

Ce qui conduit à la définition de la fonction :

$$f(T) = 9T+1.$$

La courbe $\underline{\log(9T+1)}$ est comparée dans la figure 58 à la courbe expérimentale de LAND.

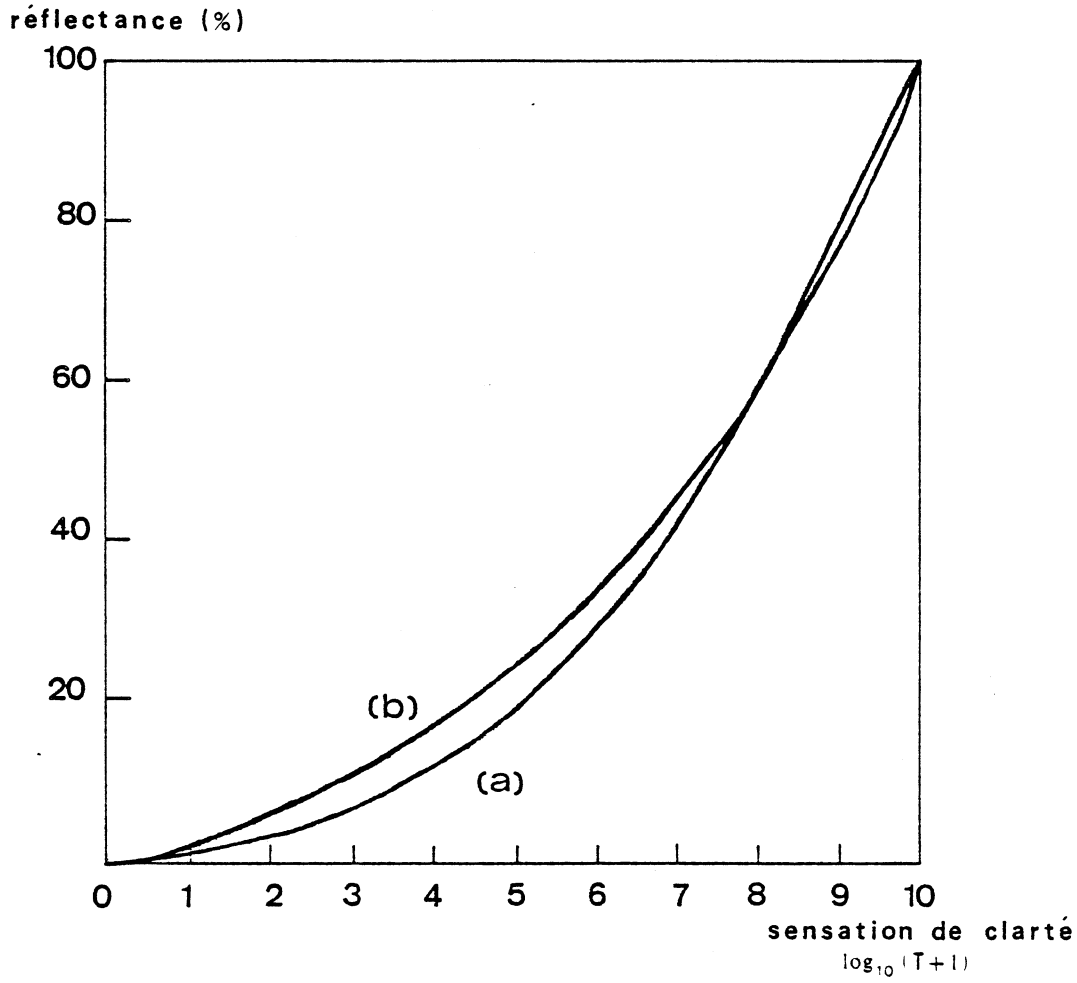


Fig. 58 : Courbe de sensation de clarté en fonction de la réflectance (a) et courbe $\log_{10}(9T+1)$ en fonction de la transmission (b).

Un degré de liberté supérieur est fourni par l'introduction d'un coefficient multiplicateur α :

$$T^* = \alpha \log_{10}(aT+1)$$

$$\alpha = 1/\log_{10}(a+1)$$

La fonction choisie se présente comme un élément de la famille de fonctions obtenue en faisant varier a ($a > 0$). Quelques-unes de ces fonctions sont présentées dans la figure 59.

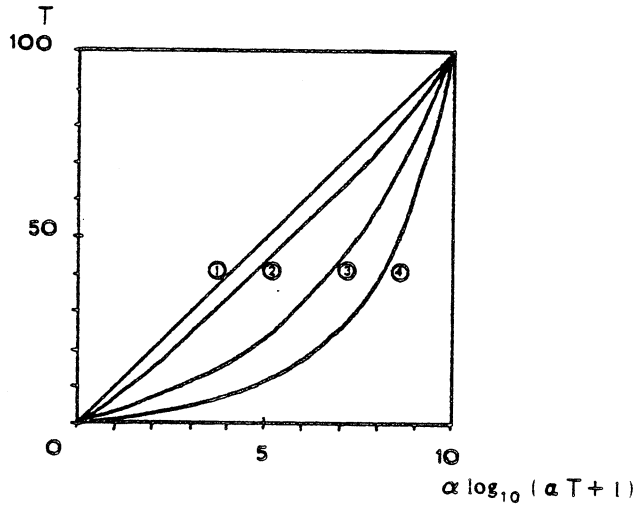


Fig. 59 : Variation des courbes

$$T^* = \frac{1}{\log_{10}(a+1)} \log_{10}(aT+1) \quad \textit{en fonction de } a.$$

(1) $a = \frac{1}{100}$ *; (2)* $a = 1$ *; (3)* $a = 9$ *; (4)* $a = 100$

On observe un rapprochement rapide des courbes pour $a < 1$ *et* $a > 10$.

L'intérêt de l'étude de ces fonctions réside moins dans la définition du meilleur approximant de la courbe donnée par LAND, que dans l'examen du lissage qu'elles provoquent. En effet, ces fonctions possèdent la propriété commune de rehausser les valeurs faibles et de lisser les valeurs élevées, chacune effectuant le lissage à partir d'une valeur T_o différente, qui dépend de a.

Un rehaussement de contraste s'exprimant par $\frac{dT^*}{dT} > 1$ et un lissage par $\frac{dT^*}{dT} < 1$, T_o est déterminé par $\frac{dT^*}{dT}(T_o) = 1$.

or $$\frac{dT^*}{dT} = \frac{1}{\log(a+1)} \left[\frac{a}{aT+1}\right] ;$$

d'où nous tirons : $$\underline{T_o = \frac{a-\log(a+1)}{a.\log(a+1)}}$$

Cette relation montre qu'une modification de la valeur de a permet de définir une fonction correspondant à un critère de lissage choisi : une valeur très élevée rehausse les valeurs, dans une dynamique très large, et ne lisse que les valeurs proches de 1, alors qu'une valeur très faible ne provoque aucun rehaussement, et aucun lissage.

Pour la suite de la modélisation, la fonction $\log_{10}(9T+1)$ a été choisie. Les histogrammes des transmissions et transformées logarithmiques correspondantes, calculés sur une zone blanche du MONDRIAN, sont présentés dans la figure 6 Ils mettent en évidence le lissage effectué sur les valeurs élevées.

Une représentation en couleur de la transformée logarithmique de l'image de la figure 55(b) est présentée dans la figure 55(c). Elle met en évidence le rehaussement des valeur sombres effectué par la transformation choisie.

Les notations R, V, B seront employées par la suite, au lieu des notations plus lourdes T_R^*, T_V^*, T_B^*.

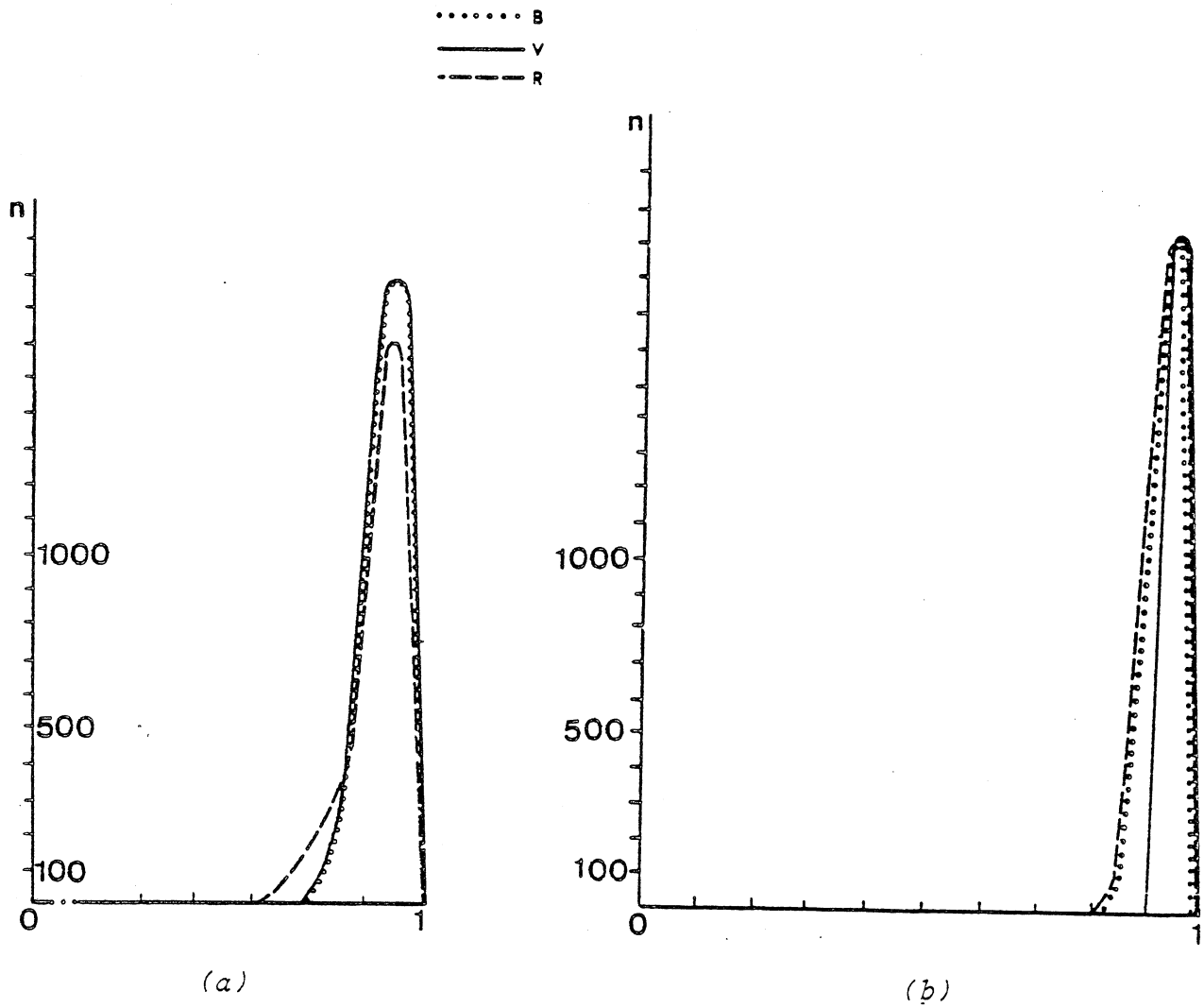


Fig. 60 *(a) Histogramme des transmissions T_R, T_V, T_B calculées sur une zone blanche du MONDRIAN (1935 valeurs) ; (b) Histogramme des valeurs correspondantes $\log_{10}(9T+1)$. Un effet de lissage est observé, notamment des transmissions obtenues dans le rouge.*

2) Séparation achromatique-chromatique

La séparation achromatique-chromatique effectuée par les cellules du corps genouillé latéral est modélisée sous la forme générale suivante (chap.I, B) :

$$\begin{cases} A = a(\alpha R + \beta V + \gamma B) \\ C_1 = c_1(R - V) \\ C_2 = c_2(B - \frac{1}{2}(R+V)) \end{cases}$$

Les coefficients a, α, β, γ, c_1 et c_2 permettent de calibrer le modèle en fonction de la sensibilité spectrale relative de l'oeil et en fonction de son pouvoir de discrimination des couleurs. La recherche d'une calibration ne se justifiant pas dans notre cas, nous avons défini un modèle correspondant à un système visuel hypothétique, dont la sensibilité est indépendante de la longueur d'onde, du facteur de pureté et de l'intensité de la couleur observée.

Dans ce cadre, l'axe achromatique A porte les points dont les valeurs de tristimuli sont telles que R = V = B. On définira donc A par :

$$\boxed{A = (R + V + B) \times \frac{1}{3}}$$

En ce qui concerne le plan chromatique (C_1, C_2), les coefficients c_1 et c_2 sont ajustés de façon à ce que des couleurs de saturation identique soient à égale distance D de l'axe achromatique. Pour les couleurs pures rouge (1,0,0), vert (0,1,0) et bleu (0,0,1), cette contrainte s'exprime de la façon suivante :

$$D\ (\text{rouge}) = D\ (\text{vert}) = D\ (\text{bleu})$$

$$\rightleftarrows \begin{cases} C_1^2 + \frac{1}{4} C_2^1 = 1 \\ C_2^2 = 1 \end{cases} \rightleftarrows \begin{cases} C_1^2 = \frac{3}{4} \\ C_2^2 = 1 \end{cases}$$

Pour $C_1 > 0$ et $C_2 < 0$, le modèle suivant est ainsi défini (GARBAY, 1979) :

$$\begin{cases} A = \frac{1}{3} (R + V + B) \\ C_1 = \frac{\sqrt{3}}{2} (R - V) \\ C_2 = B - \frac{1}{2} (R + V) \end{cases}$$

Une représentation du plan chromatique (C_1,C_2) est donnée dans la figure 61.

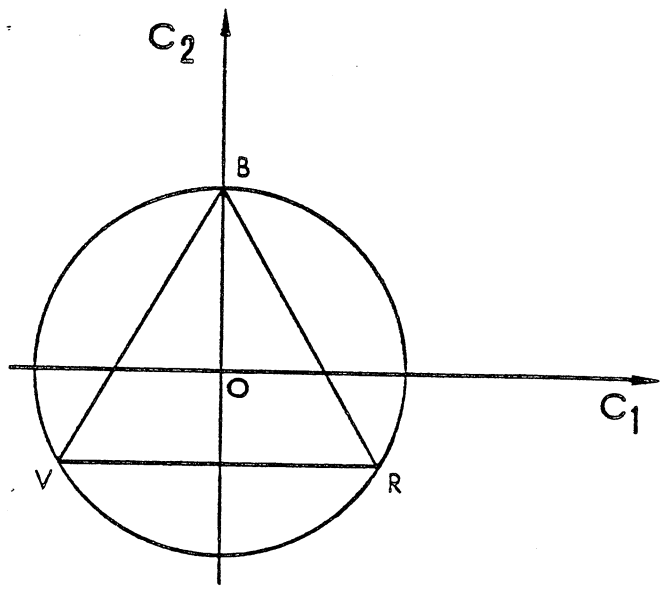


Fig. 61 : Plan chromatique (C_1,C_2). La représentation de la projection du triangle de MAXWELL (RVB) dans ce plan met en évidence le fait que C_2 est un axe d'opposition bleu-jaune et C_1 un axe d'opposition rouge-vert.

Dans le cadre des hypothèses effectuées, une métrique euclidienne est définie sur cet espace. Quoique fondé sur des hypothèses extrêmement simplificatrices, ce modèle s'inscrit dans la famille des modèles de type perceptuel, et permet le calcul de la luminance, de la teinte et de la saturation.

II/ LUMINANCE, TEINTE ET SATURATION

Ayant défini un espace (A, C_1, C_2) séparant la chromaticité et l'achromaticité d'une couleur, il convient de définir une paramétrisation de celle-ci. Des paramètres tels que la luminance, la teinte et la saturation semblent fournir la formalisation la plus adéquate de la qualité d'une couleur, en raison de leur facilité d'interprétation et de leur simplicité de calcul.

1) Luminance, teinte et saturation

La luminance L d'une couleur est portée par l'axe achromatique. Son expression est la suivante (chap.I, B).

$$\boxed{L = R + V + B}$$

La saturation S d'une couleur est égale par définition à la distance $(C_1^2 + C_2^2)^{1/2}$, soit :

$$\boxed{S^2 = (R - V) \cdot (B - V) + (R - B)^2}$$

La teinte T d'un point Q est définie par l'angle (WC_1, WQ), soit $T = \arccos \frac{C_1}{S}$:

$$T = \arccos \frac{\sqrt{3}}{2} \quad \frac{R - V}{\sqrt{(R-V)(B-V) + (R-B)^2}}$$

$$\text{si} \quad B < \frac{V+R}{2} \qquad T = 2\pi - T$$

Des expériences de calcul de ces paramètres sur différentes plages colorées du MONDRIAN vont permettre de mettre en évidence l'intérêt de ces paramètres en analyse d'image.

2) Luminance et brillance

A partir d'une définition de la luminance du type $L_1 = R + V + B$, il est intéressant de chercher à moduler celle-ci à l'aide de coefficients, effectuant ainsi une augmentation de contraste de luminance pour certaines couleurs, et un lissage de luminance pour d'autres.

La luminance L_1 a été calculée sur une zone du Mondrian comportant 4 couleurs d'intensités apparemment voisines :

Gris vert	Jaune vif
Bleu pâle	Bleu plus sombre

Image 1

Les valeurs de luminance ainsi calculées en chaque point d'image sont présentées sous forme d'un tableau de symboles (fig. 62.a). Les symboles utilisés (Ø, *, +, -, .) correspondent respectivement à 6 classes de luminances croissantes de 0 à 1 (l'écart maximum de luminance au sein de chaque classe est d'environ 0.16).

Ce tableau symbolique montre une excellente discrimination de luminance entre le bleu clair et le jaune vif, et une mauvaise discrimination entre le gris vert et le bleu plus sombre.

Nous avons cherché à moduler L_1 en nous fondant sur la modulation effectuée par l'oeil. Les coefficients de modulation ont été obtenus en relevant sur la courbe de visibilité relative de l'oeil (que nous rappelons fig.63) les ordonnées des trois points dont les abcisses sont les trois longueurs d'onde de transmittance maximale des filtres utilisés, sachant que nous travaillons en luminance élevée (450 nm, 540 nm, 600 nm).

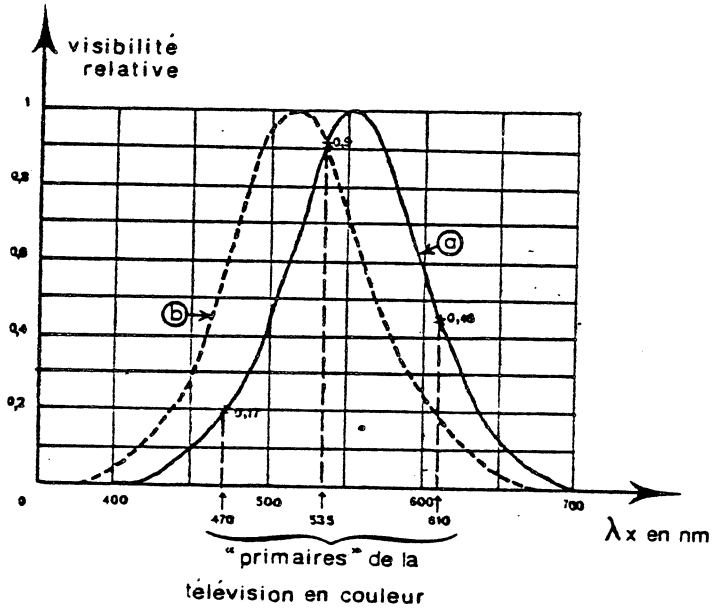


Fig. 63 : Courbes de visibilité relative en fonction de la longueur d'onde λ_x. a) à luminance élevée. b) à luminance faible.

Nous avons ainsi défini L_2 :

$$L_2 = 0.6\ R + 0.98\ V + 0.07\ B$$

Les valeurs de L_2, calculées en tout point de l'image sont présentées sous forme d'un tableau symbolique (fig.62.b). Il convient de remarquer que, alors que la discrimination entre gris vert et bleu sombre est accrue, les plages jaune et bleu clair présentent des valeurs de luminance L_2 très voisines.

Ceci s'explique parfaitement par les qualités de sensibilité de l'oeil : en effet, nous jugeons usuellement une couleur jaune plus lumineuse qu'une couleur bleue, parce que nous y sommes plus sensibles. C'est pourquoi le jaune présente ici des valeurs d'intensité lumineuses supérieures à celles du bleu sombre et identiques à celles du bleu clair, alors que dans l'expérience précédente c'était la couleur qui apparaissait la moins lumineuse.

Cette expérience met ainsi en évidence d'une part les particularités de sensibilité du système visuel, et d'autre part les possibilités de lissage et rehaussement de contraste de luminance offertes par le modèle.

FAUGERAS (1976) a défini la notion de "brillance" d'une couleur Q , et l'a exprimée comme le module OQ dans l'espace (A, C_1, C_2) (fig. 64).

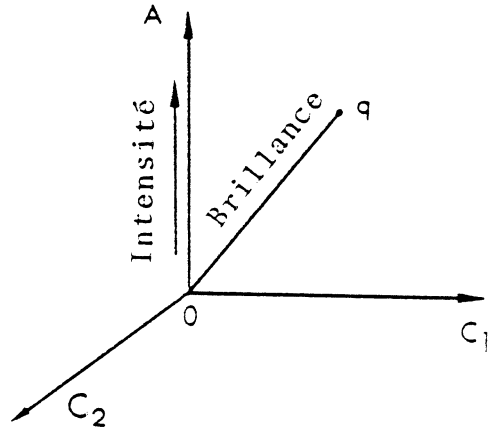
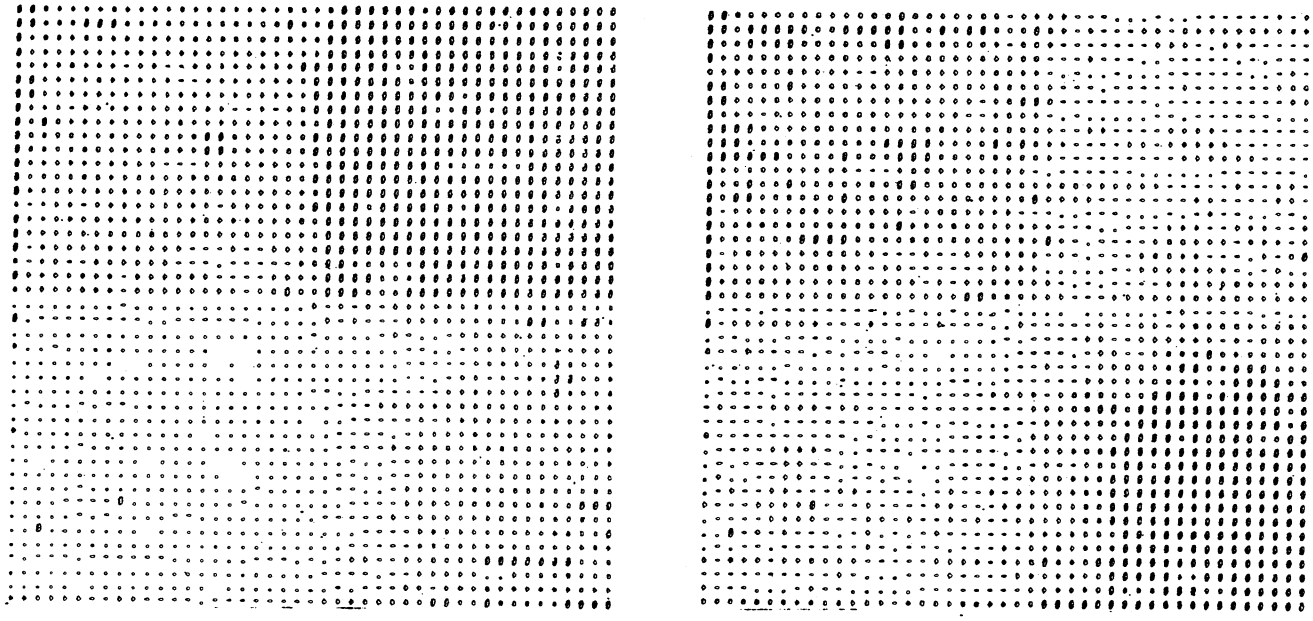
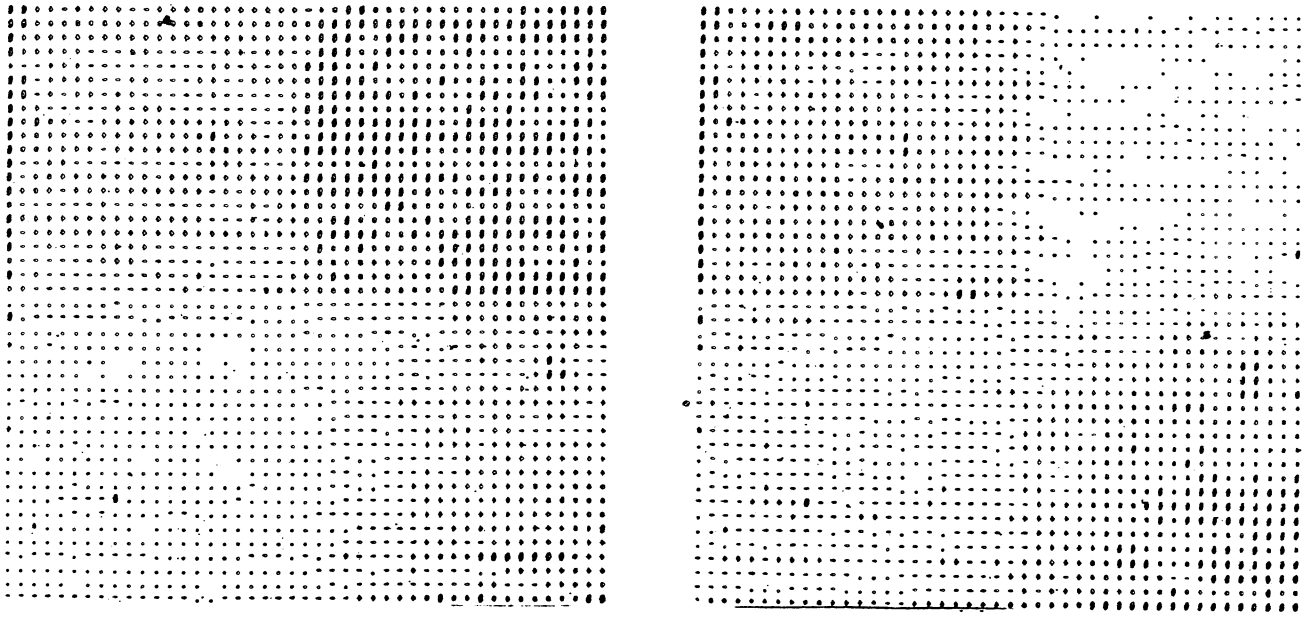


Fig. 64 : La brillance d'une couleur est définie comme la distance entre le point Q qui lui est associé dans l'espace



(a) (b)

Fig. 62 : Comparaison des intensités L1 (a) et L2 (b).



(a) (b)

Fig. 65 : Comparaison des brillances B1 (a) et B2 (b).

Ce paramètre possède l'intérêt d'exprimer les propriét de chromaticité ou d'achromaticité d'une couleur, étant foncti à la fois de la luminance et de la saturation de celle-ci. Son expression est la suivante :

$$\boxed{\begin{aligned} B_1^2 &= L^2 + S^2 \\ B_1^2 &= (R + V + B)^2 + \frac{3}{4}(R - V)^2 + (B - \frac{1}{2}(R + V))^2 \end{aligned}}$$

Nous avons cherché là aussi à comparer les brillances B_1 et B_2, B_2 étant modulée par l'adjonction de coefficients. Ces derniers n'ont été pris en compte que pour le calcul de la luminance. En effet, si les corrections effectuées, en jouant sur des valeurs d'intégrale, ont permis de calibrer l'intensit d'une couleur, en assurant R = V = B pour des couleurs achroma tiques, la chromaticité d'une couleur n'a pu être calibrée. No avons donc comparé :

$$\text{et} \quad \begin{cases} B_1^2 = L_1^2 + S^2 \\ B_2^2 = L_2^2 + S^2 \end{cases}$$

sur l'image 1 tirée du MONDRIAN. Les résultats obtenus sont présentés dans la figure 65 (a et b). La brillance B_1 ne perme pas de lever la confusion entre les plages gris-vert et bleu sombre, parce que leurs saturations sont identiques.

La confusion entre jaune et bleu clair, introduite par l'utilisation de la luminance L2 est par contre levée lorsque la saturation est prise en compte, au moyen du calcul de B_2, l brillance du jaune étant bien supérieure à la brillance du ble clair. En effet, le bleu clair est une couleur désaturée, alor que le jaune vif est une couleur saturée.

3) Saturation

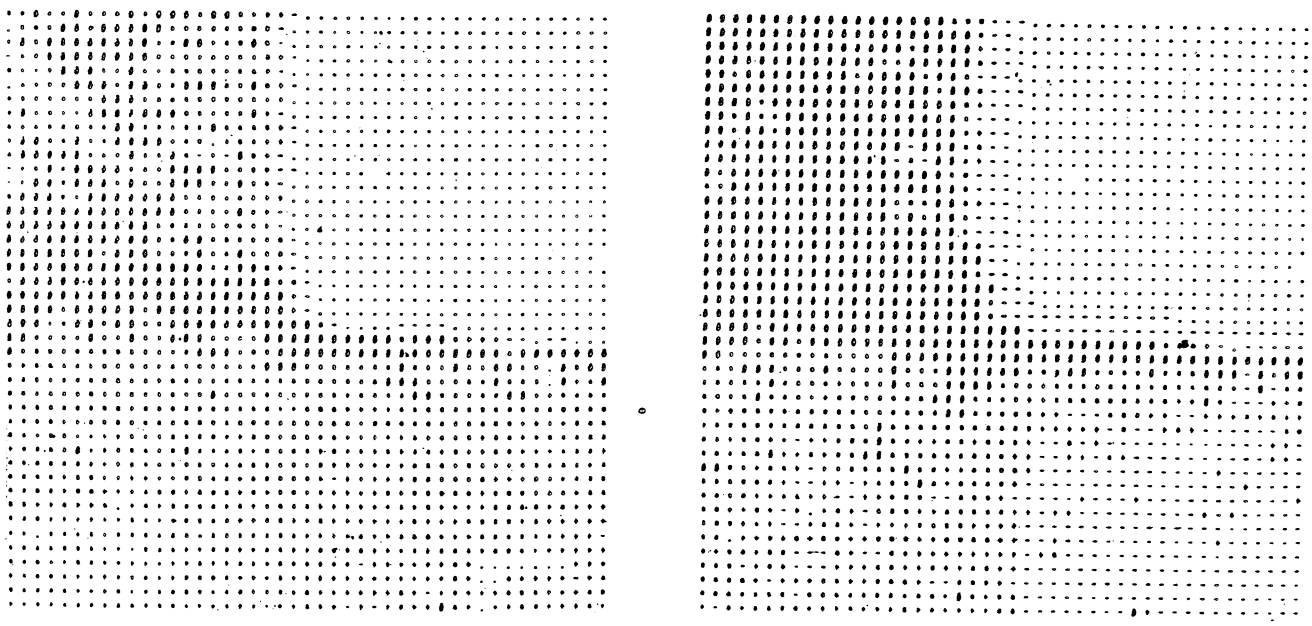
La saturation S2 a été calculée en chaque point de l'image 1 tirée du MONDRIAN. Les résultats obtenus sont présentés sous forme d'un tableau symbolique (fig.66.b).

Il convient de remarquer l'excellente discrimination (bien supérieure à celle obtenue à l'aide de B2) fournie par ce paramètre. Les quatre zones se trouvent en effet classées de la façon suivante, par ordre de saturation croissante :

gris vert - bleu clair - bleu sombre - jaune vif.

Ce paramètre constituera donc pour nous un très précieux outil d'analyse, grâce à sa haute qualité de discrimination.

Nous présentons (fig. 66.a) les résultats obtenus par l'emploi d'une saturation s_1, calculée à l'aide d'un modèle de type colorimétrique ($s_1 = 1 - 3\min(r, v, b)$). Une moins bonne définition de la saturation du gris est observée, ainsi qu'une confusion entre les zones bleues pâles et bleues sombres.



(a) (b)

Fig. 66 : Comparaison des saturations S1 (a) et S2 (b).

Cette illustration met en évidence le biais introduit dans le modèle colorimétrique par la luminance, et pourrait presque justifier, à elle seule, le choix de modèle que nous avons effectué.

4) Teinte

L'étude suivante est fondée sur l'observation d'histogrammes de teinte, présentés sous forme de rosace des angles chromatiques.
A chaque angle α calculé par rapport à l'axe C_1 (axe R sur les figures) est associé le nombre de points n présentant cette valeur d'angle chromatique : α et n constituent les coordonnée polaires du point (α,n) dans le plan de représentation. Après affichage d'un tel histogramme, un curseur graphique permet de relever les coordonnées des pics des histogrammes.

4.1. Calcul de la teinte sur 4 couleurs pures du MONDRIAN

Des acquisitions ont été effectuées sur 4 plages de couleurs différentes du MONDRIAN : une plage bleue, une plage rouge, une plage verte et une plage jaune. Les histogrammes obtenus sont présentés dans la figure 67. Les angles chromatiques moyens correspondant respectivement aux quatre couleurs étudiées sont de 218°, 02°, 70° et 58°.

On observe donc une excellente concordance entre les angles chromatiques et les couleurs observées, sauf dans le ca du vert : ceci est dû au procédé de reproduction de la diaposi tive utilisée (superposition en chaque point de primaires roug verte et bleue). En effet, au grossissement employé, les coule verte et jaune du MONDRIAN paraissent presque identiques, lors qu'elles sont examinées au moyen de l'oculaire du microscope.

A la suite des problèmes posés par l'emploi d'une tell diapositive, nous avons effectué une seconde expérience, en ut lisant cette fois-ci un filtre interférenciel continu, qui per met de générer des couleurs pures.

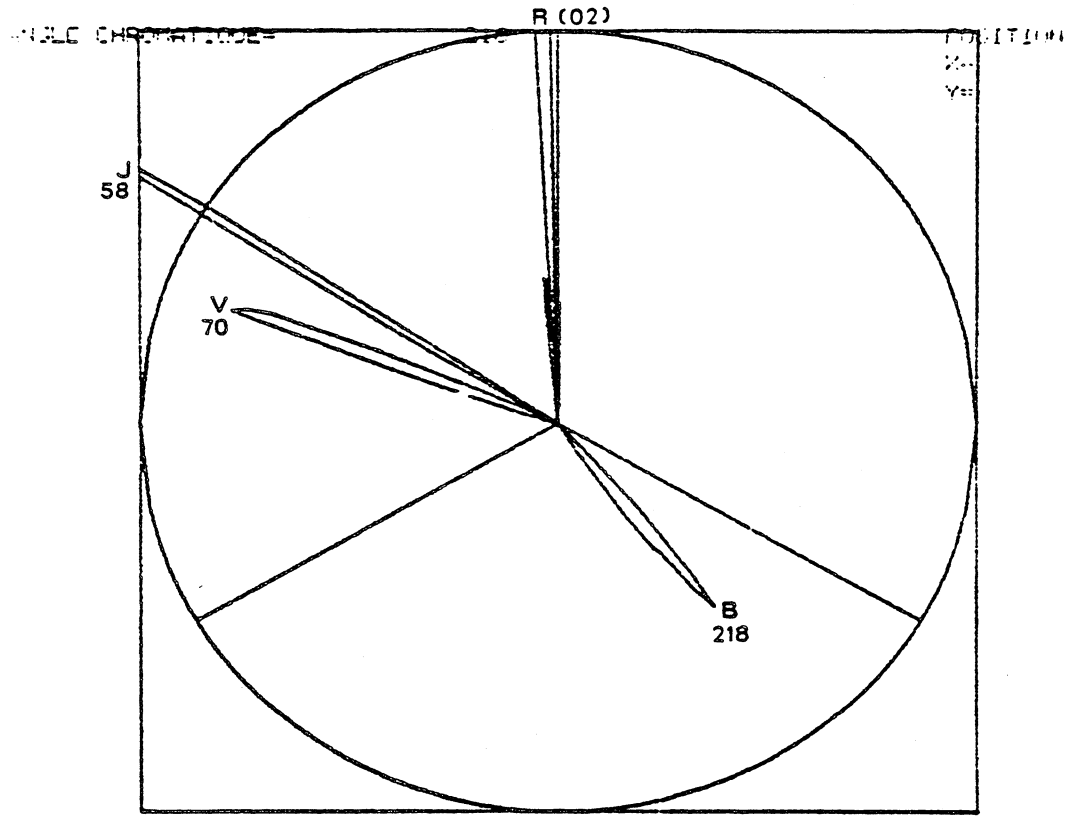


Fig. 67 : Validation du calcul de la teinte sur 4 couleurs "pures" du MONDRIAN.

4.2. Emploi d'un filtre interférenciel continu

Le MONDRIAN a été remplacé par un filtre interférenciel continu, et des champs ont été acquis, tous les 25 nm environ, de 410 à 625 nm (limite de sensibilité du capteur). La rosace des angles chromatiques résultant de l'ensemble de ces mesures est présentée dans la figure 68 . Un décalage dans la mesure est observé dès 525 nm, ce qui correspond au début de la chute de sensibilité du photomètre.

La courbe des valeurs d'angle chromatique mesurées en fonction de la longueur d'onde (fig. 69) permet l'expression directe du rapport entre longueur d'onde et valeur mesurée : elle constitue une indication des qualités de sensibilité du système d'acquisition utilisé.

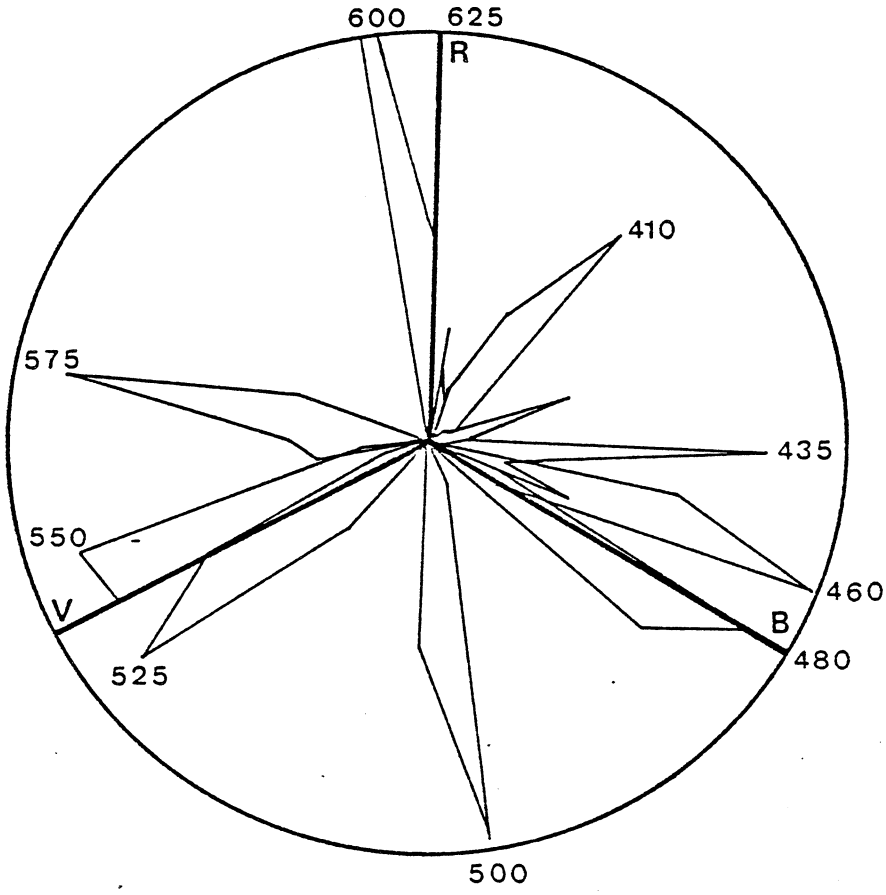


Fig. 68 : *Etalonnage de la méthode à l'aide d'un filtre interférentiel continu. Les différences de forme observées d'un histogramme à l'autre sont dues aux variations plus ou moins rapides de la longueur d'onde dans le champ d'observation.*

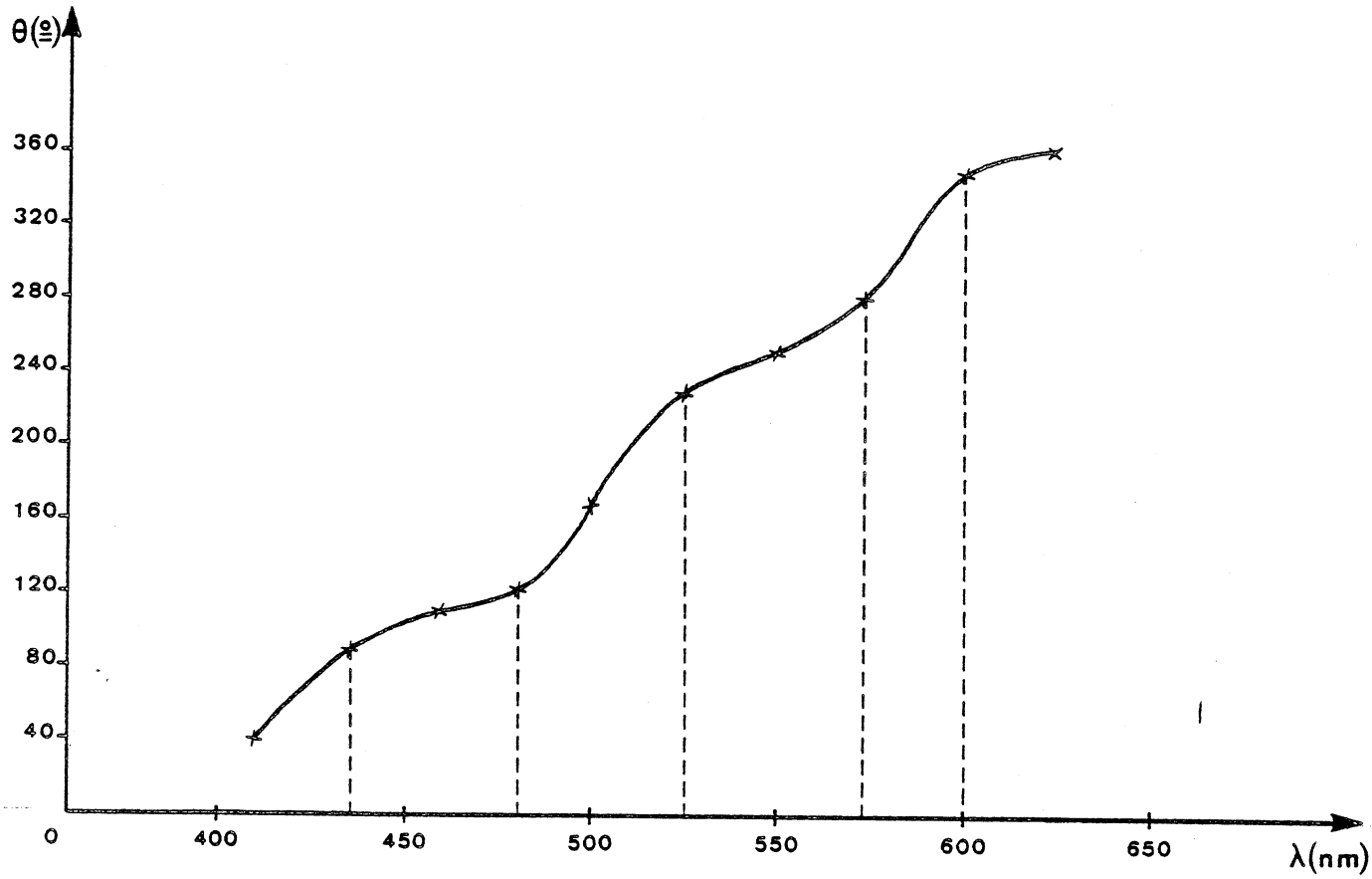


Fig. 69 : Valeur de l'angle chromatique mesuré par le système en fonction de la longueur d'onde d'observation.

Cette courbe montre que la relation entre la mesure effectuée et la longueur d'onde n'est pas linéaire : des points d'inflexion sont observés, qui sont corrélés à des changements dans le sens de variation de la dérivée de la fonction $\theta = f(\lambda)$

Le pouvoir de discrimination en teinte du capteur est donc fonction de la longueur d'onde : pour des longueurs d'onde proches de 440 nm, 520 nm et 600 nm la discrimination est maximale. La courbe $\Delta\theta = f(\lambda)$, qui exprime pour une longueur d'onde donnée λ la variation moyenne de la mesure effectuée par rapport aux longueurs d'onde $\lambda \pm 25$ nm (fig. 70) met en évidence ce phénomène.

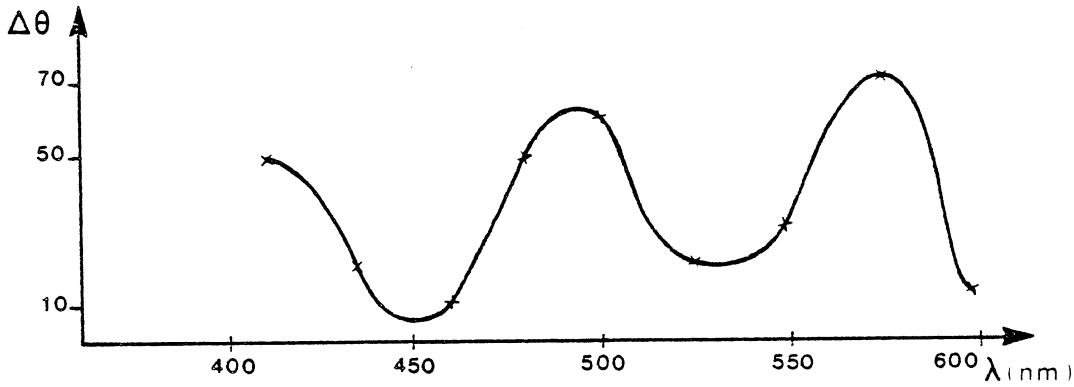


Fig. 70 : pouvoir de discrimination du capteur en fonction de la longueur d'onde : des minima de discrimination correspondant aux maxima de la courbe sont observés, ainsi que des maxima de discrimination correspondant aux minima de la courbe.

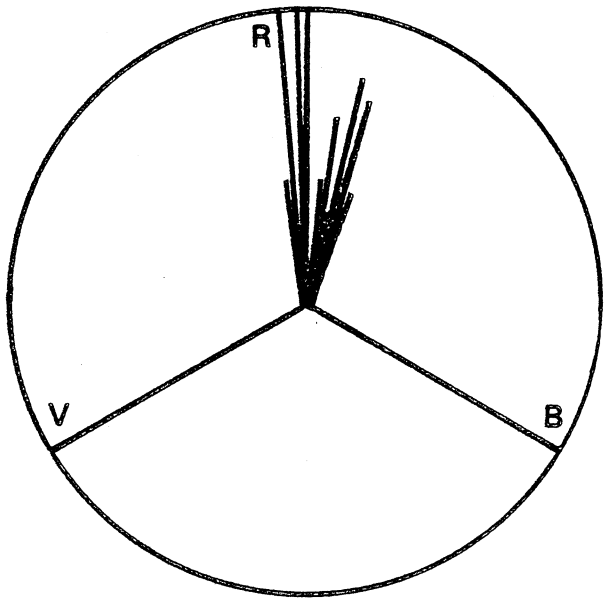
Il convient de rapprocher cette courbe de la courbe $\Delta\lambda = f(\lambda)$ présentée dans la figure 22 (chap. I , B), qui expri le pouvoir de discrimination de teinte de l'oeil en fonction de la longueur d'onde : cette courbe présentait les mêmes par ticularités de maxima et minima correspondant aux maxima et minima de sensibilité des pigments de la rétine.

4.3. Effet de loupe

Nous avons cherché à obtenir des effets de rehaussemen de contrastes en modifiant le poids accordé aux tristimuli (R, V, B) dans le calcul de la teinte.

La rosace des angles chromatiques calculés pour les tr couleurs rouges du MONDRIAN est présentée dans la figure 71 .a Les angles évalués sont de 1°, 346°, 350°. Ces trois rouges s différencient par les quantités de primaires vertes et bleues qui les composent : un angle de 1° correspond à un rouge-oran alors que des angles de 346 et 350° correspondent à des

(a)



(b)

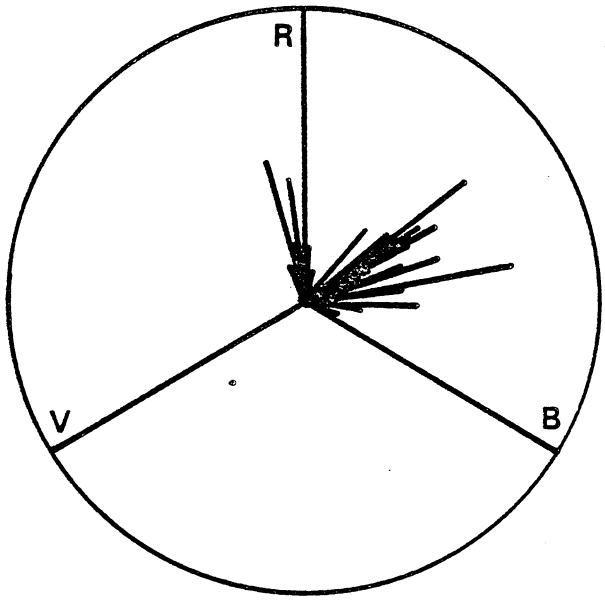


Fig. 71 : Etude d'un effet de loupe sur des zones rouges du MONDRIAN. (a) : valeurs initiales ; (b) : effet de loupe.

rouge-mauves. Ainsi, en augmentant le poids accordé aux valeu de tristimuli V et B correspondantes, un effet de loupe est obtenu.

Cet effet est présenté (fig.71 .b) ; les coefficients utilisés sont de 2 pour B et V, 1 pour R. Les angles chromati ques moyens de ces 3 zones valent dans ce cas : 13°, 277° et 300°.

Notons qu'un bruit relativement important parasite les histogrammes de la figure 71 (b) : l'effet de loupe a effectué un rehaussement de contraste au sein même de chaque champ d'o servation, en exploitant les hétérogénéités locales de teinte

Il ressort de ces quelques illustrations, et d'autres expériences que nous avons effectuées, que la teinte est un paramètre extrêmement sensible. C'est certainement le paramèt le plus influencé par les caractéristiques spectrales de l'ap pareil, et le plus sensible à des variations dues à des hétér généités locales des objets examinés. Ce paramètre est en out soumis à des perturbations au voisinage de l'axe achromatique En contrepartie, son utilisation peut permettre l'étude de fines textures colorées au sein d'une image.

Nous avons ainsi établi un modèle, qui en permettant l paramétrisation de la couleur d'un objet en termes de luminan teinte et saturation, fournit un outil puissant en analyse d'images.

Les quelques exemples présentés mettent en évidence le possibilités multiples d'utilisation de ces paramètres : une image peut être segmentée par simple examen de ses valeurs de luminance, teinte et saturation en chaque point, ou plus simp ment par les différences de brillance qu'elle présente ; elle peut être paramétrisée par la simple valeur moyenne de ces de niers, ou par toute fonction plus complexe de ceux-ci. Enfin,

des effets de rehaussement de contraste et de lissage peuvent être obtenus en faisant varier le poids accordé à chaque tristimulus dans les expressions des paramètres.

Un certain nombre de développements théoriques, concernant une modélisation de la perception (chap.1) n'ont pas été repris dans le cadre de notre étude. La modélisation des effets de sommation spatiale et d'inhibition latérale, notamment, n'a pu être effectuée en raison de la calibration du modèle qu'elle nécessite. Ceux-ci pourront néanmoins être envisagés ultérieurement.

CONCLUSION

L'étude que nous avons effectuée, et les résultats obtenus, illustrent deux voies de recherche interdépendantes qui concernent le système d'acquisition et la modélisation de la perception visuelle sur laquelle se fonde le traitement des images :

- Système d'acquisition

Nos travaux ont montré que les caractéristiques spectrales du capteur utilisé introduisent un biais dans le calcul de la luminance, de la teinte et de la saturation. A cet égard, il convient de rappeler que les caractéristiques du système visuel humain introduisent également un biais dans l'appréciation des paramètres relatifs aux images perçues (chap. I). Actuellement, aucun système d'analyse n'a été développé qui fournisse une analyse des images colorées aussi performante que l'oeil et fondée sur les mêmes principes. Pourtant, notre système visuel, malgré ses biais spécifiques, satisfait nos fonctions de relations avec notre environnement : c'est pourquoi nous pensons qu'il est intéressant, dans un premier temps d'essayer de reproduire l'analyse effectuée par le système oeil-cerveau, cette reproduction nous garantissant un certain niveau d'analyse. A cette fin, nous avons proposé à court terme des améliorations du capteur existant et à long terme l'étu d'un nouveau capteur tenant compte des progrès technologiques apportés aux caméras de télévision couleur ;

- Modélisation de la perception visuelle

En raison des différences entre la décomposition spectrale effectuée par le système que nous utilisons et la décompositi spectrale réalisée par l'oeil, le modèle proposé n'intègre que les principaux aspects connus de la vision, et paraît de ce fait peu puissant par rapport à la richesse et à la complexité

d'analyse offerte par notre système visuel. Des améliorations apportées au capteur permettront de calibrer ce modèle, et d'envisager la modélisation des effets de sommation spatiale et d'inhibition latérale. Néanmoins, une connaissance plus approfondie de la physiologie de la vision permettrait de compléter le modèle pour tendre vers la conception d'un traitement des images de plus en plus proche de celui réalisé par le système visuel humain.

Cependant, nous ne pouvons pas assurer que l'oeil soit le meilleur analyseur dans tous les domaines, et notamment en microscopie. C'est pourquoi des décompositions spectrales nouvelles peuvent être envisagées, qui n'existent dans aucun système visuel animal, en espérant augmenter ainsi le pouvoir d'analyse d'un instrument destiné à une application particulière.

Il est d'ailleurs démontré, dans le cadre des applications cytologiques, que l'emploi de méthodes de dosage, microspectrophotométrie par exemple, apporte des informations inaccessibles à l'observateur humain.

Il est probable que, dans le domaine de la cytologie notamment, une analyse performante résulte d'un compromis entre l'emploi d'un analyseur respectant les principes de la perception visuelle humaine et la mise en oeuvre de méthodes spécifiques de chaque application.

CHAPITRE III

APPORT DE LA COULEUR A LA RECONNAISSANCE AUTOMATIQUE DES CELLULES DE LA MOELLE OSSEUSE

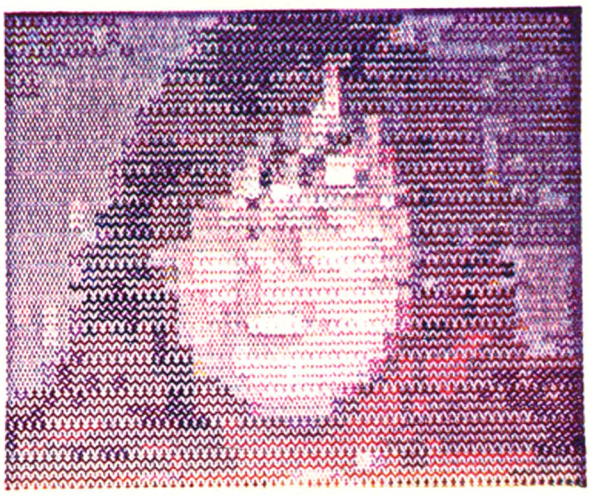
Fig. 55 : Reproduction d'une diapositive couleurs (a) acquise au moyen du système SAMBA, à l'aide d'un TEKTRONIX 4027. Les transformées suivantes des tristimuli R, V, B relatifs à chaque point d'image ont été utilisées:

- *transmission (b);*
- *logarithme de la transmission (c);*
- *racine cubique de la transmission (d).*

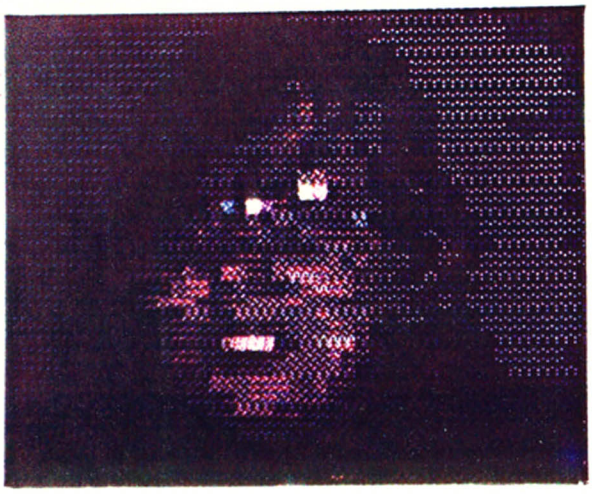
Ces deux dernières transformées effectuent un rehaussement de la luminance.

Fig. 73 : Développement des cellules sanguines. Cette planche englobe toutes les cellules sanguines. La double ligne horizontale sépare les cellules que l'on trouve dans la moelle osseuse et dans le tissu lymphoïde, des cellules adultes que l'on trouve normalement dans le sang périphérique. (Planche tirée de l'Atlas de cytologie et d'hématologie clinique de HEILMEYER et BEGEMANN, Springer, BERLIN, 1955).

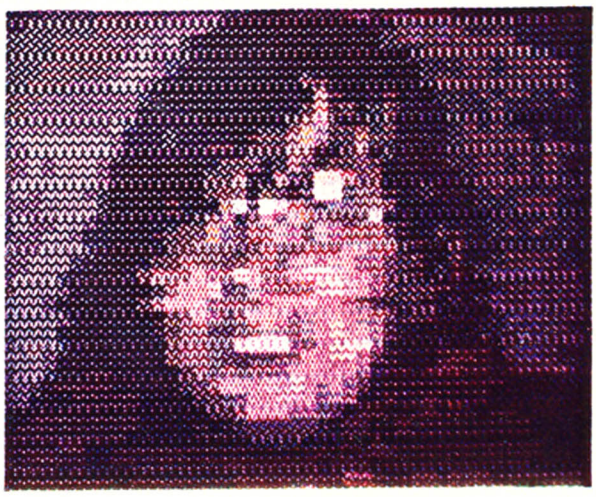
a



d



b



c

Figure 55

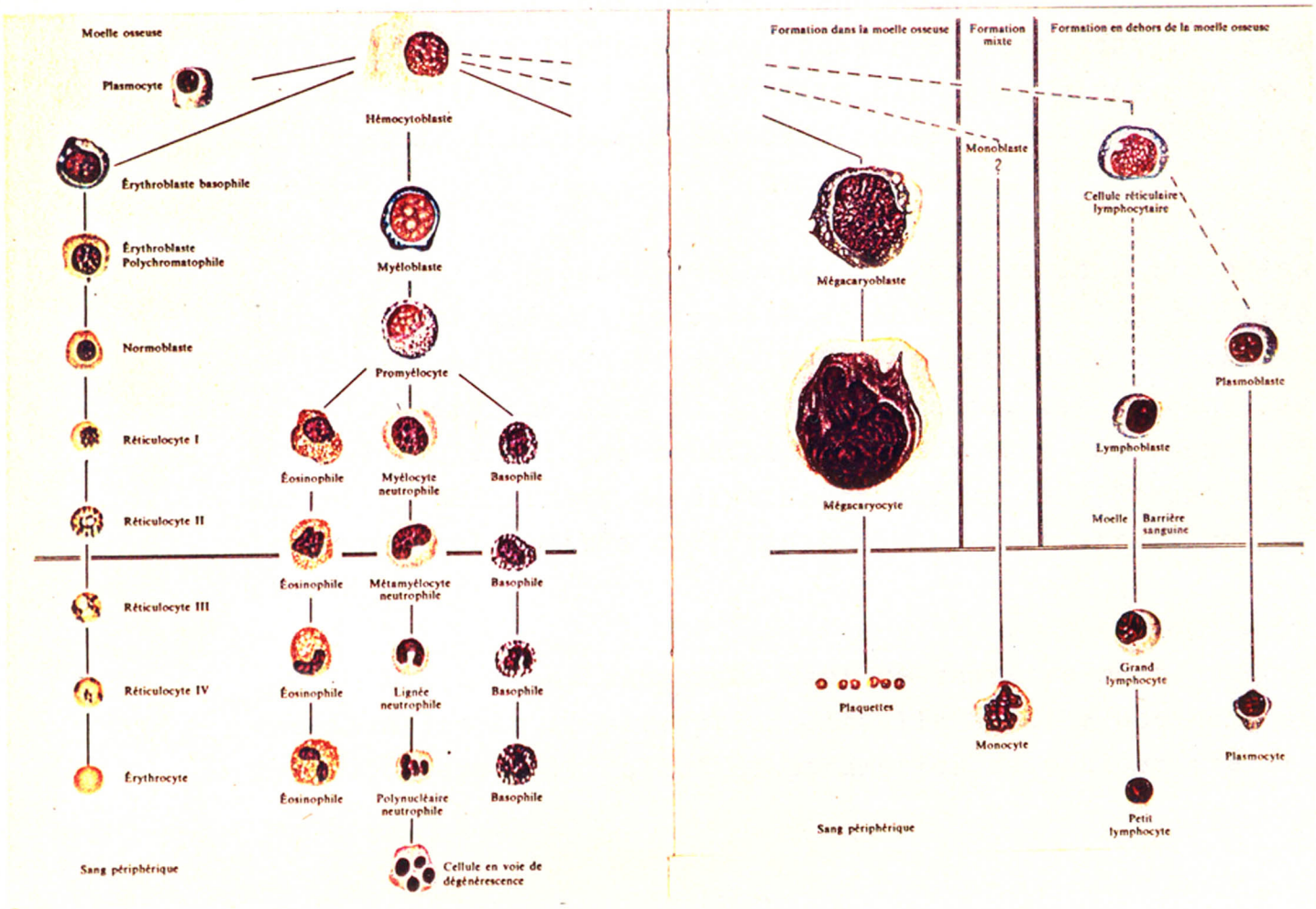


Figure 73

INTRODUCTION

La moelle osseuse, organe producteur des cellules responsables des mécanismes immunitaires a fait l'objet de très nombreux travaux entrepris dans un contexte biomédical afin de mieux comprendre son fonctionnement normal et les désordres pathologiques qui peuvent l'affecter, notamment les leucémies.

A cet effet, des examens microscopiques de prélèvements de moelle osseuse sont effectués quotidiennement dans les laboratoires d'analyse médicale et consistent principalement à établir une liste de fréquences d'apparition, dans l'échantillon considéré, de chacun des 33 types cellulaires différents qui constituent ce tissu. Cette liste est appelée myélogramme.

Les tentatives d'automatisation de l'examen de la moelle osseuse obéissent à 2 types d'approches :

- l'une consiste en l'analyse et le dosage des constituants cellulaires par microspectrophotométrie ;

- l'autre, qui consiste en un calcul de paramètres cellulaires utiles à l'observateur humain et décrivant la forme, la texture et l'opacité des constituants cellulaires, relève des méthodes de l'analyse d'images fondées sur les critères perceptuels.

Dans la première méthode, les colorations employées sont stoechiométriques (l'intensité de coloration d'un constituant cellulaire est proportionnelle à la quantité de substance colorable), alors que dans la seconde méthode, les colorations ne sont généralement pas stoechiométriques mais seulement sélective car elles permettent de distinguer sur un seul échantillon tous les types cellulaires différents sur le plan structurel et fonctionnel.

Les travaux rapportés dans ce chapitre montrent que la modélisation de la perception visuelle humaine que nous avons proposée permet le calcul de paramètres de couleur (teinte,

luminance et saturation) qui traduisent l'observation visuelle humaine effectuée sur des préparations de moelle osseuse ayant subi une coloration sélective. Les préparations que nous avons utilisées ont été colorées par la méthode de PAPPENHEIM et proviennent de l'Institut de Cancérologie et d'Immuno-Génétique de Villejuif.

A - PROBLÉMATIQUE ET ÉTAT DE L'ART

L'étude des lames histologiques de sang et de moelle osseuse constitue depuis longtemps un examen fondamental : l'observation des cellules humaines permet non seulement de décider de la présence d'une pathologie, mais aussi de son type : anémie, leucémie, etc... Jusqu'à une époque récente (1960), tant la préparation que l'examen des lames étaient entièrement manuels : si l'avènement de la photométrie a permis d'adjoindre aux critères qualitatifs de jugement des critères plus quantitatifs, la nécessité de l'observation humaine n'avait pas été remise en cause.

Pourtant, l'établissement du myélogramme (pourcentage de tous les types cellulaires calculé sur quelques centaines de cellules) est une opération extrêmement fastidieuse et sujette à des erreurs liées à la qualité du cytotechnicien, à la fatigue, ou à une supposition a priori du diagnostic.

La nécessité de l'automatisation de cet examen s'est donc rapidement fait sentir, et a conduit à la commercialisation d'un certain nombre d'appareils d'analyse automatique des leucocytes du sang. La classification fournie par ces appareils, fondée sur les critères qualitatifs et quantitatifs que nous avons évoqués précédemment est encore sujette à des erreurs : celles-ci sont liées tant au mode de préparation et de coloration des lames qu'aux limites de la puissance analytique de l'instrument. En effet, une analyse automatique n'est réalisable que si d'une part la distribution des cellules sur la lame est suffisamment uniforme (pas de recouvrements entre cellules par exemple) et si d'autre part la coloration est suffisamment répétitive, assurant ainsi un aspect constant des cellules.

Alors que des appareils permettant l'automatisation de la préparation et de la coloration ont été beaucoup étudiés, développés et commercialisés, peu d'efforts ont été faits, concernant le mode de préparation des échantillons et le type de colorant à employer. En effet, les colorants qui convienne parfaitement à l'examen visuel se sont révélés rapidement ina daptés à des méthodes automatiques fondées sur des mesures quantitatives.

Un antagonisme apparaît ainsi entre critères qualitati (observation visuelle) et critères quantitatifs (dosage de substances intra-cellulaires) qui, s'ils sont actuellement associés dans l'analyse automatique, ne sont pas forcément ob tenus de façon optimale à partir des mêmes colorations.

C'est cet antagonisme, et les erreurs de classificatio qui en résultent, que nous allons tenter de mettre en évidenc

I/ CELLULES DE LA MOELLE OSSEUSE ET DU SANG : CAS NORMAUX ET PATHOLOGIQUES (LEUCÉMIES)

L'étude morphologique du sang est indiscutablement lié à celle des organes hématopoïétiques. En effet, le sang circulant ne contient que les derniers stades de maturation des différentes lignées cellulaires, issues d'une même cellule souche : la différenciation et la maturation ont lieu dans le organes hématopoïétiques tels que la moelle osseuse, la rate et le thymus.

L'hématopoïèse est actuellement l'un des plus grands terrains de controverse rencontré en histologie, aussi bien dans le domaine de la recherche fondamentale que dans celui des applications médicales (anatomo - pathologie). Ces controverses tirent pour la plupart leur origine du fait que les divers types cellulaires, correspondant aux étapes successive

de la différenciation de la (ou des) cellule(s) souche(s) dans les lignées hématopoïétiques sont difficiles à caractériser et à reconnaître de façon fiable tant dans les conditions normales que pathologiques et notamment lors de leur transformation maligne.

La classification que nous allons présenter dans ce paragraphe est la classification proposée par DANTCHEV (1970), dans le cas de la coloration classique de PAPPENHEIM.

1) Cellules normales de la moelle osseuse et du sang

Avant de présenter les cellules normales de la moelle osseuse et du sang, il convient de rappeler leurs caractéristiques, tant morphologiques que structurelles, communes.

1.1) Description générale d'une cellule (tiré de GOMPEL, 1978).

Une cellule est composée d'un noyau et d'un cytoplasme (fig. 72) :

- le noyau est limité par une enveloppe complexe. La substance nucléaire est riche en acide désoxyribonucléïque (ADN) qui se combine avec diverses protéïnes pour former la chromatine. Celle-ci baigne dans une suspension colloïdale, qui apparaît au microscope comme un fond uniforme.
Le noyau peut aussi contenir un ou plusieurs nucléoles : les nucléoles apparaissent comme des formations intranucléaires, rondes et basophiles (couleur bleue), riches en acide ribonucléïque (ARN).

L'aspect des nucléoles et de la chromatine est un paramètre de grande importance dans l'examen cytologique : selon le nombre et la taille des nucléoles et la texture de la chromatine (mottée, réticulée, etc) la cellule sera affectée à tel ou tel type ;

- le cytoplasme est enveloppé d'une membrane, dite membrane cellulaire. Il représente un milieu fluide homogène dan lequel baignent les différents constituants, ou organites. Des vacuoles peuvent être observées, qui se présentent sous l forme de petites cavités remplies d'eau et de substances diss tes. Parmi les organites présents dans le cytoplasme, il con vient de citer le réticulum, ou réseau de membranes tapissées de granulations denses (ribosomes). Ces granulations sont des macromolécules de ribonucléoprotéïdes (ARN et protéïnes), et sont responsables de la basophilie d'un cytoplasme.

Si la basophilie d'un cytoplasme caractérise son affin pour des colorants basiques, des substances telles que la kératine qui présentent une affinité pour les colorants acide caractérisent des cytoplasmes dits acidophiles. Des cellules intermédiaires, au sens de leur maturation, entre des cellule de types basophile et acidophile, sont dites polychromatophil

Ces granulations ne sont qu'un exemple des multiples structures granulaires qui peuvent être présentes dans un cyt plasme : elles sont essentielles pour déterminer l'appartenan de la cellule examinée à telle ou telle lignée hématopoïétiqu et au sein d'une lignée à tel ou tel type cellulaire.

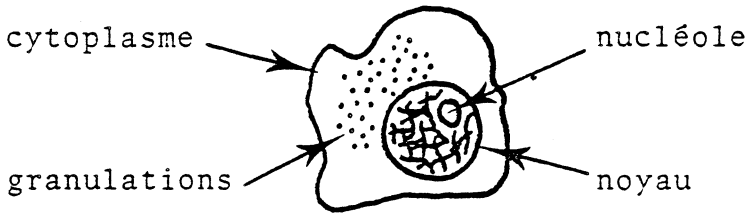


Fig. 72 : Exemple de cellule : le noyau présente un nucléole sa chromatine est mottée ; le cytoplasme présente des granulations (la taille d'une telle cellule est de l'ordre de 10µ

1.2) Types cellulaires et lignées hématopoïétiques

Chez l'homme adulte normal, c'est la moelle osseuse qui produit la presque totalité des cellules du sang circulant.

Les cellules souches sont appelées hémocytoblastes : leur différenciation les conduit à devenir une cellule dite blastique qui constitue la cellule mère de la lignée hématopoïétique correspondante. Parmi ces cellules blastiques, il convient de distinguer : le proérythroblaste, le myéloblaste, le lymphoblaste, le monoblaste, le plasmoblaste et le mégacaryoblaste. Leur différenciation (érythropoïèse, granulocytopoïèse, lymphocytopoïèse, monocytopoïèse, plasmocytopoïèse et thrombocytopoïèse) est suivie du passage, dans le sang, de cellules de types différents (fig. 73). Les caractéristiques de ces différentes lignées et des étapes de maturation correspondantes sont rappelées rapidement ci-dessous.

1.2.1. Erythropoïèse (ou Normopoïèse)

La cellule sanguine produite par l'érythropoïèse est l'hématie (érythrocyte ou globule rouge).L'hématie se présente sous la forme d'un disque biconcave rose vif ou rouge rose, présentant une dépression centrale plus claire. Une telle cellule ne comporte pas de noyau : en effet, ce dernier est expulsé de la cellule, lors de la dernière étape de maturation dans la moelle (maturation du normoblaste acidophile). L'évolution conduisant à une telle expulsion est caractérisée par :

- la fusion progressive de la chromatine en une seule masse foncée homogène : la chromatine fine du pronormoblaste se motte en amas de tailles uniformes disposés en roue (normoblaste basophile) qui se foncent peu à peu en s'épaississant (normoblaste polychromatophile) jusqu'à former une masse homogène (normoblaste acidophile) ;

- la disparition de la basophilie du cytoplasme, corrél avec l'apparition de l'hémoglobine (constituant principal de l'hématie) : le cytoplasme très fortement basophile du pronor moblaste s'homogénéïse peu à peu (normoblaste basophile) en prenant une teinte cendrée, intermédiaire entre le bleu viola et le lilas rouge (normoblaste polychromatophile), puis une teinte rouge-orangé (normoblaste acidophile) dans le cas de la coloration classique de PAPPENHEIM.

1.2.2. Granulocytopoïèse

Les cellules sanguines produites par la granulocytopoï sont le polynucléaire neutrophile, le polynucléaire éosinophi et le polynucléaire basophile. En effet, trois formes différe tes de maturation du myéloblaste (cellule-mère de la granuloc topoïèse) sont possibles, le conduisant à devenir soit un pro myélocyte neutrophile, soit un promyélocyte éosinophile, soit un promyélocyte basophile. La maturation de chacune de ces ce lules conduit à des cellules de types distincts, constituant donc trois lignées hématopoïétiques différentes (neutrophile, éosinophile et basophile). Des caractéristiques d'évolution communes peuvent cependant être mises en évidence :

- le noyau, qui présente tout d'abord un réseau chroma tinien assez fin et 2 ou 3 nucléoles (promyélocyte) se fonce peu à peu, et les nucléoles disparaissent (myélocyte) ; puis la chromatine se condense en mottes violacées peu nombre alors que le noyau devient réniforme (métamyélocyte) ; enfin, le noyau se segmente en plusieurs lobes reliés par des filame qui deviennent à peine visibles dans la forme mure et libérée dans le sang (polynucléaire) ;

- le cytoplasme apparaît tout d'abord d'un bleu franc, et ne comporte pas de granulations (myéloblaste) ; puis des g nulations azurophiles prennent naissance dans le cytoplasme

(promyélocyte), suivies par des granulations éosinophiles bleu-violacé puis mauves (promyélocyte éosinophile), ou par des granulations basophiles bleu-violacé puis bleu foncé (promyélocyte basophile) ; le noyau est peu à peu recouvert de nombreuses granulations éosinophiles (myélocyte éosinophile) qui au cours de leur maturation deviennent de plus en plus acidophiles, virant du jaune ocre parfois terreux à l'orange, ou de granulations basophiles (myélocyte basophile) envahissant la quasi-totalité du noyau, de couleur bleu violacé : seuls les myélocytes neutrophiles conservent des granulations azurophiles petites et fines de teinte rouge violacé à marron clair ; les granulations éosinophiles et basophiles envahissent peu à peu toute la cellule, et leurs caractéristiques s'accentuent : teinte rouge orangé pour les éosinophiles et teinte bleu foncé pour les basophiles (métamyélocytes et polynucléaires éosinophile et basophile). Le métamyélocyte neutrophile se charge de nombreuses granulations neutrophiles très fines (métamyélocyte neutrophile) de teinte marron rosé ou beige, parfois à peine visibles (polynucléaire neutrophile).

Il convient de remarquer que les caractéristiques essentielles permettant de différencier ces trois lignées sont l'aspect et la couleur des <u>granulations</u>.

1.2.3. Lymphocytopoïèse

La cellule sanguine produite par la lymphocytopoïèse est le lymphocyte. Les étapes de maturation conduisant à sa formation peuvent être caractérisées de la façon suivante :

- la chromatine se condense peu à peu (lymphoblaste, prolymphocyte), puis le noyau s'excentre légèrement (lymphocyte jeune) ;

- le cytoplasme, tout d'abord franchement basophile (lymphoblaste), s'éclaircit (prolymphocyte) et devient soit très abondant (grand lymphocyte), soit réduit à une mince couronne (petit lymphocyte) ; en fin de maturation, le cytoplasme devient d'un bleu très pâle.

1.2.4. Monocytopoïèse

La cellule sanguine produite par la monocytopoïèse est le monocyte. Sa différenciation comporte les étapes suivantes :

- la chromatine apparaît tout d'abord lâche et filamen teuse, et le noyau présente deux à quatre nucléoles (monoblaste) puis le noyau acquiert des encoches (promonocyte) et s'échancre (monocyte jeune) alors que la chromatine, plus grossière, se condense. Dans le monocyte mur, le noyau présente quelques échancrur profondes, délimitant trois ou quatre lobes incomplètement segmen tés ;

- le cytoplasme, tout d'abord d'un bleu franc (monobla te) s'éclaircit (promonocyte) jusqu'à prendre une teinte bleu-gri ou cendrée (monocyte) ; des granulations azurophiles poussiéreuse sont présentes dans le cytoplasme.

1.2.5. Plasmocytopoïèse

La cellule produite par la plasmocytopoïèse est le pla mocyte. Chez l'homme, à l'état normal, il est très rare d'en trou ver dans le sang. Les étapes de sa maturation sont les suivantes

- le noyau arrondi du plasmoblaste présente deux à quatre nucléoles bleutés ; sa chromatine se condense en mottes rouge violacé (proplasmocyte) puis en blocs disposés en roue, se détachant nettement sur un fond clair rougeâtre (plasmocyte) ; le noyau s'excentre au cours de la maturation ;

- le cytoplasme du plasmoblaste est d'un bleu marine légèrement violacé et présente une structure microvacuolaire très particulière ; sa teinte s'intensifie en périphérie alors qu'elle s'éclaircit dans la zone périnucléaire jusqu'à devenir rose violacé (proplasmocyte) ; ces caractères s'accentuent dans le plasmocyte, dont le cytoplasme est d'un bleu violet profond, qui devient rose clair dans la zone périnucléaire.

1.2.6. Thrombocytopoïèse

La cellule sanguine produite par la thrombocytopoïèse est le thrombocyte, ou plaquette sanguine. La maturation est caractérisée par des divisions successives du noyau, non suivies de divisions cytoplasmiques, conduisant à des cellules de très grande taille. Du mégacaryoblaste au mégacaryocyte, le noyau se fonce de plus en plus, jusqu'à devenir pycnotique ; dans le cytoplasme, les grains azurophiles se groupent en petits amas, constitués d'une dizaine de granulations, et séparés par des travées de cytoplasme plus claires : bientôt, la cellule se fragmente et libère par groupe les plaquettes ainsi constituées.

Si les cellules produites par l'érythropoïèse sont dites hématies, ou globules rouges, les cellules produites par les cinq autres processus de maturation sont dites leucocytes ou globules blancs ; cette classification en deux groupes est justifiée par les caractéristiques globales présentées par ces différentes cellules : absence de noyau et présence d'hémoglobine chez l'hématie, présence de noyau et absence d'hémoglobine chez le leucocyte. En ce qui

concerne les déviations pathologiques de l'hématopoïèse, nous nous intéresserons aux leucémies et lymphomes, qui sont les principales affections pathologiques des lignées leucocytaires.

2) Déviations pathologiques de la leucocytopoïèse

La cancérisation des tissus leucocytopoïétiques se caractérise par la prolifération anormale des cellules, au stade précoce de leur différenciation dans les lignées, et conduit à une augmentation remarquable de leur nombre. Selon la lignée atteinte de prolifération cancéreuse, plusieurs catégories de leucémies et de lymphomes, correspondant à des indications thérapeutiques spécifiques, peuvent être distinguées. Dans certains cas de leucémies la prolifération est telle qu'il y a disparition des types cellulaires correspondant aux stades de maturation intermédiaires, au sein de la lignée atteinte : il y a alors hiatus leucémique. Cette perte des mécanismes normaux contrôlant la multiplication harmonieu des cellules peut parfois s'accompagner de déformations, tant morphologiques que structurales, des cellules, conduisant à la formati de cellules atypiques.

2.1) Cellules atypiques

L'atypie peut atteindre tant le noyau que le cytoplasme et se manifeste par des modifications de taille et de forme, avec altération éventuelle du rapport nucléo-cytoplasmique (rapport de la surface du noyau à la surface du cytoplasme). Ces modification: morphologiques conduisent parfois à des phénomènes de gigantisme cellulaire (myélome plasmoblastique par exemple).

Des modifications structurelles peuvent aussi apparaît: qui conduisent parfois à une fragilité anormale des cellules (leu cémie lymphoïde chronique), elles se manifestent par :

- une distribution anormale de la chromatine : une tel modification de la structure chromatinienne apparaît dans le cas notamment du sarcome lymphoïde ;

- un changement du nombre , de la taille et de la forme des nucléoles (sarcome lymphoïde et leucémie à monoblastes) ;

- une multinucléation : une segmentation anormale du noyau peut apparaître dans les cas de leucémies à monoblastes par exemple ;

- dans le cas des leucémies myéloïdes aigues, des bâtonnets d'AUER (inclusions cytoplasmiques linéaires ou losangiques, d'aspect cristallin et de teinte rouge violacé) peuvent apparaître dans le cytoplasme ;

- dans le cas de leucémies à monoblastes, il peut survenir des modifications dans la densité et l'aspect des granulations du cytoplasme.

L'existence de ces atypies met en évidence la difficulté du diagnostic leucémique : dans certains cas, la déformation est telle qu'il est impossible de déterminer la lignée atteinte de prolifération cancéreuse (leucémie aigue à blastes indifférenciés).

2.2) Prolifération et hiatus leucémique

La leucémie se manifeste à la fois dans la moelle osseus et le sang : il y a prolifération de type leucémique dans la moelle avec apparition de formes cellulaires jeunes, corrélée à une invasion du sang par ces mêmes formes jeunes, présentant les mêmes éventuelles caractéristiques d'atypie.
Dans le cas d'une leucémie aigue à blastes indifférenciés, par exemple, la prolifération des cellules de type blastique (cellules mères des différentes lignées leucocytaires) s'accompagne de la disparition de toute forme de transition entre la cellule mère et la cellule mature : il y a hiatus leucémique total.

Il ressort de ces quelques exemples que si l'existenc d'une pathologie est relativement facile à établir, par contre le diagnostic précis du type de leucémie est extrêmement délicat à établir, en particulier dans le cas des leucémies à prolifération atypique, ou des leucémies à forme mixte (leucémies atteignant simultanément deux lignées, monocytaire et lymphocytaire par exempl

II/ PRÉPARATION, COLORATION ET EXAMEN MANUEL

La préparation et la coloration des lames (lames de sang et lames de moelle) sont essentielles tant en vue d'un examen manuel qu'en vue d'un examen automatique.

1) Préparation

Les préparations de sang et de moelle communément examinées sont obtenues par prélèvement, étalement sur la lame et fixation. Ces différentes étapes doivent être effectuées avec beaucou de soin afin d'obtenir sur la lame une répartition correcte des cellules (pas de recouvrements, par exemple), et afin que celles-ci ne soient pas dégradées. Lors de l'exécution d'un frottis, par exem ple, les cellules sont soumises à certaines pressions qui les déforment d'autant plus que l'étalement est mince. Lorsque les cellul sont fragiles, soit par sénescence, soit par suite d'altérations pathologiques, il se produit un éclatement partiel ou total de celles-ci, ce qui induit soit la présence d'artefacts sur la lame (fragments de cytoplasme par exemple) soit des déformations cellulaires .

Il convient de remarquer que les frottis de moelle sont d'une réalisation plus délicate que les frottis sanguins, en raison de leur différence de structure.

2) Coloration

La coloration histologique est utilisée afin de mettre en évidence les différentes structures cellulaires. Celles-ci présentent des affinités sélectives pour divers colorants en fonction de leur nature biochimique.
Les deux types de coloration les plus communément utilisés sont les colorations de PAPPENHEIM (ou MAY-GRÜNWALD-GIEMSA) ou de WRIGHT (ou GIEMSA) .

2.1) Coloration panoptique (PAPPENHEIM)

Les frottis secs sont recouverts d'une solution d'éosinate de bleu de méthylène (colorant de MAY-GRÜNWALD), colorant neutre, dans de l'alcool méthylique, ce dernier complétant la fixation par dessication. Une petite quantité d'eau est ajoutée, provoquant la dissociation de l'éosinate en ses deux constituants et la coloration des structures acidophiles et basophiles. Le frottis est ensuite traité par une solution d'éosinate d'azur (colorant de GIEMSA, ou de WRIGHT), mélange complexe d'éosine jaunâtre de bleu de méthylène, d'azur A, d'azur B, et de violet de méthylè

2.2) Coloration de WRITHT

La coloration de WRIGHT est fondée sur la seule utilisation de l'éosinate d'azur, l'éosinate de bleu de méthylène n'étan pas employé dans ce cas.

Ces techniques fournissent des préparations qui permettent l'identification des catégories cellulaires du sang circulan de la moelle osseuse, de la rate et des ganglions lymphatiques, traités comme des frottis secs (GABE, 1978).

Elles permettent d'obtenir des résultats globalement identiques :

- les noyaux prennent une teinte rouge-violacé , cette affinité tinctoriale étant directement conditionnée par la coloration à l'éosinate de bleu de méthylène ;

- les cytoplasmes basophiles sont bleus, les cytoplasm acidophiles rouges : les cytoplasmes polychromatophiles, qui correspondent à une étape de maturation intermédiaire, présentent de teintes mixtes ; les granulations azurophiles des cellules lymphoïdes se colorent en pourpre, ceux des cellules myéloïdes en viole les granulations neutrophiles sont brunâtres et bleuâtres, les grains éosinophiles rouge brique, les grains basophiles bleu outr mer.

Il convient de remarquer que les techniques de préparation et de coloration des lames sont restées extrêmement empiriques, jusqu'à l'avènement des appareils d'examen automatique (vers 1960). En effet, ce sont les tentatives d'automatisation de la lecture des lames du sang qui ont mis en évidence l'importance de la qualité et de la parfaite reproductibilité de ces étapes. Des centrifugeuses et des appareils effectuant des frottis sont maintenant commercialisés, permettant d'obtenir des préparations homogènes et de lecture facile ; dans le même esprit, des automates de coloration ont été développés, permettant d'assurer la standardisation et la répétitivité de cette opération. Il faut souligner que ces efforts ont essentiellement porté sur les préparations sanguines, alors que la préparation de frottis de moelle osseuse présente de plus grandes difficultés à l'égard d'une standardisation éventuelle.

3) Examen manuel

Après coloration, les préparations cytologiques sont examinées par un cytotechnicien qui note le pourcentage de chaque type cellulaire présent sur la lame (myélogramme). Au vu des résultats, le médecin établit le diagnostic (pathologique ou pas, type de la leucémie, etc). Cet examen de laboratoire, qui est l'une des tâches les plus difficiles de l'hématologie de routine, est extrêmement fastidieux, même pour un technicien entraîné. La qualité de cet examen dépend étroitement de l'attention du technicien, du nombre de cellules examinées et de la qualité de l'échantillon :

- le technicien qui pratique l'examen intègre mentalement la forme, la taille, la texture et la couleur de chaque cellule et de ses constituants afin de reconnaître son type d'appartenance, son âge et sa pathologie éventuelle. Un cytotechnicien catalogue ainsi des milliers de cellules quotidiennement, et après chaque examen, établit le myélogramme. En raison de la concentration exigée,

la qualité du diagnostic est étroitement liée à la fatigue de l'observateur : ainsi, bien qu'un technicien puisse examiner potentiellement 200 lames par jour, un taux de 40 examens paraît plus réaliste (BRENNER et col., 1974). De plus, la connaissance a priori du diagnostic, ou l'étude récente d'une lame anormale, peuvent influencer l'interprétation effectuée ultérieurement ;

- Le taux de cellules observées est communément de 100 300 par lame. Ce taux est bien trop faible, du fait des grandes différences existant entre les taux d'occurrence des différents types cellulaires. Le Tableau 2, tiré de PRESTON (1976), présente les taux d'occurrence des principaux types cellulaires.

Neutrophile	63%
Lymphocyte	29%
Monocyte	5%
Eosinophile	3%
Basophile	< 1%

Tableau 2 : Taux d'occurrence de quelques types cellulaires. Il convient de remarquer la disproportion entre le taux d'occurrence du neutrophile, et les taux d'occurrence des autres types cellulaires.

Diverses études ont été effectuées aux Etats-Unis, visant à calcu le temps passé par le technicien à chaque étape : préparation, co loration, lecture ,etc. Un résumé des résultats (tiré de PRESTON, 1 est présenté dans le Tableau 3.

Lecture de la lame	40
Etablissement du myélogramme	28
Coloration	13
Chargement de la lame	12
Montage et nettoyage	7

Tableau 3 : Pourcentages du temps total passé aux différentes étapes de préparation et d'examen. Il faut noter que si le temps de lecture de la lame est de 40% du temps total, le temps de préparation de la lame et d'établissement du myélogramme est de 60% du temps total.

Ce tableau met en évidence la nécessité de l'automatisation, tant de la lecture des lames que de leur préparation.

4) Photométrie et microspectrophotométrie

L'avènement de la photométrie à balayage, dont la théori a été développée par MERTZ et GRAY (1934), a permis d'adjoindre à ces méthodes d'examen visuel des techniques de dosage des constituants cellulaires. En effet, la densité optique (logarithme de l'i verse de la transmission) intégrée sur les différents points d'un objet mesure le pouvoir absorbant de celui-ci (loi de LAMBERT) : elle est proportionnelle à la concentration de substance absorbante présente dans l'objet examiné (loi de BEER). Cette méthode, qui n'i plique aucune analyse de l'image microscopique, est notamment utilisée pour mesurer le taux d'ADN présent dans un noyau cellulaire : un noyau de cellule cancéreuse étant généralement caractérisé par une augmentation importante de son taux d'ADN, ce type de mesure est fondamental (MAYALL, 1969).

L'utilisation de colorations complexes (telles la colo ration de PAPPENHEIM) permet la mise en évidence simultanée de plusieurs composants cellulaires (ADN, ARN, protéïnes, etc), dont les caractéristiques de réaction vis-à-vis du colorant sont différentes. Il a été mis en évidence, pour la coloration de PAPPENHEIM, notamment, que ces réactions différenciées conduisent à des teintes apparentes des constituants différentes : ainsi, l'étude photométrique en plusieurs longueurs d'onde (microspectrophotomét permet la mesure des concentrations des constituants cellulaires. (Il faut noter que ces longueurs d'onde n'appartiennent pas néces sairement au domaine des longueurs d'onde visibles). Des monochromateurs, ou filtres à bande étroite (20 nm au maximum) sont utili dans ce cas , et les longueurs d'onde sélectionnées sont celles p lesquelles le constituant étudié présente le maximum d'absorption sous la coloration choisie.

Outre les problèmes d'aberrations optiques et autres sources d'erreur dues à l'emploi de lumières de longueur d'onde différentes, (cf. chap.II) ce type de méthode soulève deux problè majeurs qui sont l'indépendance de la mesure par rapport aux cond tions d'observations, et la convenance des colorations actuelleme utilisées à ce type de mesure .

4.1) Indépendance de la mesure

La mesure effectuée sur des specimens biologiques est i fluencée par trois facteurs qui sont la variabilité du specimen lui-même, la variabilité de la coloration, et la stoechiométrie d cette dernière pour la substance mesurée (BARTELS, 1966).

Dans une étude très complète sur la mesure de l'ADN de noyaux de leucocytes, MAYALL (1969) a mis en évidence une variati de 3% de la mesure, pour une lame donnée et des cellules de même type, cette variation pouvant être imputée pour une part aux cellules elles-mêmes, mais aussi à un défaut de stoechiométrie du colorant.

Dans ce cadre, la variabilité du colorant est un facteur d'erreur bien plus important : elle se manifeste non seulement par des variations d'intensité de la coloration d'une lame à l'autre, mais aussi par des variations au sein d'une même lame. Les automates de coloration, de plus en plus largement utilisés, et une meilleure connaissance de la chimie des colorants, permettront certainement de s'affranchir de ces variations.

4.2) Convenance des colorations utilisées

Les techniques de coloration utilisées en histologie classique ont été développées dans le cadre d'une observation visuelle, et sont donc fondées sur l'augmentation apparente de contraste entre les différents constituants cellulaires (principalement noyau, cytoplasme, granulations) (SHAPIRO et col., 1971). Dans cette mesure, ils paraissent actuellement peu adaptés aux méthodes de cytochimie quantitative (microspectrophotométrie par exemple), et leurs qualités de stoechiométrie sont mises en doute, même en ce qui concerne la coloration de FEULGEN (GIROUD, 1979). Les recherches dans ce domaine sont relativement récentes, et compliquées par une mauvaise compréhension des mécanismes mis en jeu lors d'une coloration (ABRAHAMSON et LAZAROW, 1969). De nouvelles techniques de coloration ont néanmoins été proposées, notamment par ORNSTEIN et ANSLEY (1974), fondées sur la définition de colorants à plusieurs composantes, présentant des bandes d'absorption spectrale bien séparées, et correspondant à des constituants cellulaires spécifiques.

Les mesures de type microspectrophotométrique, par la quantification des constituants cellulaires, ouvrent la voie de l'analyse automatique des leucocytes. Ces mesures ne suffisent cependant pas à elles seules pour décider du type cellulaire rencontré ; il faut en effet leur adjoindre des paramètres concernant la structure de la cellule, c'est-à-dire sa forme, la texture de sa chromatine, etc (BARTELS et NIED, 1977). Ceci implique alors la mise en oeuvre

des méthodes de l'analyse d'image.

Des analyseurs automatiques de cellules ont été ainsi développés, fondés d'une part sur le calcul de paramètres utiles au cytotechnicien (forme, texture, etc...) et d'autre part sur le calcul de paramètres microspectrophotométriques.

III/ ANALYSE AUTOMATIQUE DES LEUCOCYTES

Les recherches concernant l'analyse automatique des leucocytes ont débuté vers 1960, et ont conduit dès les années 1970 à la commercialisation d'un certain nombre d'appareils de reconnaissance automatique des cellules sanguines. Les efforts de recherche et de commercialisation ont principalement concerné les cellules du sang, en raison des difficultés de préparation de lames d'autres prélèvements médicaux (moelle osseuse) conduisant à des images histologiques d'examen plus délicat. Néanmoins, les colorations employées étant les mêmes pour le sang et la moelle osseuse, les méthodes d'analyse de ces deux tissus ne diffèrent pas fondamentalement : la distinction entre cellule du sang et cellule de moelle osseuse sera donc abandonnée dans la suite de ce paragraphe.

Malgré leur diffusion rapide, les appareils actuellement existants fournissent encore un diagnostic entaché d'erreurs : plutôt que de discuter l'évolution historique de ces appareils (à cet égard, voir PRESTON, 1976) ou les capteurs utilisés (étudiés dans le chapitre II), nous nous attacherons à présenter ici les méthodes d'analyse d'image envisagées, et notamment les moyens mis en oeuvre pour analyser la couleur.

Alors que les premiers appareils étaient fondés sur le calcul de paramètres morphologiques et densitométriques, il s'est très rapidement avéré (INGRAM et col., 1968) que seule la prise en compte de la couleur des cellules, associée aux autres paramètres permettrait d'obtenir une parfaite différenciation des leucocytes. Il est curieux de constater que les modes d'analyse en couleurs ont été tirés de la microspectrophotométrie, alors que chacun s'accordait à reconnaître l'importance du calcul de paramètres <u>utiles au cytotechnicien</u> (PRESTON, 1976). L'emploi des méthodes de la micro-

spectrophotométrie a conduit de nombreux auteurs à définir, selon la coloration utilisée, des longueurs d'onde permettant d'une part une segmentation de l'image histologique en termes de fond, hémati cytoplasme, noyau, et d'autre part le calcul des différentes concentrations des constituants cellulaires.

1) Choix des longueurs d'onde d'analyse

Les longueurs d'onde des filtres doivent être choisies de façon d'une part à mettre en évidence les différences de couleu et de densités optiques existant d'un constituant cellulaire à l'autre, et d'autre part à augmenter le plus possible le contraste ent ces différentes zones (GREEN, 1979). Dans ce cadre, deux approches sont possibles .

1.1) Approche de type empirique

Dans le cas d'une approche de type empirique, la même cellule est acquise en faisant varier la longueur d'onde d'illumination sur tout le spectre visible, par pas de 20 nm par exemple. Des combinaisons des images obtenues dans une, deux ou trois longueurs d'onde sont établies, c'est-à-dire qu'à chaque point d'image, correspondant à un objet donné (cytoplasme par exemple), est associé un vecteur à une, deux ou trois composantes. La combinaison offrant la meilleure partition de l'espace ainsi obtenu est alors retenue (AUS et col., 1977).

1.2) Approche de type théorique

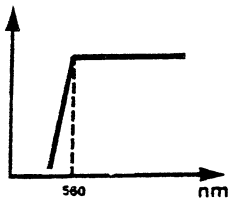
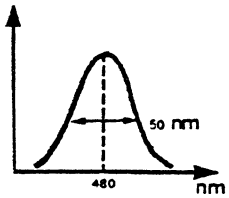
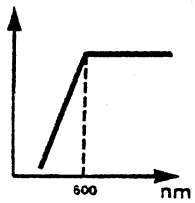
L'approche de type théorique est fondée sur la connaissance de la composition du colorant utilisé (coloration PAPPENHEIM et de son mode de réaction avec les différents constituants cellulaires.

La coloration panoptique de PAPPENHEIM se fonde sur l'utilisation du bleu de méthylène et de l'éosine, ses deux composants présentant des pics d'absorption respectivement vers 600 nm et vers 480 nm.

Il est classique de considérer que les filtres choisis doivent présenter des caractéristiques spectrales centrées sur ces longueurs d'onde (BRENNER et col., 1974).

Le mode d'interaction entre coloration et constituants cellulaires peut également être pris en compte : vers 420 nm, notamment, l'hémoglobine des hématies absorbe fortement, alors que les autres constituants apparaissent transparents (GREEN, 1979) Le choix d'une telle longueur d'onde permet ainsi la mise en évidence des hématies.

Alors que seuls des filtres interférenciels ou des monochromateurs sont employés dans le cas d'approches de type empirique, des filtres d'absorption classiques peuvent être employés, dans le cas d'approches de type théorique. Les tableaux 4 et 5 présentés ci-dessous mettent en évidence respectivement les filtres d'absorption et les filtres interférenciels généralement utilisés.

filtre (dénomination et fonction) / Utilisateur	WRATTEN15 	WRATTEN44 	WRATTEN22 
BACUS et GOSE (1972)	*	*	
MUI et col. (1977)	*	*	
BRENNER et col. (1974)		*	*

<u>Tableau 4</u> : Utilisation de filtres d'absorption pour l'analyse en couleur des cellules. Ces filtres sont choisis en fonction des pics d'absorption des colorants.

Auteurs \ d'onde	412	415	420	490	510	525	530	540	550	560	565	570	580	600	62
BRENNER et col., 1977			*											*	
AUS et col., 1977			*										*		*
BRENNER et col., 1976			*	*					*					*	
GREEN, 1979	*					*				*					
HARMS et col., 1979					*			*				*		*	
KULKARNI, 1979		*					*				*				*

Tableau 5 : Filtres interférenciels utilisés pour l'analyse des leucocytes du sang. Ces filtres so
choisis en fonction du mode de réaction des colorants avec les différents constituants cellulaires

Nous pensons que ces tableaux montrent de façon éviden les difficultés inhérentes au choix des filtres, qui résulte des variations de coloration précédemment exposées. En effet alors que l'observateur humain parvient à pallier ces différents types de variations, en fournissant un diagnostic cons tant, un appareil d'analyse fondé sur la microspectrophotomé trie en est étroitement dépendant et ne peut donc répondre d façon constante.

Ces difficultés résultent également, comme nous l'avio précisé, d'une connaissance imparfaite du mode d'interaction entre coloration et constituant cellulaire.

2) Méthodes de segmentation des images

Il convient de segmenter une image en quatre classes, qui sont le fond, les hématies, le cytoplasme et le noyau de leucocytes. Dans le cas de lames de moelle osseuse, notammen cette segmentation est compliquée par la présence de nombreu amas cellulaires, ou cellules accolées. Certains auteurs ont présenté des méthodes permettant de déconnecter les constitu de tels amas.

Nous ne présenterons pas dans ce paragraphe une liste exhaustive de toutes les méthodes de segmentation possibles notre objectif est plutôt de mettre en évidence, à partir de quelques exemples, les difficultés rencontrées, et la part d au choix de la méthode (microspectrophotométrie) dans les er reurs effectuées.

Lors de l'examen microscopique d'une lame, les caracté ristiques suivantes, relatives au fond, aux hématies, au noy et au cytoplasme des leucocytes, sont observées :

- le fond apparaît transparent et de couleur blanchâtre ; il est souvent ponctué d'artefacts ; c'est l'élément le plus clair de la lame ;

- les hématies apparaissent le plus souvent grises : selon la qualité de la coloration, leur teinte peut varier du gris orangé au gris-vert sombre ;

- les cytoplasmes présentent des teintes aussi lumineuses que les hématies (d'où une confusion lors d'un examen en une longueur d'onde) et qui varient selon leur type. Lorsque le cytoplasme contient des granulations, celles-ci envahissent parfois complètement le noyau, atténuant ou faisant disparaître la frontière entre noyau et cytoplasme.

- les noyaux sont les constituants les plus absorbants, et apparaissent donc plus sombres que tous les autres ; leur teinte oscille entre le bleu, le mauve et le rouge sombre, selon le type cellulaire auquel ils appartiennent.

Deux méthodes fondamentales de segmentation sont utilisées, l'une étant fondée sur des opérations logiques entre images binaires (méthode de masquage), l'autre sur le calcul d'histogrammes de densités optiques. A ces méthodes sont généralement associées des lissages divers, permettant de pallier les erreurs de segmentation introduites.

2.1) Méthodes de masquage

Les précurseurs dans l'utilisation de méthodes de masquage ont été BACUS et GOSE, en 1972. Une segmentation par seuillage, effectuée sur les différentes images obtenues aux longueurs d'onde choisies, permet d'obtenir plusieurs images binaires, ne résolvant pas à elles seules les confusions possibles.

La segmentation complète est obtenue par des combinaisons logiques de ces images (ONOE et col., 1976). BRENNER et col. (1977) associent à cette méthode un suivi de contour en cinq itérations, permettant de déconnecter les cellules accolées.

2.2) Méthodes fondées sur le calcul d'histogrammes

Du fait du choix des longueurs d'onde, les histogramme calculés sur les images correspondantes mettent en évidence le ou les constituants cellulaires impliqués. Dans cette mesure, des seuils fixés aux minima des différents histogramme permettent une segmentation complète (HARMS et col., 1979, KULKARNI, 1979).

Une extension de ce type de méthode a été présentée par BACUS, en 1976, sous le nom d'histogramme bivarié : les distributions observées sont les nuages de points dont les coordonnées sont les valeurs de densité optique, selon les deux filtres choisis. L'observation est communément effectué sur un espace transformé, dont les axes sont formés par les vecteurs propres de la distribution.

Cette méthode a été reprise par AUS et col. (1977), da le cadre d'un espace de dimension trois (histogramme trivari et par MUI et col., (1977).

Des méthodes de suivi de contour ont également été env sagées, en association avec les précédentes (BRENNER et col. 1974).

Si ces méthodes permettent une segmentation globale de l'image, bien des erreurs subsistent, dues à une confusion entre hématie et cytoplasme (MUI et col., 1977) ; cette confusion devient inévitable notamment dans le cas de cytoplasm éosinophiles (BACUS, 1976).

Des méthodes de correction sont alors généralement mis en oeuvre, soit par un filtrage spatial (GREEN, 1979), soit par un processus d'érosion-dilatation (MUI et col., 1977).

Il apparaît que la confusion fréquente entre cytoplasm et hématie résulte d'une part de la difficulté d'isoler des constituants cellulaires par le choix de quelques longueurs

d'onde, dans le cadre de la coloration employée, et d'autre part du fait que certains constituants, tels l'hémoglobine et les granulations éosinophiles, présentent des teintes trop voisines pour que l'examen à l'aide de filtres à bande étroite conduise à leur discrimination.

3) Paramétrisation

L'exploitation de l'information de couleur est sans conséquence sur les paramètres morphologiques (surface, périmètre, courbure, etc) qui peuvent être calculés sur une cellule, si l'on suppose résolu le problème de la segmentation. Par contre, l'information de couleur permet de disposer de paramètres supplémentaires permettant de décrire et de reconnaître une cellule par référence à la couleur de ses composants (cytoplasme, noyau) et à leur texture (hétérogénéité de la chromatine, granulations cytoplasmiques) en développant la notion de texture colorée. Celle-ci n'est encore illustrée que par un petit nombre de paramètres qui sont calculés d'après les valeurs de densité optique des points de l'objet dans différentes longueurs d'onde.

3.1) Paramètres calculés sur l'histogramme

Les paramètres d'histogramme classiques (forme, raideur de l'histogramme, distance entre ces pics, largeur des pics...) peuvent être calculés sur les histogrammes obtenus aux différentes longueurs d'onde (PREWIT et MENDELSOHN, 1966). Des comparaisons peuvent également être effectuées entre les différents histogrammes (BRENNER et col., 1974). HARMS et col.,(197 et KULKARNI (1979) utilisent aussi largement ces méthodes.

3.2) Paramètres calculés sur les densités optiques

Les densités optiques des images obtenues dans chaque longueur d'onde sont communément comparées ou combinées entr elles, pour le calcul des paramètres de couleur et de textur

Nous noterons $N_i(x,y)$ et $C_i(x,y)$ les valeurs de densit optique respectives des points (x,y) du noyau et du cytoplas lorsque l'image est acquise à l'aide du filtre i.

- paramètres de couleur

Des paramètres de densité intégrée et moyenne, tels $\sum_{(x,y)} N_i(x,y)$ ou $\sum_{(x,y)} C_i(x,y)$ peuvent être calculés ainsi que des paramètres fondés sur des sommes ou des différences entre les différentes images, tels :

$$\sum_{(x,y)} [N_i(x,y) + N_j(x,y)] \quad \text{ou} \quad \sum_{(x,y)} [C_i(x,y) - C_j(x,y)]$$

(GREEN, 1979).

- paramètres de texture colorée

Des paramètres de texture relatifs au noyau et au cyto plasme peuvent être calculés, à partir de la définition de fonctions du type :

$$\boxed{\begin{aligned} d(x,y) &= |N_i(x+b,y) - N_j(x,y)| \\ \text{ou} \quad d(x,y) &= |C_i(x+b,y) - C_j(x,y)| \end{aligned}}$$

Les pourcentages de points de noyau ou de cytoplasme présentant une valeur $d(x,y) = n$ sont alors calculés (BACUS et GOSE, 1972, MUI et col., 1977).

Une autre approche consiste à calculer la moyenne du rapport des densités : $\frac{N_i(x,y)}{N_j(x,y)}$ ou $\frac{C_i(x,y)}{C_j(x,y)}$

Il paraît difficile de présenter ici les résultats de classification obtenus par les différents auteurs à l'aide de ces paramètres, en raison de leur diversité, mais nous pouvons cependant tenter d'en tirer quelques conclusions.

Les erreurs de classification mises en évidence sont dues, pour une grande part, à des difficultés de segmentation ; il nous semble, néanmoins, qu'elles proviennent également d'une mauvaise caractérisation des types cellulaires, et que ceci est lié au mode d'acquisition choisi. En effet, un mode d'acquisition fondé sur le choix de deux ou trois filtres à bandes étroites ne peut se justifier que s'il met en évidence de façon très sélective les divers constituants cellulaires : or cette mise en évidence est étroitement dépendante de la coloration utilisée ; deux cas peuvent être considérés :

- si la coloration n'est pas stoechiométrique, les images acquises aux différentes longueurs d'onde sont d'une part faiblement corrélées à la structure et la composition biochimique des constituants de la cellule, et d'autre part faiblement corrélées entre elles : ceci limite tant l'appréciation quantitative des constituants cellulaires que la recherche de paramètres caractéristiques d'un ensemble de constituants (noyau par exemple). Il convient de souligner que les colorations de type PAPPENHEIM, largement utilisées en hématologie, sont spécifiques mais non stoechiométriques. Elles ont été conçues, en effet, pour l'observation humaine :

- si la coloration est stoechiométrique, elle n'est pas forcément stable ni reproductible : le choix des longueurs d'onde d'analyse devient alors extrêmement délicat (GIROUD, 1979). Il semble néanmoins que l'utilisation d'automates de coloration permet de pallier partiellement ces inconvénients.

L'utilisation de la microspectrophotométrie comme seule méthode d'analyse semble néanmoins peu concevable : en effet, la composition cellulaire est si complexe et si diversifiée,

qu'il faudrait sans doute définir des colorations à n composants stoechiométriques, donc des méthodes d'analyse en n longueurs d'onde (n>3) pour parvenir à discriminer les types cellulaires.

C'est pourquoi nous avons choisi une méthode d'analyse de type perceptuelle, c'est-à-dire fondée sur les paramètres utiles à l'observateur : l'analyse effectuée est nécessairement moins précise et moins quantitative, mais du fait même de ces imprécisions (dues au phénomène d'intégration de la lumière par un filtre à bande large) elle est également moins influencée par les variations de texture et de couleur qui se rencontrent dans un type cellulaire d'une coloration à l'autre.

B - ANALYSE EN COULEURS DES CELLULES MYÉLOÏDES FONDÉE SUR LA PERCEPTION VISUELLE HUMAINE

Notre approche de la description et de la reconnaissance des types cellulaires de la moelle osseuse par analogie avec les processus perceptuels de l'homme est limitée dans sa mise en oeuvre par le mode de traitement des images que nous avons adopté (traitement ligne à ligne en un seul passage).

Dans ces limites, il convenait tout d'abord de reconnaître les objets (cellules) dans la scène (champ du microscope) en les segmentant, puis de les caractériser en les paramétrisant.

I/ MODE DE TRAITEMENT CHOISI

Le mode de traitement d'images que nous avons choisi découle destravaux de VEILLON (1977) et CHASSERY (1976), qui ont démontré les possibilités de traitement d'une image en un passage, après définition récursive de la connexité d'un obje

En raison du mode de fonctionnement du système SAMBA, des images de portions de lame sont transmises à l'ordinateur sous forme de tableaux de 1935 valeurs d'intensité lumineuse ces tableaux, ou champs élémentaires, sont soit distribués de façon quelconque dans la préparation, soit adjacents ; dans ce dernier cas, ils sont acquis selon des bandes de cham adjacentes. Les travaux de CHASSERY (1976) et de VEILLON (197 ont mis en évidence d'une part qu'il est possible de calcul les paramètres relatifs aux objets d'un champ de façon récursive, par la mémorisation d'une ligne d'histoire (45 valeurs) et l'examen de la ligne courante , d'autre part que des bande de champs adjacentes peuvent être traitées selon le même mode par la mémorisation d'une colonne d'histoire et du champ en cours d'examen (VEILLON, 1978, ADELH et col., 1978).

L'algorithme de traitement de champs élémentaires distr bués de façon quelconque a été étendu au traitement de deux classes d'objets (noyau et cytoplasme cellulaires)dans le cad d'un projet de fin d'études d'ingénieur (ADELH et GARBAY, 197 le calcul de paramètres morphologiques et densitométriques relatifs à ces deux classes d'objets ont permis de proposer une première approche de classification des types cellulaires rencontrés.

Dans le cadre de ce mémoire, nous avons étendu l'algorithme de traitement de deux classes d'objets à l'analyse de bandes de champs adjacentes et nous l'avons implanté sur un

mini-ordinateur NORD10S de Norskdata.

En raison de la grande quantité de données et de paramètres à stocker en mémoire, nous avons introduit une gestion dynamique des tableaux.

Enfin, cet algorithme a été étendu au traitement d'images en couleur par le calcul de la teinte, de la luminance et de la saturation en tous points d'image. Le mode de fonctionnement de cet algorithme est simplifié dans le schéma ci-dessous pour le cas du traitement d'une image élémentaire.

```
LIRE((ROUGE(i,j),j=1,45),i=1,43);
LIRE((VERT(i,j),j=1,45),i=1,43);
LIRE((BLEU(i,j),j=1,45),i=1,43);
co : valeurs de tristimuli relatives à chaque point d'image;
pour i=1,43 faire
pour j=1,45 faire
  | L=LUMINANCE(i,j);
  | S=SATURATION(i,j);
  | si S >α  alors T=TEINTE(i,j);
  | co : la teinte des couleurs désaturées n'est pas définie;
  | LABEL=SEGMENTER(L,S,T);
  | si (LABEL=CYTOPLASME) ou (LABEL=NOYAU) alors
  |    | détection de l'objet d'appartenance
  |    |   ou création d'un nouvel objet;
  |    | mise à jour des paramètres;
  | finsi
finfaire;
```

La fonction SEGMENTER(L,S,T) (décrite dans le paragraphe suivan associe à un point (i,j) sa classe d'appartenance (FOND, HEMAT CYTOPLASME ou NOYAU) selon ses valeurs de luminance (L), de sa ration (S) et de teinte (T).

La luminance, la teinte et la saturation sont calculée selon la méthode décrite dans le chapitre II (B). Le calcul de la transmission est ici effectué par rapport à une valeur du fond actualisée au cours du traitement de la ligne courant ce procédé permet d'une part de réduire les effets de variati spatiales de l'illuminant, et d'autre part de normaliser les leurs obtenues pour une ligne en fonction du diaphragme qui l parcourt, les diaphragmes n'étant pas parfaitement identiques Une description détaillée de l'algorithme de traitement de ba de champs est fournie en annexe II.

II/ SEGMENTATION

La segmentation consiste à détecter les objets ou clas ses d'objets qui composent une image. Cette décomposition est l'une des tâches les plus difficiles de l'analyse automatique des images, notamment lorsqu'il s'agit d'images biologiques. Dans ces images, en effet, les frontières des cellules sont s vent imparfaites, interrompues et supportées par de faibles contrastes, mal définies (BARTELS et WIED, 1977). Il est rare d'autre part que les cellules soient isolées : elles forment le plus souvent des amas, notamment par accolement avec des hématies.

Il est commun de regrouper les différentes méthodes de segmentation en deux classes (GONZALES et WINTZ, 1977) qui correspondent à deux définitions différentes de la frontière d'un objet :

- la frontière est <u>un lieu de brusque changement d'intensité lumineuse</u> : celle-ci variant plus rapidement près des bords qu'à l'intérieur de l'objet, des méthodes fondées sur l calcul du gradient, par exemple, permettront de délimiter les frontières des objets ;

- la frontière est une limite séparant deux classes d'intensité lumineuse distinctes : les méthodes de segmentation employées visent à grouper les points de l'image en régions d'intensités voisines et sont fondées soit sur un examen point après point, soit sur l'examen de l'environnement local de chaque point.

(Ces définitions s'étendent à la couleur, lorsque celle-ci est prise en compte dans l'analyse).

En raison du mode de traitement en un passage que nous avons choisi, nous nous sommes principalement intéressés à ce second type de méthode. Nous pensons néanmoins que les deux approches sont nécessaires, et que des méthodes du type "suivi de bord" sont indispensables, en particulier pour délimiter les frontières entre les cellules peu contrastées et le fond, ou entre cellules accolées.

1) Segmentation en noir et blanc et problèmes afférents

1.1) Segmentation par seuils d'intensité lumineuse :

Lorsque les images sont acquises sur une seule longueur d'onde, la seule information dont nous disposons concerne l'ensemble des valeurs d'intensité lumineuse relatives aux points de cette image. Il est possible de segmenter ces images, par le choix de seuils d'intensité : une segmentation sur les valeurs de densité optique DO(i,j) (définie par log(9T+1), cf. chapitre II, partie B) est préférable, en raison du lissage des valeurs élevées qu'elle effectue. Deux seuils de densité optique α et β, sont fixés (au vu d'histogrammes par exemple) et les tests suivants sont effectués :

$$\begin{cases} \text{si } DO(i,j) > \alpha \text{ alors point du fond} \\ \text{si } DO(i,j) < \beta \text{ alors point de noyau} \end{cases}$$

Dans ce cas, les points dont la densité optique est comprise entre β et α sont des points de cytoplasme.

Les résultats fournis par une telle méthode de segmentation sont présentés dans la figure 74.

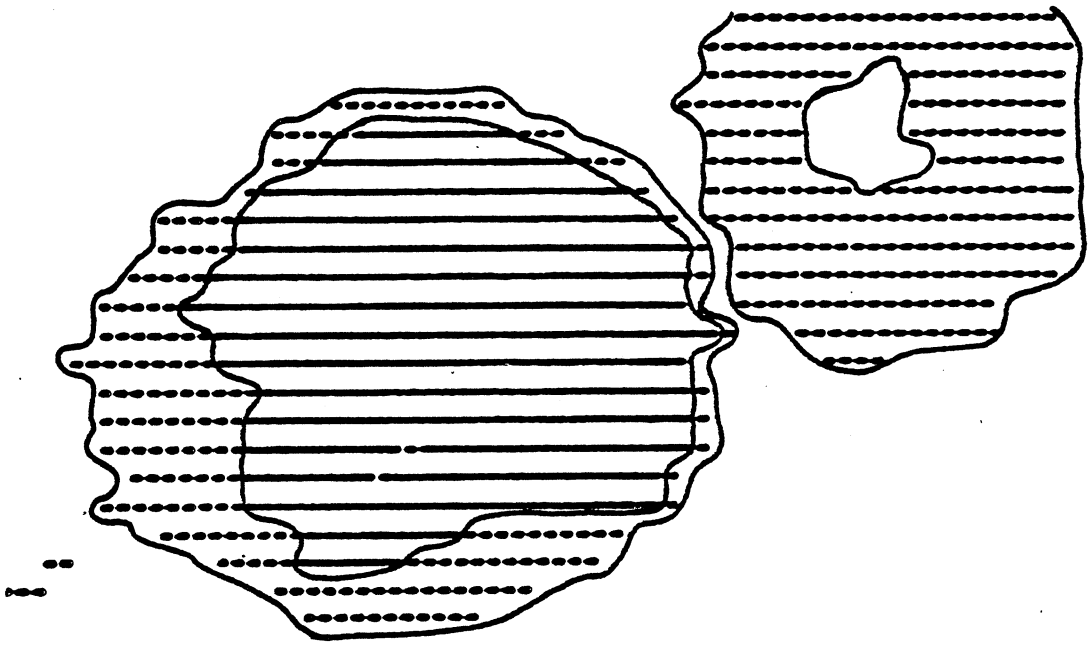


Fig. 74 : Segmentation d'image en noir et blanc : il s'agit d'un petit lymphocyte (à gauche) voisin d'une hématie (à droite). Les points du fond sont laissés en blanc, les points du cytoplasme sont marqués par des tirets et les points du noyau par des lignes continues.

Dans l'exemple présenté (Fig. 74), le noyau et le cytoplasme du petit lymphocyte sont correctement délimités. Il convient de remarquer, cependant, qu'une confusion apparaît entre les points de l'hématie et ceux du cytoplasme du petit lymphocyte.

Pour certaines lames, présentant une coloration moins soutenue, ou pour certains types cellulaires, dont le cytopla est plus foncé, la confusion peut être parfaitement levée,

à l'aide du même type de segmentation (fig. 75).

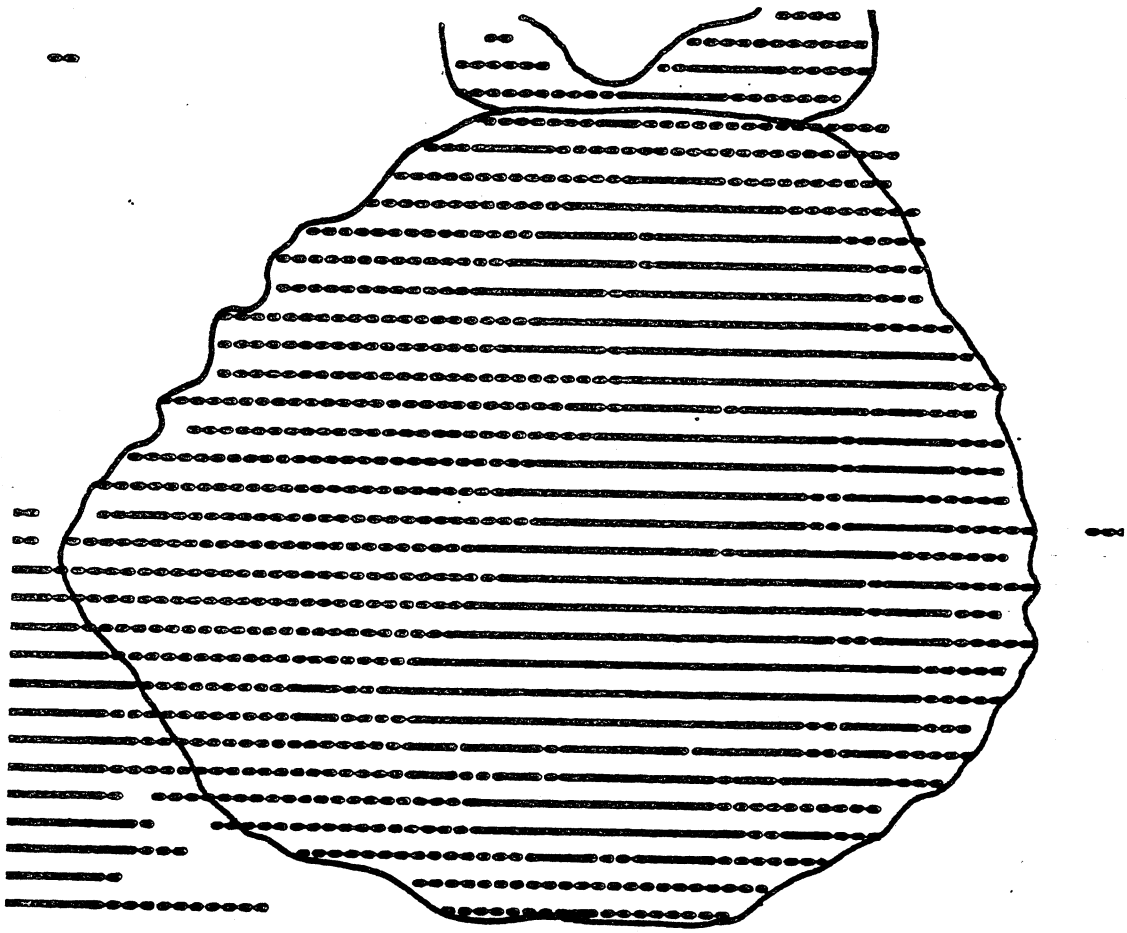


Fig. 75 : Cette figure présente un monocyte, accolé à une hématie (en haut). La segmentation a permis la disparition d'un grand nombre de points d'hématie, dont les valeurs de densité optique sont supérieures à celles des points du cytoplasme.

Il convient de souligner que le couple de seuils choisi pour réaliser la segmentation présentée dans la figure 75 est différent du couple de seuils choisi pour la segmentation présentée dans la figure 74. Bien qu'il soit possible de négliger la variation de ces seuils d'un type cellulaire à un

autre (ADELH et GARBAY, 1977), leur variation en fonction du colorant doit être prise en compte. (Comme nous l'avons préci sé précédemment, des variations de coloration peuvent surveni au sein d'une même lame, ce qui ne permet pas de fixer des seuils en début de l'examen d'une lame).

1.2) Variations de colorations

Les effets de la variation de coloration sont illustré dans les figures 76 et 77. Ces figures présentent deux images acquises en deux endroits différents d'une même lame.

- Dans la figure 76, qui présente un normoblaste polychromato phile voisin d'une hématie, une confusion apparaît entre le points de l'hématie et ceux du cytoplasme du normoblaste.

- Dans la figure 77, par contre, un grand nombre de points d'hématies, présentant des valeurs de densité optique sem- blables à celles du noyau du polynucléaire neutrophile, son segmentés comme tels. Cette figure illustre la difficulté d segmenter les cellules neutrophiles dans lesquelles le cyto plasme est si pâle qu'une confusion demeure toujours avec l fond, lorsque la segmentation est fournie par un seuillage des valeurs de densité optique des points de l'image.

Ces quelques exemples mettent en évidence les difficul rencontrées lors de la segmentation des images biologiques, d ficultés dues tant aux variations de coloration des échantill qu'à l'absence de l'information de couleur au niveau du trait ment.

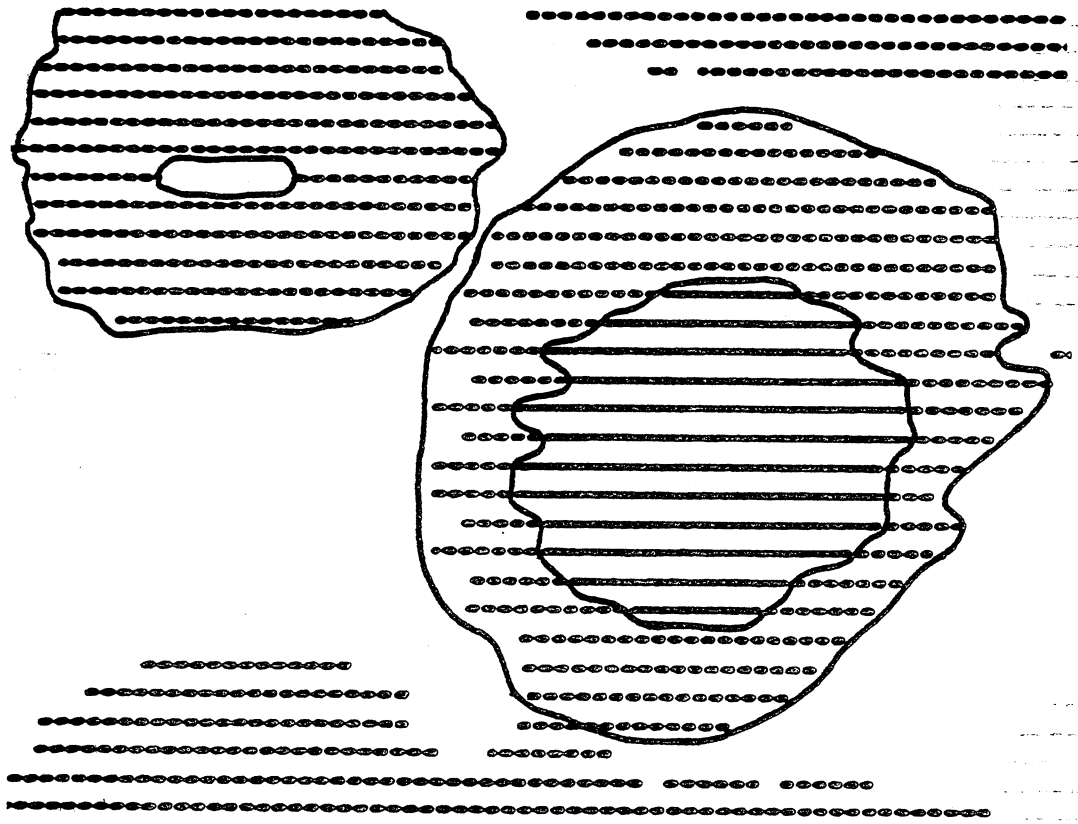


Fig. 76 : Cette figur représente un normoblaste polychromatophile (à droite) vois d'une hématie (à gauche). Une confusion est observée, entre hématie et cytoplasme.

Fig. 78 : Cette figur représente un polynucléaire neutrophile (à gauche) tiré de la même lame que la cellule présentée dans l figure 77 : la confusion réside ici entre hématie et noyau, cet zone de la lame présentant une coloration s soutenue pour le noya et l'hématie, que le c toplasme du polynucléaire peu colorable es confondu avec le fond et n'apparaît donc pa

2) <u>Segmentation point à point fondée sur la luminance, la teinte et la saturation du point examiné</u>

Les méthodes classiques de segmentation en noir et bla ont été étendues par divers auteurs à la segmentation en couleurs(PRATT, 1978). Ces méthodes sont généralement fondées su l'examen des valeurs de tristimuli (R, V, B) relatifs à chaqu point d'image.

La segmentation est réalisée dans ce cas par le calcul de fonctions diverses, qui caractérisent une couleur, ou expr ment des distances entre couleurs :

- le calcul de fonctions caractéristiques est fondé so sur la recherche de nouvelles composantes, du type (R-V, B-V) (SLOAN, 1977) ou (logR-logV, logB-logV) (ITO et FUKUSHIMA, 19 soit sur le calcul de distances : $D_a = |B-V| + |R-V| + |B-R|$, $D_b = |\log B-\log V| + |\log R-\log V| + |\log B-\log R|$ (ITO et FUKUSHI 1976) ;

- le calcul de la distance entre la couleur $C_1(R_1,V_1,B$ et la couleur $C_2(R_2,V_2,B_2)$ peut être effectué sous les formes suivantes :

$$\boxed{\begin{aligned} D_1 &= \mathrm{Max}(|R_1-R_2|,\ |V_1-V_2|,\ |B_1-B_2|) \\ D_2 &= \sqrt{(R_1-R_2)^2 + (V_1-V_2)^2 + (B_1-B_2)^2} \end{aligned}}$$

(YACHIDA et TSUJ 1971).

Nous pensons que la modélisation de la couleur que nou effectuons offre un outil de segmentation plus puissant, par calcul de la luminance, de la teinte et de la saturation, not ment pour l'examen des images biologiques.

Les classes d'objets biologiques (fond, hématie, cytoplasme et noyau) pouvant être en effet caractérisées en terme de luminance, de teinte et de saturation :

- l'examen de la luminance d'un point suffit à déterminer son appartenance au fond (luminance élevée).

- dans le cas de colorations peu soutenues, les hématies sont grises (parfois gris-orangé) : elles présentent alors des valeurs de saturation telles qu'aucune confusion n'est possible avec des points de cytoplasme ;

- dans le cas de colorations soutenues, les hématies sont gris-vert et l'examen de leur teinte suffit alors pour les différencier des noyaux cellulaires.

Ces remarques font apparaître que les paramètres de luminance, de teinte et de saturation ne sont jamais pris en compte de façon simultanée : la teinte, notamment, n'est pas définie, (d'un point de vue aussi bien perceptuel que mathématique), dans le cas de couleurs extrêmement désaturées, et elle n'est pas non plus utilisée par l'observateur pour caractériser le fond. De ce fait, nous ne nous sommes pas intéressés à des méthodes fondées sur l'examen simultané des trois paramètres, mais plutôt à des méthodes de type hiérarchisé.

2.1) Segmentation hiérarchisée interactive

Il convient de rappeler la définition des paramètres de luminance, de teinte et de saturation, afin de préciser leur plage de variations (chap. II,B):

- la luminance L est définie par

$$L = \log_{10}(9\ TR+1) + \log_{10}(9\ TV+1) + \log_{10}(9\ TB+1)$$

elle est comprise entre 0 et 3, une valeur élevée indiquant une luminance élevée ;

- la <u>saturation</u> S est définie par

$$S = \sqrt{C_1^{\,2} + C_2^{\,2}}$$

où $C_1 = \frac{\sqrt{3}}{2} \log \frac{9TR+1}{9TV+1}$

et $C_2 = \log(9TB+1) - \frac{1}{2} \log [(9TR+1)(9TV+1)]$;

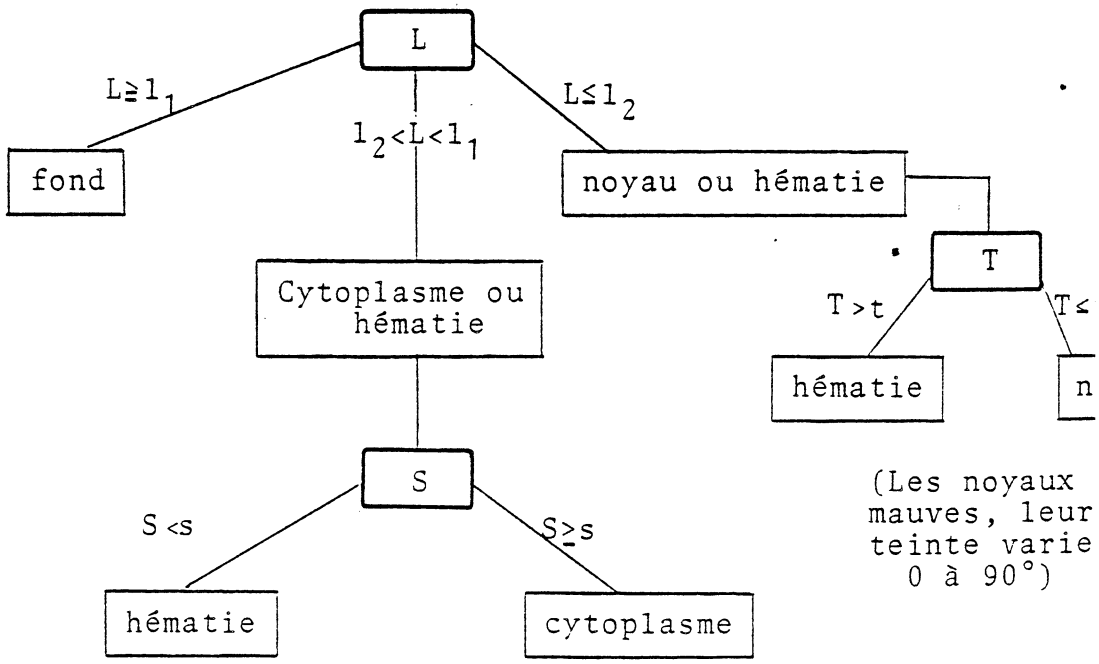
elle est comprise entre 0 et 1, vaut 0 dans le cas de couleur achromatiques (gris) et 1 pour des couleurs pures ;

- la <u>teinte</u> T est définie par

$$T = \text{Arccos} \frac{C_1}{S}$$

elle est comprise entre 0° et 360°, vaut 90° pour du bleu, 210° pour du vert, et 330° pour du rouge.

Le mode de segmentation hiérarchisé que nous avons déf découle des remarques précédentes sur les caractéristiques de quatre classes d'objets, et se fonde sur le choix de seuils d luminance, de teinte et de saturation :



Les seuils l_1, l_2, s et t sont choisis de façon interactive, c'est-à-dire que le résultat de la segmentation est présenté sous la forme d'une image symbolique (traits pleins pour le noyau, tiretés pour le cytoplasme, pointillés pour les hématies, blanc pour le fond) : de nouveaux seuils peuvent alors être définis, jusqu'à obtenir une image correspondant le plus fidèlement possible à la portion de lame observée.

Les résultats obtenus sont présentés dans la figure 78 , par comparaison avec ceux fournis par la méthode en noir et blanc.

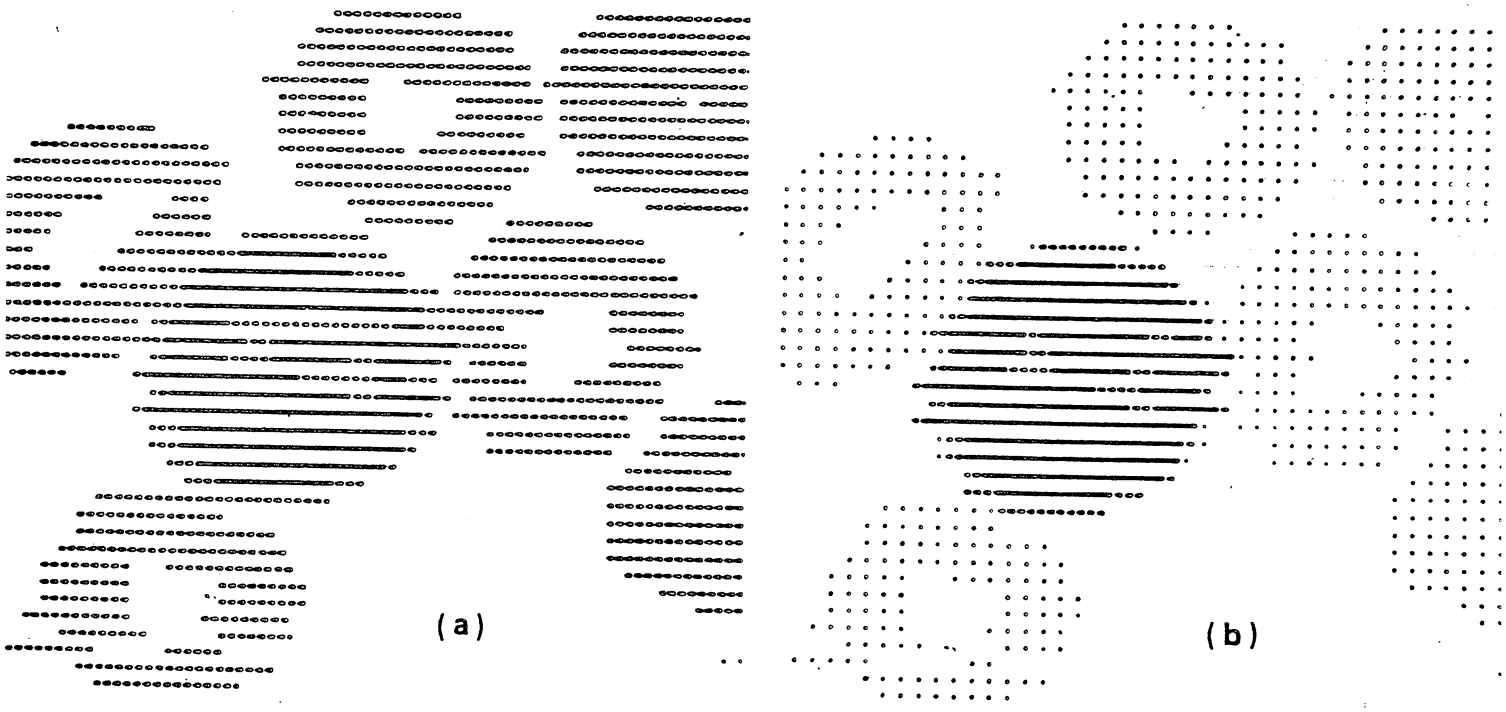


Fig. 78 : Segmentation d'un microlymphòblaste entouré d'hématies. (a) méthode en noir et blanc.
(b) méthode en couleurs.
La confusion entre les points d'hématie et les points de cytoplasme observée dans la figure (a) est levée au moyen de la couleur (b).

En ajustant correctement les seuils l_1, l_2, s et t, il est également possible de segmenter des images comportant des polynucléaires neutrophiles, ou toute autre cellule de type neutrophile.

Dans ce cas, néanmoins, une surestimation du seuil l_1 est rendue nécessaire, en raison de l'intensité lumineuse élevée des cytoplasmes neutrophiles. Cette surestimation ne conduit pas à une confusion entre fond et cytoplasme, car les points du fond présentent des valeurs de saturation plus faibl elle conduit par contre à une confusion entre fond et hématie. Cette confusion est sans conséquences sur les hématies; elle i troduit par contre des erreurs dans le calcul de la transmission.

Ces observations sont illustrées dans la figure 79 : la portion de lame reproduite est la même que celle présentée dans la figure 77. La comparaison entre les deux figures 77 et 79 met en évidence la confusion introduite entre le fond et le hématies.

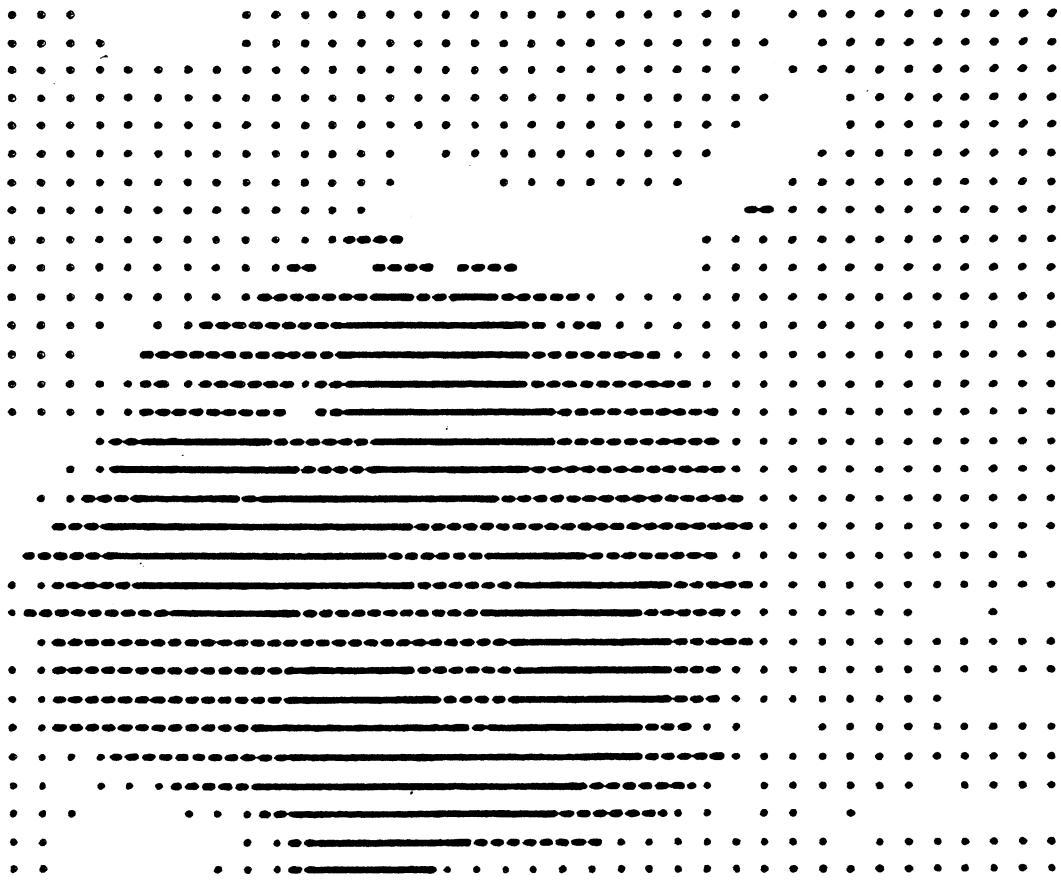


Fig. 79 : Seg tation d'un p nucléaire neu phile (cf. fi 77). La surest mation nécess du seuil l_1 c duit à une co sion entre le points du fon ceux des hémo

	1		2		3		4		5		6		7		8		TOTAL	
	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ
l_1	2.81	0.03	2.85	0.03	2.88	0.02	2.85	0.	2.85	0.	2.85	0.	2.85	0.	2.87	0.04	2.85	0.03
l_2	2.15	0.09	2.27	0.11	2.1	0.	2.	0.	2.26	0.09	2.3	0.	2.3	0.	2.28	0.07	2.22	0.1
s	0.11	0.03	0.10	0.027	0.13	0.036	0.12	0.014	0.07	0.04	0.13	0.	0.13	0.	0.07	0.036	0.114	0.04
t	108.4	6.9	100.	5.8	111.6	6.	105.	0.	90.	0.	105.	0.	105.	0.	115.	0.	105.2	6.85

Tableau 6 : Moyenne et variance des seuils de segmentation l_1 et l_2 (luminance), t (teinte) et s (saturation). Ce tableau présente les résultats obtenus pour 8 lames différentes, à raison de l'observation de 7 à 8 champs par lame. Pour certaines lames, la variance des seuils est nulle (lames 6 et 7), pour d'autres, elle affecte chaque seuil l_1, l_2, t et s (lames 1 et 2). Ainsi, certaines lames sont colorées de façon plus uniforme que d'autres. Les neutrophiles n'ayant pas été pris en compte dans ce tableau, la variance de l_1 est faible par rapport à celle de l_2. Une grande variance des seuils de saturation et de teinte est observée.

La segmentation obtenue paraît satisfaisante, du point de vue de l'observateur: elle nécessite cependant son intervention permanente. En effet, en raison de l'hétérogénéité dans la quali de la coloration des lames, au sein d'une lame et entre les lame les seuils l_1, l_2, s et t présentent une variance élevée. Les moyennes et les variances de ces seuils ont été calculées sur hui lames différentes, à partir de sept à huit champs élémentaires p lame, et sont présentés dans le tableau 6. Ce tableau met en évi dence les effets de l'irrégularité de la coloration: pour certai nes lames (lames 6 et 7), la variance des seuils est nulle, leur coloration est donc reproductible; pour d'autres (lames 1 et 2), tous les seuils présentent de fortes variances qui traduisent l'irrégularité de la coloration. Il convient de remarquer que c'est le seuil de saturation qui présente la plus forte variance globale relative (35%): c'est le paramètre le plus affecté par des irrégularités de coloration. Les variances et les moyennes "inter-lame" des 4 seuils sont présentées dans le tableau 7; elle ont été calculées à partir des huit moyennes "intra-lame".

	moyenne	variance
l_1	2.85	0.02
l_2	2.21	0.11
s	0.10	0.02
t	105.	7.6

Tableau 7 : Moyenne et variance "intra-lame" d seuils l_1, l_2, s et t. La comparaison avec le tablea 6 montre que les seuils l_2 et t présentent des varian ces "inter-lame" supérieur aux différentes variances "intra-lame": ils sont donc plus influ encés par des irrégularités entre les bains de colorant que par les irrégularités de coloration sur une lame donnée.

La comparaison entre les tableaux 6 et 7 montre que les seuils l_2 et t présentent une variance "inter-lame" supérieure aux différentes variances "intra-lame". Ainsi, un changement de bain de coloration influe sur le contraste de luminance entre noyau et cytoplasme et sur la teinte des hématies.

2.2) Segmentation automatique

Afin de s'affranchir de l'intervention de l'opérateur, nous avons cherché à automatiser la segmentation, en nous fondant sur un procédé de type statistique (travaux effectués en collaboration avec ADELH). A tout point (x,y) d'une image peut être associé un vecteur V(x,y) ou observation dont les composantes sont la luminance, la teinte et la saturation. Le principe est de calculer des fonctions de décision qui permettent de partitionner l'espace formé par l'ensemble de ces vecteurs en quatre classes: fond, hématie, cytoplasme et noyau (SLANSKY, 1978). Si ces fonctions sont calculées à partir d'un échantillon suffisamment varié et représentatif à la fois des irrégularités de coloration et des changements de bains de colorants, elles pourront être appliquées, quelle que soit la qualité de la coloration, et conduire dans tous les cas à une segmentation correcte (dans la mesure où les classes sont séparables).

Pour calculer ces fonctions, nous avons utilisé un programme d'analyse discrimante (programme 7M de la bibliothèque du CICG, tiré de BMD-Biomedical Computer Programs. Univ. of California Press. Berkeley. 1973) auquel nous avons fourni un ensemble d'observations d'apprentissage V(x,y) ainsi que leurs classes d'appartenance (fond, hématie, cytoplasme et noyau):

- l'ensemble d'apprentissage est constitué de 4000 observations par classe, provenant de 8 lames différentes (500 observations par lame); dans le cas de lames hétérogènes (lames 1 et 2 notamment), nous avons essayé de rendre compte des différentes zones de ces lames; les classes ont été affectées aux observations au moyen de l'algorithme de segmentation interactif;

- le calcul des fonctions discriminantes est fondé sur l'hypothèse que les observations des classes suivent des lois gaussiennes multivariées, et que les matrices de covariance intra-classe sont identiques: la matrice de covariance intra-classe est la moyenne des 4 matrices de covariance intra-classe; une matrice de covariance inter-classe est également calculée, à partir des valeurs moyennes de chaque paramètre dans chaque classe: le rapport entre variance intra-classe et variance inter-classe

permet de classer les paramètres par ordre de discrimination dé-
croissante (rapports croissants). Les paramètres sont traités
successivement, en choisissant à chaque pas celui qui permet la
meilleure discrimination du sous-espace transformé constitué des
paramètres restants. Des fonctions discriminantes sont associées
à chaque pas à chaque classe. Ces fonctions sont linéaires à l'é-
gard des paramètres introduits à un pas donné, leur expression
en fonction d'une observation X et de la classe i est la suivan

$$\boxed{f_i(X) = X^t C^{-1} \mu_i - \frac{1}{2} \mu_i^t C^{-1} \mu_i}$$

où C est la matrice de covariance intra-classe et μ_i le vecteur
des moyennes de paramètres, pour la classe i considérée. En fin
de programme, les observations d'apprentissage sont classées à
l'aide de ces fonctions ($V(x,y) \in i$ si $f_i(V) = \underset{j}{\mathrm{Max}}(f_j(V))$) et un
matrice de confusion est établie, qui permet de comparer le
classement initial au classement résultant.

2.2.1) Si les <u>paramètres de teinte, de saturation et de luminan</u>
<u>sont fournis au programme</u> pour les observations de chaque class
ceux-ci sont choisis dans l'ordre saturation, luminance, teinte
(discrimination décroissante) et la matrice de confusion entre
notre classement et le classement effectué à l'aide des fonctio
discriminantes qui ont été calculées est donnée dans le tableau

	F	H	C	N
F	3704	292	3	1
H	279	3421	256	44
C	0	467	2724	809
N	0	47	1007	2926

<u>Tableau 8</u> : Matrice de confusion entre le classement fourni par la segmentation interactive et celui effectué p le programme de calcul des fo tions discriminantes.

(F=fond, H=hématie, C=cytoplasme, N=noyau).

L'interprétation d'une ligne de cette matrice se fait de la fa-
çon suivante: parmi les observations que nous avons classées co
me hématie, 279, 3421, 256 et 44 ont été classées respectivemen
comme fond, hématie, cytoplasme et noyau. Le taux de confusion
entre le fond et les objets est de 3.6%, et le taux de confusio
entre les objets de 22%. Ceci s'explique par le fait que les ob
servations ne suivent pas toujours des lois gaussiennes.

En effet, la teinte, qui n'est pas définie sur le fond, ne peut pas être considérée comme gaussienne pour cette classe. Cette contradiction ne permet donc pas d'obtenir une segmentation correcte. Nous avons donc introduit une hiérarchisation des paramètres.

2.2.2) Segmentation automatique hiérarchisée

Nous avons tout d'abord fourni au programme les paramètres de luminance et de saturation, afin d'en tirer une fonction discriminante entre le fond et les objets. Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 9.

	F	H	C	N
F	3969	7	3	1
H	421	3161	367	51
C	7	652	2532	809
N	0	48	1010	2942

Tableau 9 : Matrice de confusion obtenue par la prise en compte de la luminance et de la saturation.

La comparaison entre les tableaux 8 et 9 montre qu'une meilleure discrimination du fond est obtenue. Néanmoins, une confusion persiste entre hématies, cytoplasme et noyau, qui ne peut être levée que par la prise en compte de la teinte. Les taux de confusion entre le fond et les objets et entre les objets sont ici de 2.7% et de 25%. La fonction discriminante caractéristique du fond est notée $f_F(X)$.

Dans un second temps, les paramètres de luminance, de teinte et de saturation ont été fournis au programme pour les observations d'hématie, de cytoplasme et de noyau. Les résultats sont présentés dans le tableau 10.

	H	C	N
H	3833	160	7
C	302	2902	796
N	56	976	2968

Tableau 10 : Matrice de confusion établie à l'aide des paramètres de luminance, de teinte et de saturation pour les hématies, le cytoplasme et le noyau.

Une meilleure discrimination des hématies est obtenue: leur taux de confusion avec l'ensemble cytoplasme-noyau est de 4.3%. Une confusion notable est par contre observée entre cytoplasme et

noyau (taux de confusion: 23%). Il convient de souligner que ce confusion n'est que partiellement due au fait que la teinte de certaines hématies ne soit pas définie: en effet, si seules les observations relatives au cytoplasme et au noyau cellulaire son fournies au programme, le taux de confusion est de 20%. Nous pe sons que ces erreurs résultent en partie de confusions effectué au niveau de la segmentation interactive: une segmentation du noyau fondée sur sa seule luminance est certainement insuffisan te d'une part, et d'autre part il est extrêmement difficile d'e timer ses frontières, lorsque l'image biologique initiale n'est pas présentée à l'observateur. L'utilisation d'un crayon optiqu permettrait peut-être de fournir des observations d'apprentissa mieux classées.

Les fonctions discriminantes $f_F(X)$, $f_H(X)$, $f_C(X)$ et $f_N(X$ étant ainsi calculées, nous avons testé leur efficacité sur dif férentes images: les résultats obtenus pour le microlymphoblast présenté dans la figure 78 sont présentés dans la figure 80 (la segmentation automatique est ici équivalente à la segmentation interactive).

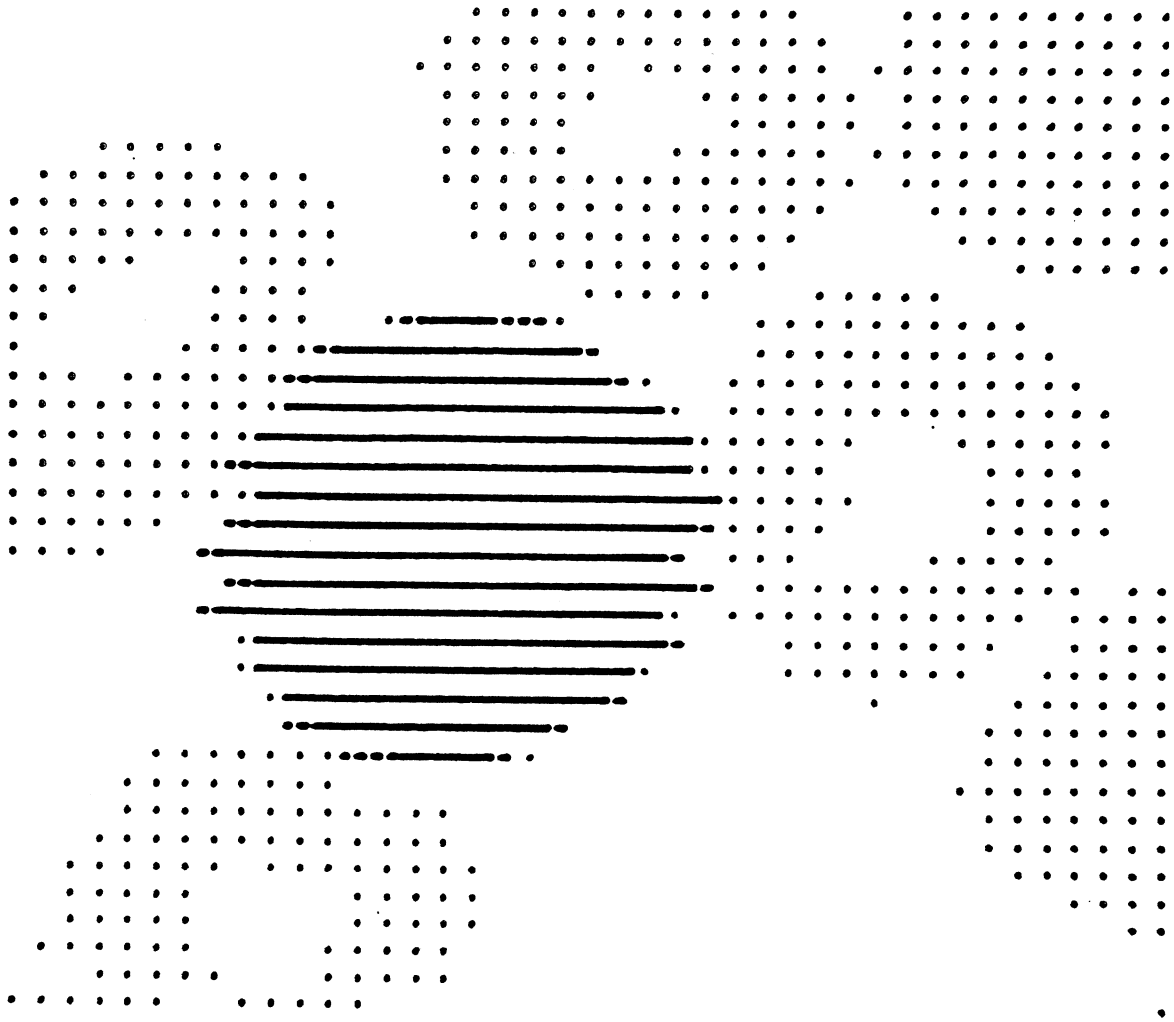


Figure 80
Segmentation tomatique du crolymphoblas présenté dans figure 78. Da ce cas, les r sultats obten sont similair aux résultats tenus par la thode interac ve.

En ce qui concerne les cellules de type neutrophile, une segmentation automatique ne peut fournir une délimitation correcte de leur cytoplasme: la valeur élevée de la luminance du cytoplasme ne peut en effet être prise en compte dans une analyse de type statistique, car ceci conduirait soit à des erreurs de délimitation pour les autres types cellulaires, soit à des confusions entre le fond et les hématies (fig. 81).

Fig. 81 : Segmentation automatique du polynucléaire neutrophile présenté dans la figure 79 : le cytoplasme n'est pas délimité correctement.

Une segmentation, fondée sur une prise en compte statistique des observations, permet ainsi de s'affranchir des variations diverses de coloration, à condition que les observations d'apprentissage fournies soient correctement classées: une estimation plus correcte de la frontière du noyau s'avère ici nécessaire. Des erreurs locales de segmentation sont néanmoins observées: il convient donc d'associer à cette méthode une méthode de lissage.

3) Lissage par prise en compte du contexte

Toute segmentation est fondée sur l'étiquetage de points ou de régions d'une image, effectué par l'examen du vecteur de caractéristiques associé à chaque élément. Or, ces éléments se regroupent dans le plan sous forme d'objets, c'est-à-dire qu'ils présentent une organisation spatiale particulière: il existe dor des relations favorisant ou au contraire pénalisant certaines configurations d'étiquettes, ces relations étant déterminées pa le contexte. La prise en compte du contexte permet d'améliorer l segmentation, en réduisant notamment les erreurs locales, qui ir troduisent du bruit dans les images.

Nous appelerons contexte spatial d'un point (I,J) l'ensem ble constitué par un voisinage $V_{I,J}$ de ce point et par la configuration d'étiquettes portée par ce voisinage. Il convient donc d'une part de définir le contexte et d'autre part d'estimer son influence sur le point observé: ceci revient à calculer les probabilités d'étiquetage de ce point, sachant la configuration d'é tiquettes présentée par le contexte.

3.1) Définition du voisinage $V_{I,J}$

Afin de respecter le mode de traitement en un passage, nc avons défini le voisinage $V_{I,J}$ d'un point comme l'ensemble des 4 voisins (au sens V_∞) examinés antérieurement, c'est-à-dire situé sur la ligne précédente et la colonne précédente (fig. 82).

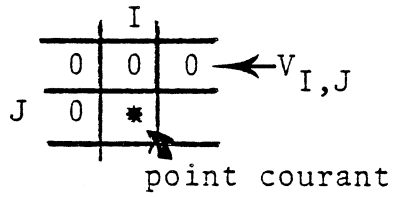


Fig. 82 : Définition du voisinage $V_{I,J}$ d'un point (I,J): il est constitué des 4 points voisins (au sens V_∞) examinés antérieurement.

3.2) Calcul des probabilités conditionnelles

Plutôt que d'estimer a priori les probabilités conditionn les d'étiquetage, nous avons cherché à les calculer, en nous fon dant sur le nombre d'occurences des configurations d'étiquettes présentées par l'ensemble $(V_{I,J},(I,J))$. Ces calculs ont été effectués sur une vingtaine de champs, segmentés en quatre classes

à l'aide de la méthode interactive. Il convient de souligner que le calcul est effectué sur des images non parfaitement segmentées, donc bruitées.

Soit $\{C_{I,J}\}$ la configuration d'étiquettes associée au voisinage $V_{I,J}$, et C l'étiquette associée au point (I,J) (C est comprise entre 0 et 3: elle vaut 0 pour le fond, 1 pour le cytoplasme, 2 pour le noyau et 3 pour l'hématie). Le nombre d'occurences de l'ensemble des configurations $(\{C_{I,J}\},C)$ est noté $N_{\{C_{I,J}\}}(C)$. La probabilité pour que le point courant soit étiqueté C, sachant que le contexte est défini par $\{C_{I,J}\}$, est définie par:

$$\boxed{P(C/\{C_{I,J}\}) = \frac{N_{\{C_{I,J}\}}(C)}{\sum_{C=0}^{3} N_{\{C_{I,J}\}}(C)}}$$

La probabilité de la configuration $\{C_{I,J}\}$ (ou probabilité du contexte) est définie par:

$$\boxed{P(\{C_{I,J}\}) = \frac{N_{\{C_{I,J}\}}}{\sum_{\{C_{I,J}\}} N_{\{C_{I,J}\}}}}$$

où $N_{\{C_{I,J}\}} = \sum_{C=0}^{3} N_{\{C_{I,J}\}}(C)$

Elle exprime le nombre d'occurences de chaque contexte, rapporté au nombre d'occurences de tous les contextes possibles.

Quelques unes de ces probabilités, parmi les 1024 probabilités possibles, sont présentées dans le tableau 11, triées par ordre de probabilités contextuelles décroissantes. Il convient de remarquer que les probabilités contextuelles décroissent trés rapidement: ceci provient d'une disparité dans la fréquence d'apparition des contextes (les contextes étiquetés comme fond sont plus nombreux que les contextes étiquetés comme cytoplasme par exemple). Le tableau 11 permet de formuler quelques remarques concernant d'une part les <u>probabilités contextuelles</u>, et d'autre part les <u>probabilités conditionnelles</u>.

POINT COU-RANT CONTEXTE	PROBABILITE / CONTEXTE F	C	N	H	PROB DU CONTEXTE
FFF	0.9862	0.0018	0.0000	0.0120	0.3910
F.					
HHH	0.0181	0.0112	0.0013	0.9694	0.2192
H.					
NNN	0.0000	0.0333	0.9622	0.0044	0.0787
N.					
CCC	0.0027	0.9053	0.0492	0.0429	0.0326
C.					
FFF	0.2626	0.0289	0.0019	0.7067	0.0313
H.					
HHH	0.6888	0.0106	0.0000	0.3006	0.0193
F.					
FFH	0.7762	0.0267	0.0021	0.1951	0.0142
F.					
HHF	0.1845	0.0100	0.0000	0.8055	0.0117
H.					
HFF	0.4790	0.0196	0.0000	0.5014	0.0104
H.					
NNC	0.0000	0.2138	0.7664	0.0197	0.0089
N.					
HFF	0.9897	0.0000	0.0000	0.0103	0.0085
F.					
FHH	0.5640	0.0173	0.0000	0.4187	0.0084
F.					
NNN	0.0000	0.4089	0.5613	0.0297	0.0078
C.					
CCC	0.0000	0.3966	0.5991	0.0043	0.0068
N.					
HHC	0.0245	0.2304	0.0049	0.7402	0.0059
H.					
FHH	0.0545	0.0198	0.0149	0.9109	0.0059
H.					
CCH	0.0267	0.7380	0.0107	0.2246	0.0054
C.					
HHH	0.0222	0.4389	0.0167	0.5222	0.0052
C.					
CNN	0.0000	0.4639	0.5181	0.0181	0.0048
C.					

Tableau 11 :
Ce tableau présente l
probabilités pour qu'
point appartienne à u
classe (F,C,N,H) con-
naissant son contexte
(en ligne), ainsi que
probabilités d'occure
des différents contex
(colonne de droite).

3.2.1) Probabilités contextuelles

-les contextes "équi-étiquetés" sont les plus probables: ceci traduit la convexité des objets que nous étudions;

-les contextes mixtes apparaissent avec les probabilités suivantes: F-H (3.1%), C-N (0.9%), H-C (0.6%), F-C (0.4%), H-N (0.18%) et F-N (0.04%). Ceci traduit une organisation spatiale imbriquée entre le fond, le cytoplasme et le noyau, corrélée à une forte présence de petites hématies (F-H élevée);

-les combinaisons présentant plus de deux étiquettes ont une probabilité d'occurence inférieure à 0.2%: ceci traduit à la fois la convexité et l'imbrication des objets dans la scène considérée.

3.2.2) Probabilités conditionnelles

L'étiquette affectée au point courant avec la plus forte probabilité correspond de façon générale à l'étiquette contextuelle majoritaire. Dans les cas ambigus (contexte $\begin{smallmatrix} HFF \\ H \end{smallmatrix}$ par exemple), il y a équi-probabilité de l'étiquetage (48% pour F, 50% pour H). Ces résultats sont légèrement affectés par le maintien d'une cohérence d'étiquetage au sein de chaque ligne, ceci étant corrélé à notre mode de traitement: l'étiquette est H avec 70% de probabilité dans le cas du contexte $\begin{smallmatrix} FFF \\ H \end{smallmatrix}$.

Il convient de souligner que malgré la faible étendue du voisinage choisi, les probabilités contextuelles et conditionnelles sont en relation avec l'organisation spatiale des points dans l'image.

3.3) Résultats obtenus

Les fonctions discriminantes $f_i(X)$ ont été modulées par les probabilités conditionnelles $P(X/\{C_X\})$ de la façon suivante:

$$\boxed{f_i'(X) = f_i(X)+\alpha \mathrm{Log}_e P(X/\{C_X\})}$$

La segmentation obtenue à l'aide des fonctions $f_i'(X)$ est présentée dans la figure 83 pour $\alpha=0$ (non prise en compte du contexte) et $\alpha=1$.

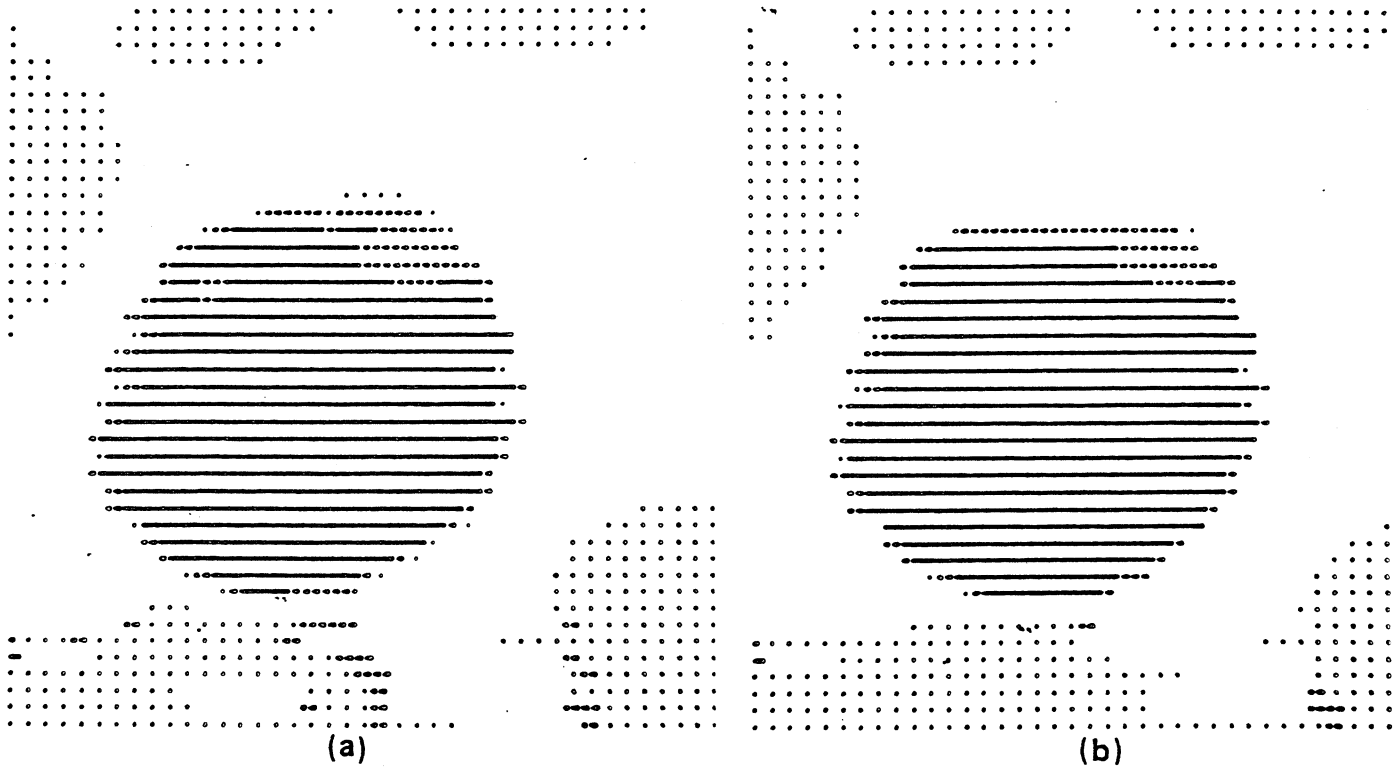


Fig. 83 : Comparaison entre non prise en compte du conte te (a) et prise en compte du contexte (b): la prise en compte d contexte provoque la disparition de nombreux artefacts et une meilleure délimitation de la frontière cytoplasmique.

La figure 83 montre que la prise en compte du contexte provoque la disparition d'un certain nombre d'artefacts, corrélée à une meilleure définition du cytoplasme de la cellule: la dépression centrale de l'hématie a néanmoins disparu, ce qui s'explique pa le caractère extrêmement local de la méthode.

En ce qui concerne les cellules neutrophiles, la prise e compte du contexte permet un lissage du cytoplasme (fig. 84).

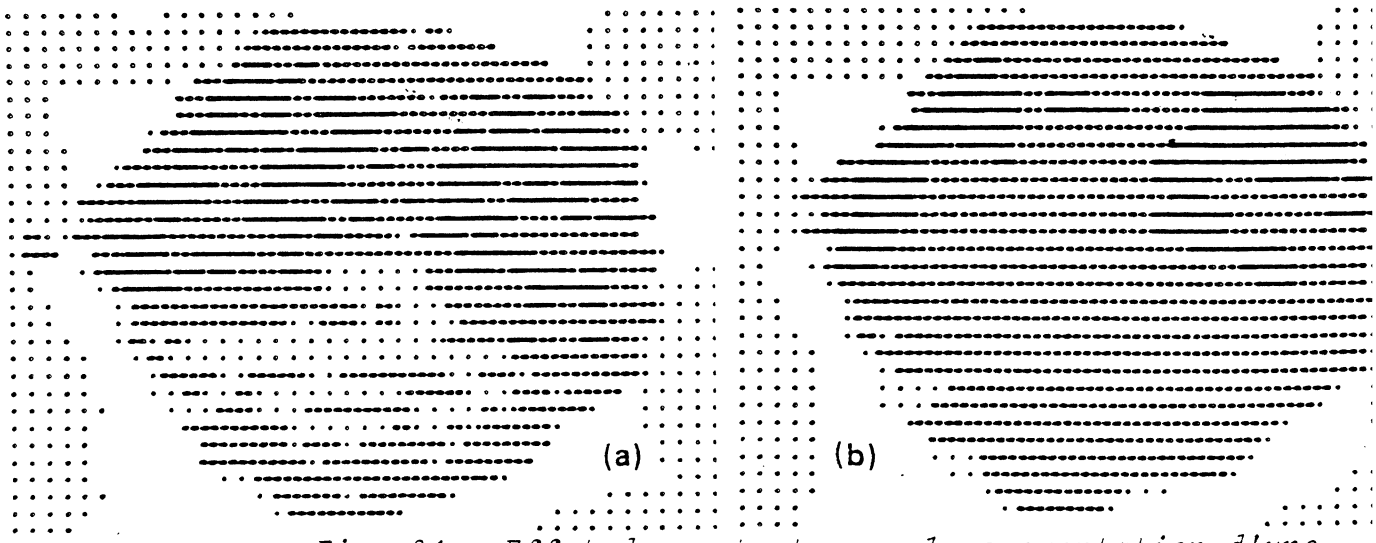


Fig. 84 : Effet du contexte sur la segmentation d'une cellule neutrophile: (a) sans contexte, (b) avec contexte. Dans ce dernier cas, le cytoplasme est mieux délimité, alors que le

Si la méthode employée fournit quelques résultats, notamment pour la correction d'artefacts isolés, elle provoque des assimilations trop brutales entre points. Ceci est dû pour une part au fait que le contexte envisagé est trop restreint, et ne permet de ne rendre que faiblement compte de la validité de telle ou tel le configuration. La méthode est d'autre part fondée sur des probabilités qui ont été calculées à partir d'images bruitées: l'étiquetage alors obtenu ne peut donc être optimal.

Un certain nombre d'auteurs (ROSENFELD et col., 1976; BERTHOD et FAUGERAS, 1979) ont présenté des méthodes d'étiquetage itératives qui permettent d'améliorer à chaque étape la qualité de l'étiquetage obtenu: il est nécessaire de définir à cette fin un critère de qualité de l'étiquetage (compatibilité maximale et ambiguïté minimale par exemple) dont l'optimisation assure la convergence de l'algorithme. Ce type de méthode devrait se révéler extrêmement fructueux pour la segmentation des images biologiques, en raison de l'importance de l'information contextuelle que nous avons mise en évidence.

Ainsi, un mode de segmentation fondé sur l'utilisation de fonctions discriminantes et suivi d'une optimisation de l'étiquetage effectué devrait permettre de résoudre la plupart des problèmes de segmentation relatifs aux images biologiques. En ce qui concerne les cellules neutrophiles et les cellules accolées, nous avons expérimenté des méthodes de calcul de gradient, afin de rehausser les frontières cytoplasmiques.

4) Utilisation d'une méthode de gradient pour la définition des contours

L'opérateur de gradient digital, sensible aux brusques changements dans les valeurs d'intensité lumineuse , permet de souligner les bords des objets d'une image. Si f(x,y) représente la valeur d'intensité lumineuse au point (x,y) d'image, l'expression du module du gradient est:

$$(1)\quad G_1 = \sqrt{(\Delta_x f)^2 + (\Delta_y f)^2} \quad \text{où} \quad \begin{cases} \Delta_x f = |f(x+1,y) - f(x,y)| \\ \Delta_y f = |f(x,y+1) - f(x,y)| \end{cases}$$

D'autres mesures du gradient digital peuvent être utilisées, tel les que:

(2) $G_2 = \mathrm{Max}(|\Delta_x f|, |\Delta_y f|)$

Ces opérateurs ont été étendus, notamment par ITO et FUKUSHIMA (1976), aux images en couleurs, par le calcul des gradients de tristimuli ($\Delta_x R, \Delta_x V, \Delta_x B$) ou des gradients de teinte, de luminanc et de saturation ($\Delta_x T, \Delta_x L, \Delta_x S$).

Nous avons expérimenté l'effet du calcul des modules des gradients de teinte, de luminance et de saturation (définition (pour deux types de problèmes différents qui sont la recherche de la frontière du cytoplasme de cellules neutrophiles et la recher che d'une frontière entre des cellules accolées.

4.1) Frontière du cytoplasme des cellules neutrophiles

Nous présentons, dans la figure 85a, une représentation symbolique d'un métamyélocyte neutrophile, segmenté à l'aide d'u méthode interactive. Le cytoplasme de cette cellule présente une dépression centrale qui se confond avec le fond de la lame; il n a pas de saut abrupt dans les valeurs de luminance, de teinte et saturation du cytoplasme, mais plutôt une décroissance progressi de ces paramètres, de l'extérieur vers l'intérieur. Cette dépres sion n'est donc pas détectée par le gradient, et il est possible de délimiter la frontière du cytoplasme à l'aide d'une méthode d suivi de bord. Les valeurs du module du gradient de teinte sont présentées dans la figure 85b: des résultats similaires sont obtenus à l'aide des gradients de luminance et de saturation.

4.2 Cellules accolées

Nous présentons, dans la figure 86a, une image comportant trois cellules accolées, dont un hémocytoblaste. Alors que les m thodes de segmentation que nous utilisons ne permettent pas de d connecter ces cellules, la méthode de gradient permet de délimit leurs frontières respectives. Nous présentons, dans la figure 86 les valeurs du module du gradient relatives au logarithme de la minance: l'utilisation de cette fonction permet en effet de reha ser l'effet du gradient, une croissance uniforme du logarithme c respondant à une croissance exponentionnelle de la luminance (SLANSKY, 1978).

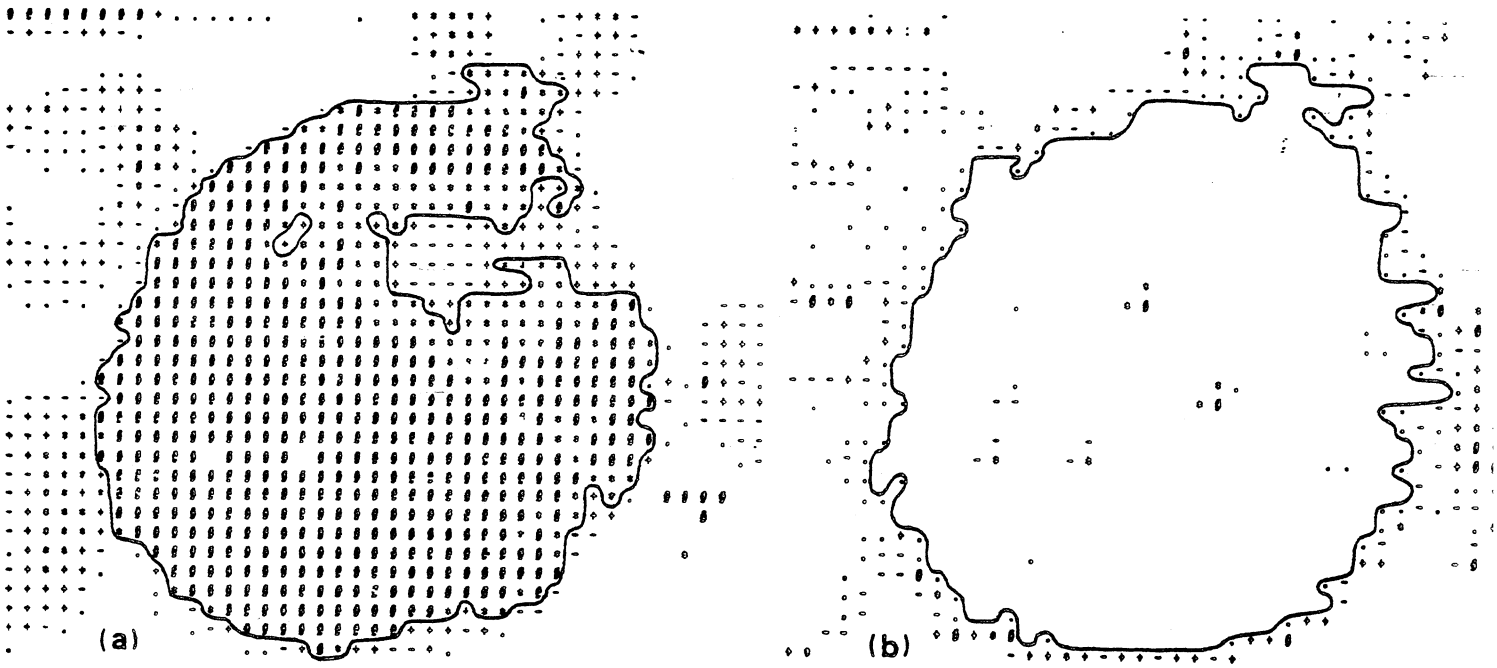


Fig. 85 : *(a) Représentation symbolique d'un métamyélocyte neutrophile, segmenté à l'aide d'une méthode interactive: la dépression plus claire au centre du cytoplasme est confondue avec les hématies. (b) Représentation symbolique du module du gradient de teinte relatif à la même image. La dépression centrale du cytoplasme n'apparaît pas.*

Fig. 86 : *Etude de la détermination de frontières entre des cellules accolées: (a) image initiale (b) image des modules des gradients associés. Les cytoplasmes (+) des cellules C_1, C_2 et C_3 sont connexes dans l'image (a), seuillée de façon interactive; par contre, les points appartenant à ces cellules sont parfaitement séparés par la trace du gradient (Ø) dans l'image (b).*

Il convient de souligner que la prise en compte simultanée des gradients de luminance, de teinte et de saturation (par la recherche du maximum de leurs modules, par exemple) devrait permet tre d'améliorer les délimitations obtenues.

Nous avons présenté deux méthodes (prise en compte de l'information contextuelle et délimitations de frontières) qui permettent de pallier les insuffisances de la segmentation automatique: suppression d'artefacts, séparation de cellules accolées. Pour des raisons de coût et de temps de traitement, il n'e pas possible d'envisager la prise en compte des trois méthodes. Il convient donc d'une part d'affiner les fonctions discriminant (meilleure qualité des observations d'apprentissage) afin de réduire le plus possible les artefacts, et d'autre part de rechercher si la notion de frontière ne pourrait pas être introduite comme information contextuelle, au même titre qu'un étiquetage: ceci permettrait en effet, en conciliant les méthodes de gradier et de contexte, de résoudre de façon simultanée les problèmes de lissage et de délimitation des frontières cellulaires.

Il est d'autre part reconnu que notre système visuel tier largement compte du contexte pour analyser une scène et notammer pour délimiter les objets, comme nous en avons montré quelques ex ples dans le chapitre I: à cet égard, la recherche plus appronfc die d'une modélisation de la perception visuelle et notamment de la réponse en fréquences spatiales du système perceptuel humain devrait s'avérer fructueuse.

III/ PARAMÉTRISATION

Nous ne présenterons pas ici les paramètres de forme ou de texture qui font l'objet depuis longtemps d'études approfondies, pour les images achromatiques, et qui ont déjà été étudiés et décrits par VEILLON (1979) et CHASSERY (1979).

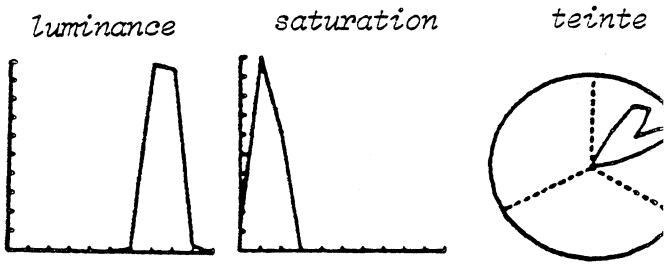
Nous ne disposons actuellement que de peu d'outils mathématiques permettant la paramétrisation des images colorées, et n tamment de la texture colorée: les seules études disponibles con cernent soit le calcul de paramètres sur les images obtenues en

Fig. 87 : Histogrammes de luminance, de saturation et de teinte d'un polynucléaire éosinophile (a), d'un polynucléaire basophile (b) et d'un polynucléaire neutrophile (c). Ces histogrammes sont calculés sur l'ensemble de la cellule (cytoplasme et noyau). Les polynucléaires éosinophile et basophile présentent des luminances et des saturations très voisines: leurs teintes, par contre, diffèrent largement. Le polynucléaire basophile présente une teinte bleu mauve uniforme, alors que deux pics de teinte bien distincts apparaissent dans l'histogramme du polynucléaire éosinophile, indiquant un noyau mauve et un cytoplasme à granulations rouges. Le noyau et le cytoplasme du polynucléaire neutrophile présentent un fort contraste de luminance et de saturation (les histogrammes sont bimodaux). L'histogramme de saturation, notamment, présente deux pics caractéristiques.

Figure 87

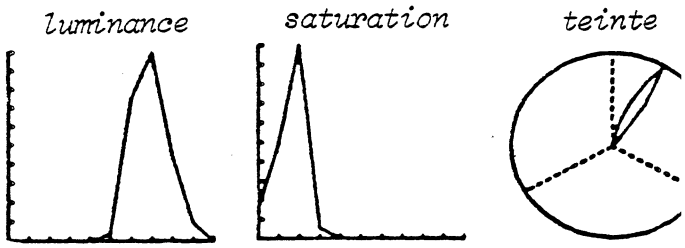
(a) Polynucléaire éosinophile

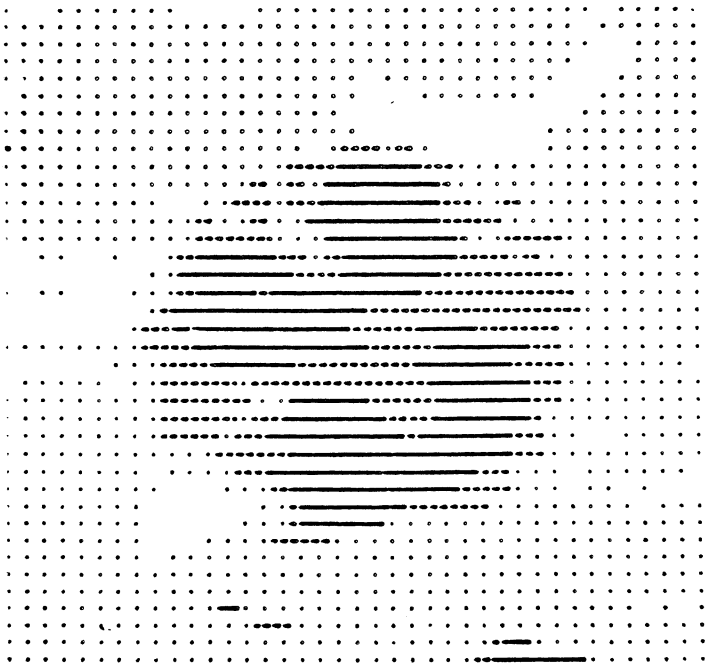
histogrammes de:



(b) Polynucléaire basophile

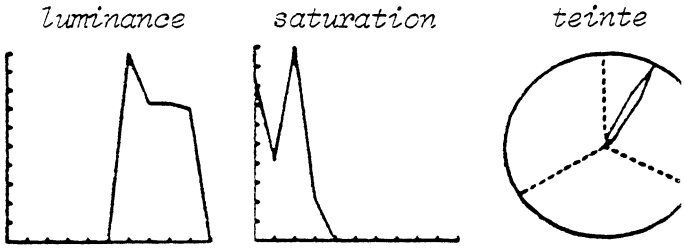
histogrammes de:





(c) Polynucléaire neutrophile

histogrammes de:



différentes longueurs d'onde (HOLMQUIST et col., 1978), soit le traitement d'images transformées: ces transformations visent en général à obtenir une décorrélation des images et consistent soit en de simples opérations algébriques (R-V, R+V+B, etc) soit en des opérations plus complexes, fondées notamment sur la transformation de KARUHNEN-LOEVE (ROCHE et REBUFFET, 1978; SEZE et ROCHE, 1978). Dans les quelques travaux fondés sur le calcul de la luminance, de la teinte et de la saturation, ces paramètres ne sont pris en compte que sous la forme d'histogrammes, de moyennes, etc (à cet égard voir PRATT, 1978).

Bien que nous ayons pu mettre en évidence l'intérêt de paramètres tels que les histogrammes de luminance, de teinte et de saturation (tant pour différencier des types cellulaires appartenant à des lignées différentes que pour étudier les étapes de maturation au sein d'une lignée), nous pensons néanmoins que ceux-ci ne sont pas suffisants: en effet, tant la chromatine du noyau que la structure du cytoplasme sont des caractéristiques déterminantes pour l'observateur, qui relèvent de la texture colorée.

1) Caractérisation de types cellulaires appartenant à des lignées différentes

Les histogrammes de luminance, de saturation et de teinte relatifs à des polynucléaires éosinophile, basophile et neutrophile sont présentés dans la figure 87:

- les histogrammes de luminance et de saturation relatifs aux polynucléaires éosinophile et basophile sont unimodaux, la présence d'un grand nombre de granulations dans le cytoplasme affaiblissant le contraste entre le noyau et le cytoplasme. Ces histogrammes sont bimodaux, au contraire, pour le polynucléaire neutrophile dont le cytoplasme gris est parsemé de quelques fines granulations et tranche nettement avec le noyau. Un pic remarquable de saturation nulle caractérise la couleur grise du cytoplasme;

- les histogrammes de teinte sont unimodaux pour le basophile (fusion du cytoplasme et du noyau en une masse bleu-mauve presque uniforme) et pour le neutrophile (la teinte n'étant calculée que sur le noyau et les granulations). Deux pics de teinte caractérisent au contraire l'éosinophile, en mettant en évidence l'existenc

d'un noyau mauve et de granulations rouges au sein du cytoplasme

Il convient de souligner qu'une telle discrimination ne peut pas être établie à l'aide des seuls paramètres morphologiques (formes très voisines, surfaces extrêmement variables pour un même type) ou densitométriques (les luminances du basophile et de l'éosinophile sont peu différentes). Les constituants cytoplasmiques de ces polynucléaires étant différents, des méthode de type dosimétrique, fondées sur des colorations stoechiométriques, devraient par contre permettre de les discriminer facilement.

2) Caractérisation des états de différenciation successifs d'ur lignée

2.1) Lignée érythroblastique

Nous présentons dans la figure 88 les histogrammes de lum nance, de saturation et de teinte concernant un pronormoblaste e les normoblastes basophile, polychromatophile et acidophile, qui jalonnent les étapes de la différenciation de l'hémocytoblaste, au sein de la lignée érythroblastique, qui conduit au globule rc ge (hématie). L'évolution des histogrammes de luminance et de sa ration (accentuation du contraste nucléo-cytoplasmique) traduit foncement de la chromatine (luminance faible, saturation élevée) et l'éclaircissement du cytoplasme (luminance élevée, saturatior faible) au cours de la différenciation de la lignée. L'évolutior de l'histogramme de teinte traduit la perte de basophilie (subie par le pronormoblaste), accompagnée de la synthèse progressive c l'hémoglobine (celle-ci présente ici une teinte bleu-vert, dans coloration dont nous disposons).

2.2) Lignée granulocytaire (éosinophilie)

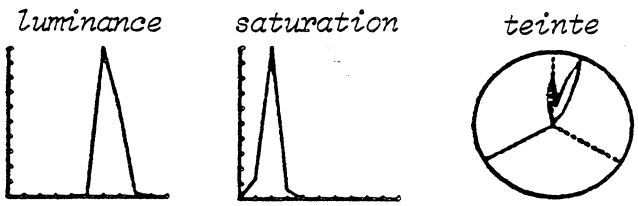
Nous présentons, dans la figure 89, les histogrammes de l minance, de saturation et de teinte concernant un myéloblaste, u myélocyte, un métamyélocyte et un polynucléaire éosinophiles qui jalonnent la différenciation de la lignée granulocytaire éosinop le. La modification des histogrammes de luminance et de saturati est peu remarquable: elle traduit néanmoins un léger éclaircisse ment du cytoplasme. Les modifications de l'histogramme de teinte sont par contre remarquables: la basophilie du cytoplasme du myé

Fig. 88 : Histogrammes de luminance, de saturation et de teinte d'un pronormoblaste (a), d'un normoblaste basophile (b), d'un normoblaste polychromatophile (c) et d'un normoblaste acidophile (d). L'évolution de ces histogrammes traduit les étapes de la différenciation au sein de la lignée normoblastique.

Figure 88

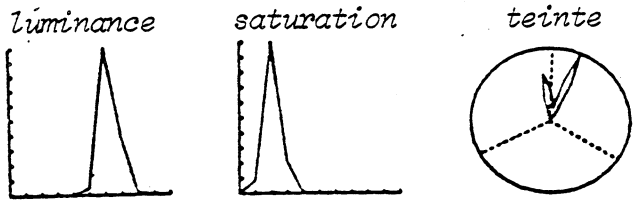
(a) Pronormoblaste

histogrammes de:



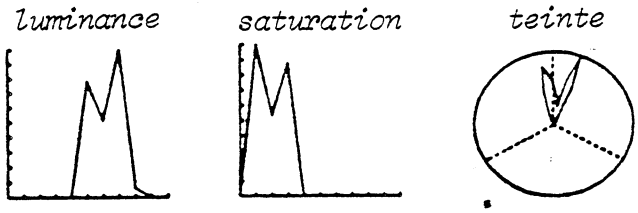
(b) Normoblaste Basophile

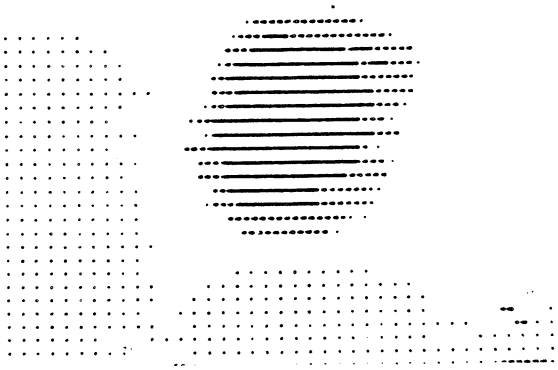
histogrammes de:



(c) Normoblaste Polychromatophile

histogrammes de:





(d) Normoblaste Acidophile

histogrammes de:

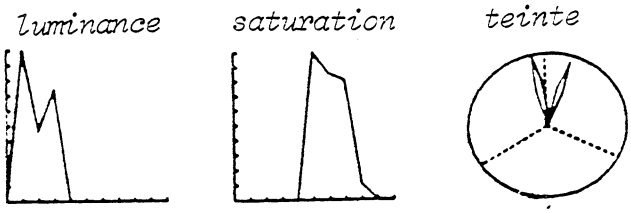
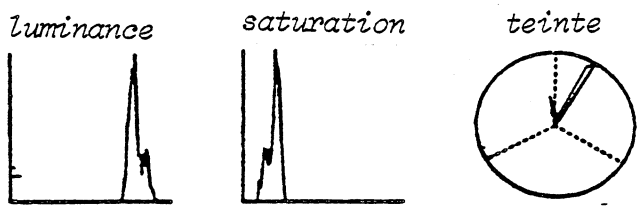


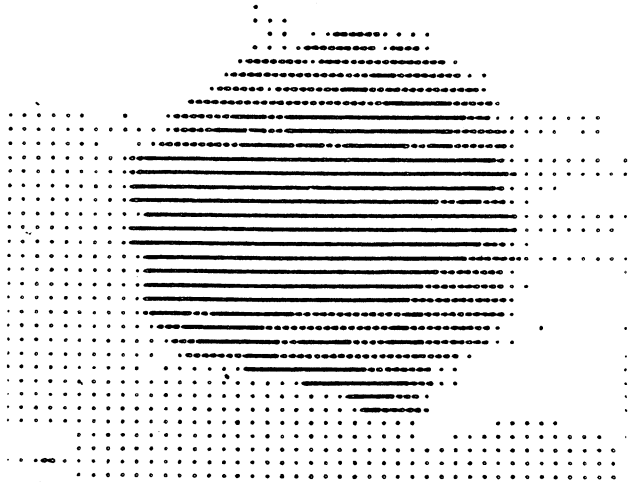
Fig. 89 : *Histogrammes de luminance, de teinte et de saturation d'un myéloblaste (a), d'un myélocyte (b), d'un métamyélocyte (c) et d'un polynucléaire (d) éosinophiles. Une évolution caractéristique de l'histogramme de teinte est observée.*

Figure 89

(a) Myéloblaste

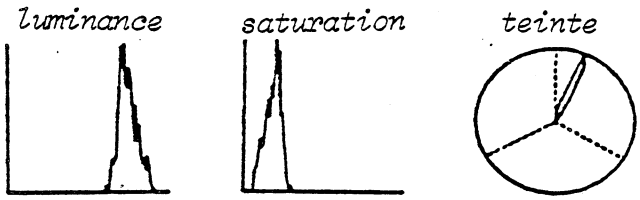
histogrammes de:

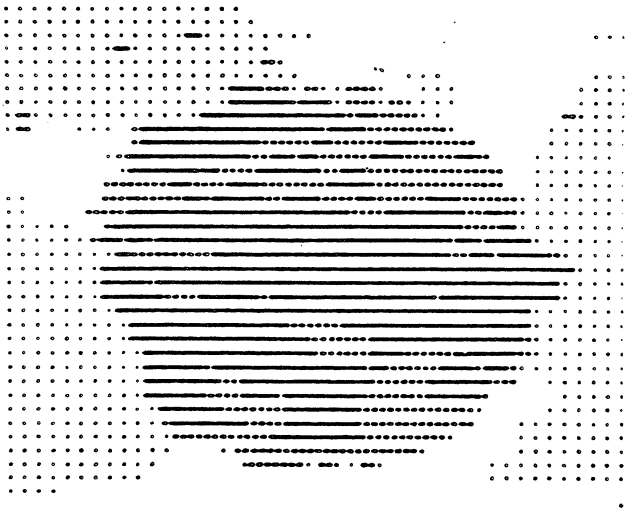




(b) Myélocyte Eosinophile

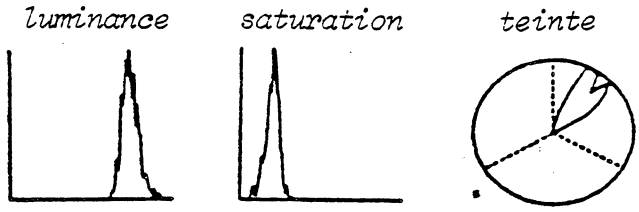
histogrammes de:





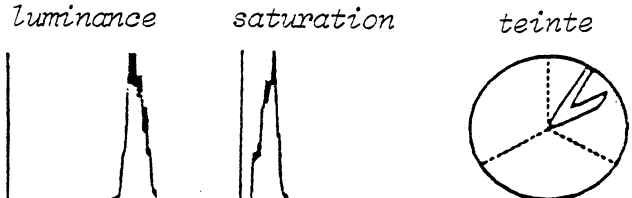
(c) Métamyélocyte Eosinophile

histogrammes de:



(d) Polynucléaire Eosinophile

histogrammes de:



loblaste disparait chez le myélocyte (le noyau et le cytoplasme présentent une teinte identique); l'éosinophilie, qui commence à se manifester dans le métamyélocyte, s'accentue dans le polynucléaire (deux pics de teinte bien distincts apparaissent).

Ces résultats mettent en évidence l'apport des paramètres de luminance, de teinte et de saturation à la caractérisation des leucocytes: ils permettent notamment d'envisager une modélisation de la différenciation cellulaire au sein de chaque lignée. Cette modélisation est fondamentale, dans la mesure où certaines leucémies sont caractérisées non seulement par la prolifération d'un (ou plusieurs) type cellulaire, mais également par la disparition des types cellulaires correspondant à certains stades de différenciation intermédiaires (hiatus leucémique). La mise en évidence du hiatus, associée à la reconnaissance du type cellulaire qui prolifère sélectivement permet de décider du type de leucémie (alors que les leucémies chroniques ne s'accompagnent pas de hiatus, un hiatus net est généralement observé dans le cas des leucémies aigües).

Il est également fondamental de développer des paramètres de texture colorée, non seulement pour parvenir à une meilleure caractérisation des types cellulaires, mais également pour pouvoir déceler des leucémies atypiques: en effet, si les atypies s'accompagnent parfois de gigantisme cellulaire, elles se manifestent souvent par des modifications de la structure de la chromatine et du cytoplasme. En raison de ces anomalies, il peut être extrêmement difficile de décider du type cellulaire qui prolifère sélectivement: la modélisation d'une déformation texturale pourrait dans ce cas s'avérer indispensable.

CONCLUSION

La moelle osseuse constitue un sujet d'étude très vaste et très complexe pour l'analyse d'images, tant en raison de la mau vaise qualité des préparations et de leur coloration, qu'en raison de la diversité et du nombre élevé (33) de types cellulaires à reconnaître.

Nous avons choisi de nous fonder sur l'observation humaine pour parvenir à segmenter et à paramétriser les images cytologiques: ce choix nous a permis de mieux cerner les problèmes à aborder, en fournissant un cadre précis d'étude et en restant le plus près possible d'une interprétation biologique immédiate des résultats obtenus. En effet, les méthodes de coloration et d'examen des lames sont actuellement fortement dépendantes de l'observation humaine: nous pensons donc qu'il est nécessaire dans un premier temp de parvenir à reproduire cette observation de façon automatique. Nous avons montré que la modélisation de la perception des couleur fournit à cet égard des outils précieux, tels que la luminance, la teinte et la saturation. Ces paramètres ne suffisent cependant pas et la recherche que nous avons effectuée concernant la prise en compte du contexte montre qu'une extension de notre modélisation dans cette voie est nécessaire.

Les analyses microspectrophotométriques ont montré qu'il est possible de caractériser les types cellulaires par leurs constituants, à condition d'utiliser des colorations adaptées: il est certain que ce type d'analyse conduit à une discrimination meilleu re que celle réalisée par l'observateur, et permet une modélisation objective de la différenciation cellulaire. Il conviendrait cependant de définir à cette fin des colorations qui soient à la fois stoechiométriques et suffisamment sélectives.

Il est donc évident que les recherches doivent être poursuivies dans le domaine des méthodes préparatives et des techniques de préparation pour que le potentiel offert par l'analyse automatique des images colorées trouve une application médicale immédiate dans les travaux de routine tels que l'établissement rapide et automatisé des myélogrammes.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Nous avons présenté dans ce mémoire l'étude d'une modélisation de la perception visuelle humaine dans le cadre de l'analyse d'images en couleurs. Les développements théoriques relatifs à cette modélisation, et l'étude de sa mise en oeuvre au moyen d'u capteur m'ont conduite à dégager une méthode d'analyse de la couleur qui résulte d'un compromis entre ces deux composantes. L'étude de l'analyse effectuée, qu'il s'agisse de tableaux colorés ou de lames de moelle osseuse, ouvre deux voies de recherches:

- l'une concerne le capteur utilisé: il convient d'une part d'envisager des améliorations, concernant en particulier sa sensibilité spectrale, qui permettent d'obtenir une décomposition de la couleur (en termes de tristimuli R, V, B), plus proche de celle effectuée par les pigments rétiniens, et d'examiner d'autre part si d'autres modes d'acquisition , fondés par exemple sur l'utilisation de caméras de télévision couleurs, ne seraient pas mieux adaptés à l'analyse en couleurs, en raison notamment de leur grande vitesse d'acquisition;
- l'autre concerne la modélisation effectuée: grâce aux améliorations éventuellement apportées au capteur, la recherche plus approfondie d'une modélisation de la perception pourrait être envisagée, et permettrait de mieux maitriser les techniques actuelles de l'analyse d'images.

Nous pensons avoir mis en évidence l'apport de la couleur à l'analyse d'images: nous avons montré, notamment, combien les paramètres de luminance, de teinte et de saturation sont porteurs d'information, et combien ils permettent d'améliorer les techniques de segmentation et de paramétrisation, relatives notamment à l'étude des cellules myéloïdes. Il conviendrait néanmoins, afin de pouvoir évaluer l'apport de la couleur à la cytologie automatique, de comparer les résultats de classification obtenus à l'aide de méthodes analysant ou non la couleur des objets.

Les études concernant la prise en compte du contexte ont montré, en outre, le potentiel d'analyse offert par des outils tels que la modélisation de la réponse en fréquences spatiales du système visuel humain.

Il convient néanmoins de discuter de la perte d'informati entrainée par le procédé d'intégration polychromatique du spectr lumineux que nous utilisons. Ce procédé, propre à notre système suel, nous permet de voir les couleurs des objets de façon stabl et reproductible, en comprimant l'information qui nous parvient. Cette compression peut s'avérer précieuse en analyse d'images; m pour certaines applications (cytologie en particulier) un dépass ment de la perception, c'est-à-dire l'analyse des propriétés phy siques ou chimiques des objets non directement perçues par l'obs vateur pourrait s'avérer nécessaire.

En cytologie, l'étude des propriétés physico-chimiques de cellules nécessite l'emploi de colorations: les cellules ne poss dent en effet que peu de propriétés différenciées d'interaction avec la lumière. Deux cas se présentent, selon la coloration employée:

- si les colorations sont employées en vue de l'observati visuelle (colorations sélectives mais non stoechiométriques), el effectuent une compression d'information , dans la mesure où l'i mage présentée à l'observateur est simplifiée: la perte d'inform tion entrainée par l'utilisation d'un modèle de type perceptuel paraît dans ce cas négligeable;
- si les colorations sont stoechiométriques, au contraire, la distribution spectrale de la couleur d'une cellule présente des pics d'émission plus ou moins étroits, correspondant chacun à un constituant différent. La perte d'information introduite par un procédé d'intégration polychromatique risque dans ce cas d'être trop élevée: afin d'en juger, il conviendrait de comparer les pe formances de discrimination d'un procédé polychromatique à celle d'un procédé monochromatique.

Alors qu'une analyse spectrométrique est étroitement liée à l'application envisagée, la mise en oeuvre de méthodes perceptuelles que nous proposons peut s'appliquer à tous les cas où le niveau d'analyse désiré est celui de l'observateur: elle concern donc non seulement le domaine de l'observation microscopique, ma

aussi celui de la robotique, de l'analyse de scènes, etc. Ces derniers domaines mettent néanmoins en jeu des mécanismes de perception complexes, du fait de leur tri-dimensionnalité, et un approfondissement de notre modélisation serait à cet égard nécessaire.

ANNEXE I

UTILISATION D'UNE CONSOLE GRAPHIQUE TEKTRONIX 4027 POUR LA REPRODUCTION D'IMAGES EN COULEURS

I Caractéristiques

Le TEKTRONIX 4027 est un terminal graphique couleur, utilisant un mode de balayage télévision. Il lui est associé une mémoire de visualisation et une mémoire graphique (respectivement 32K mots et 192K mots dans la configuration dont nous avons disposé).

1) La mémoire de visualisation est divisée en deux zones: une zone moniteur, destinée au dialogue avec le terminal ou l'ordinateur, et une zone d'espace de travail, destinée à l'affichage graphique. Un logiciel graphique câblé spécifique (extension du logiciel EASY GRAPHING/PLOT 10) permet à l'utilisateur de définir la couleur des différents objets à afficher (points,vecteurs,polygones,etc), soit en termes de luminance, de teinte et de saturation, soit en termes de primaires rouge,verte et bleue. Les valeurs de tristimuli sont codées sur 2 bits: la palette des couleurs comprend donc 64 nuances différentes.

2) La mémoire graphique est constituée d'une liste de cellules qui représentent l'état de l'écran à un instant donné. En effet, l'écran graphique est défini comme un tableau de 33 cellules en ligne et 80 cellules en colonne, chaque cellule étant un tableau de 14 points en ligne et 8 points en colonne. Toute figure affichée à un instant donné est ainsi représentée par une liste de cellules. Les valeurs des points d'une cellule sont codées sur3 bits: ce code désigne l'une des huit couleurs (C0 à C7) définies comme couleur de base du terminal, au début du travail. Ainsi, huit couleurs au plus peuvent apparaitre simultanément sur l'écran.

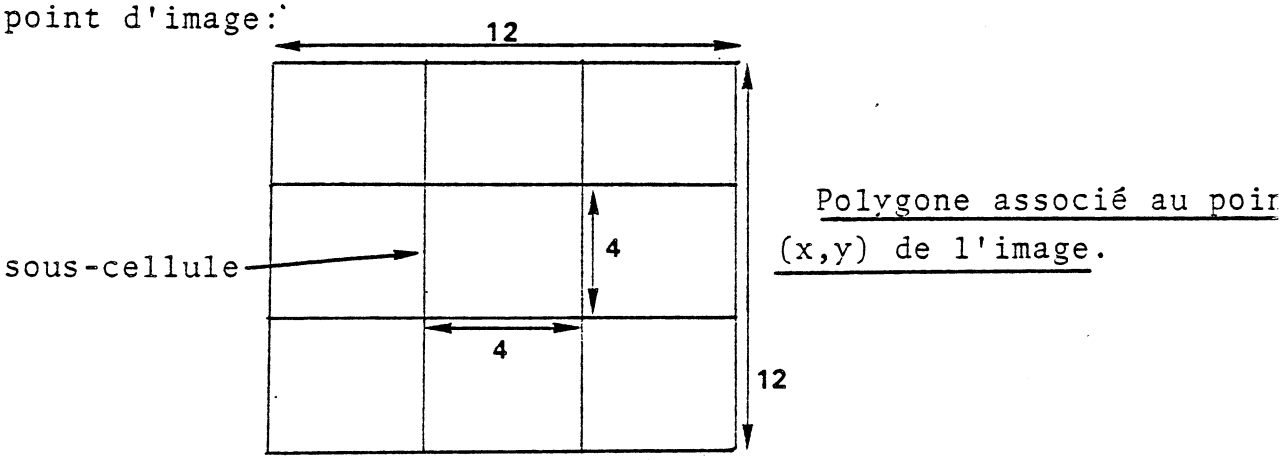
3) Définition d'une sous-cellule

Pour certaines applications, un jeu de huit couleurs est insuffisant: il est alors possible de définir une sous-cellule, ainsi qu'une combinaison des huits couleurs de base au sein de celle ci, qui permette de produire une impression visuelle équivalente à la couleur désirée. Le pouvoir de résolution de l'oeil est en effet inférieur au maillage de l'écran (fondement de la télévision

en couleurs); 512 nuances différentes peuvent être ainsi créées par combinaison.

II Reproduction en couleurs d'images acquises par SAMBA

Soit I(x,y) une image à reproduire sur l'écran du 4027. Les valeurs de tristimuli associées à tout point (x,y) sont codées sur 3bits, elles traduisent soit les transmissions, soit les der sités optiques. A un point d'image correspond sur l'écran un car (ou polygone) centré en cepoint, de côté 12 (cas d'un champ sur 1 cran). Il s'agit de déterminer la taille de la sous-cellule, ains que la combinaison des 8 couleurs de base associée, telles que la répétition du motif obtenu au sein du polygone fournisse une imp sion visuelle équivalente à la couleur désirée. Afin d'éviter l'i troduction de bruit dans l'image, le motif doit être symétrique: nous avons choisi une sous-cellule de dimension 4X4, la répétitic de neuf sous-cellules permet de colorer le polygone associé à un point d'image:



Il s'agit d'associer à chaque point de la sous-cellule une combinaison des primaires R, V, B (les quantités de primaire pouvant valoir 0 ou 1) de façon à ce que les proportions relatives de rou de vert et de bleu au sein de la sous-cellule soient les mêmes c les proportions relatives de rouge, de vert et de bleu qui compos la couleur désirée.

Ceci peut être effectué en associant à une sous-cellule ur tableau de valeurs V(i,j), de la façon suivante:

1	7	5	3
8	2	4	6
3	5	7	1
6	4	2	8

et un tableau de couleurs C(i,j), qui est initialisé au noir, puis modifié selon les proportions relatives de rouge, de vert et de ble (R, V, B), de la façon suivante:

```
C(i,j) := SI V(i,j) ≤ B ALORS
          | SI V(i,j) ≤ R ALORS
          |   | SI V(i,j) ≤ V ALORS BRV (blanc)
          |   |               SINON BR  (magenta)
          |                 SINON
          |   | SI V(i,j) ≤ V ALORS BV  (cyan)
          |   |               SINON B   (bleu)
          |               SINON
          | SI V(i,j) ≤ R ALORS
          |   | SI V(i,j) ≤ V ALORS RV  (jaune)
          |   |               SINON R   (rouge)
          |                 SINON
          |   SI V(i,j) ≤ V ALORS V     (vert)
```

Exemple Soient R=6, B=8 et V=2

Le tableau de couleur C(i,j) est défini par:

blanc	bleu	magenta	magenta
bleu	blanc	magenta	magenta
magenta	magenta	bleu	blanc
magenta	magenta	blanc	bleu

Ainsi, à tout point (x,y) est associé un polygone qui produit une impression de couleur équivalente à la couleur vraie (donnée par R, V, b).

Les images présentées dans la figure 56(b, c, d) ont nécessité la définition d'environ 120 sous-cellules différentes.

ANNEXE II

UN PROGRAMME D'ANALYSE EN COULEURS D'UNE IMAGE CONSTITUEE DE CHAMPS ADJACENTS

Ce programme, écrit en FORTRAN et implanté sur un mini-ordinateur NORD 10S (64K mots) de NORSK DATA, calcule les paramètres morphologiques et de couleurs relatifs au cytoplasme et au noyau d'une cellule, en un passage, à partir de trois tableaux de valeurs qui indiquent les valeurs de tristimuli R, V, B relatives à tout point de l'image observée. Il occupe, dans sa configuration actuelle, moins de 32K mots mémoire (un mot occupe 16 bits).

I Lecture des données et sauvegarde

Les données (tableaux R, V, B) exploitées par le programme proviennent soit du système SAMBA, soit d'un disque souple; elles sont rangées sous forme de tableaux, à raison d'une valeur par octet.

1) Données provenant du microscope

Les données provenant du microscope sont lues et exploitées champ après champ. Une fonction du programme permet de les sauvegarder en fin du disque souple de données. (Il est également possible de ne pas les sauvegarder).

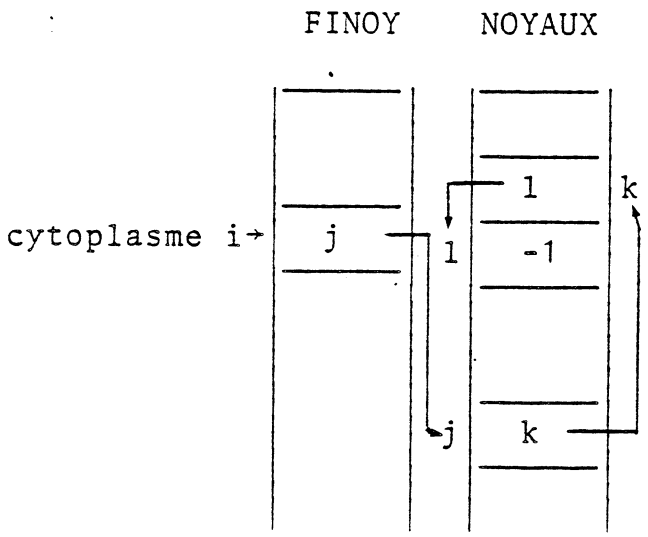
2) Données provenant d'un disque souple

Les disques souples de données sont organisés en fichiers, séparés par une marque de fin de fichier. Les fichiers contiennent les tableaux R, V, B successifs correspondant aux différents champ adjacents qui proviennent de l'acquisition d'une portion de lame. Deux marques de fin de fichier indiquent la fin des données. Une fonction du programme permet la lecture d'un fichier quelconque, par simple indication de son rang. La tête de lecture est positionnée en fonction de sa position précédente, soit par rangs décroissants, soit par rangs croissants. (Nous ne disposons pas de gestio de fichiers dans la configuration actuelle). En fin de traitement, un ordre permet de traiter un nouveau fichier.

II Traitement d'un fichier de données

Le mode de traitement de champs adjacents par mémorisatic d'un champ et d'une colonne historique a déjà été présenté (ADELH et col., 1978). Son extension au traitement de deux class d'objets a nécessité la sauvegarde de deux colonnes historiques, et son extension au traitement en couleurs la mémorisation des trois tableaux R, V, B (1935X3 octets).

Les noyaux et les cytoplasmes sont labellés de façon distincte, à l'aide de compteurs propres: ainsi, les procédures relatives à l'étude de la connexion du point courant à tel ou tel objet sont indépendantes. Afin de pouvoir associer noyaux et cyt plasmes cellulaires, nous avons défini deux tableaux FINOY et NOYAUX qui permettent d'associer à un cytoplasme de label i la l te des noyaux correspondants, de la façon suivante:



Les labels j,k,l corres pondent aux noyaux, ou portions de noyaux, qui doivent être associés c cytoplasme i, à un inst donné.

Ces tableaux sont mis à jour après examen de chaque point, selon qu'il y a connexion entre deux noyaux i et j (il y a alors mise jour des paramètres du noyau i en fonction du noyau j et libéra tion de l'espace associé au noyau j) ou association d'un nouveau noyau. Les mêmes procédures sont effectuées dans le cas de conne xion entre deux cytoplasmes i et j, leurs listes de noyaux étan alors simplement chaînées l'une à l'autre. Ces listes sont égale ment gérées lors d'une connexion bande à bande.

III Gestion dynamique des tableaux

Afin de minimiser la taille mémoire nécessaire, nous avons choisi d'effectuer une gestion dynamique des tableaux, en nous fo dant sur les tableaux FINOY et NOYAUX. Les espaces libres de chacun de ces tableaux sont chaînés entre eux et définis par deux poin teurs de tête de liste PLIB(1) et PLIB(2) et par des marques de fin de liste. Ces listes sont gérées chaque fois qu'un nouvel objet est introduit ou disparaît dans les tableaux FINOY et NOYAUX. Lorsqu'il n'y a plus d'emplacement libre, une procédure est appelée, qui examine successivement si les labels des cytoplasmes son présents dans la colonne historique. Lorsque c'est le cas, ils so marqués par un changement de signe: ces labels, qui correspondent à des cellules en cours de traitement doivent être conservés en mémoire. Les labels des cellules qui sont en cours d'examen (labels présents dans la ligne courante) sont marqués de la même façon. Les paramètres relatifs aux cellules non marquées sont inscrits sur le disque souple de paramètres, et les emplacements mémoire correspondants sont libérés. Le problème consiste donc à définir une taille de tableau suffisamment restreinte, sans que cela provoque une recherche d'espace libre trop fréquente, qui ralentirait notablement le traitement.

BIBLIOGRAPHIE

ABRAHAMSON, D.E. et LAZAROW, A. : A computer linked, two wave-length microspectrophotometer. Ann. N.Y. Acad. Sci. 157 (1) : 298-309 (1969).

ADELH, D. et GARBAY, C. : Diplôme de fin d'études d'ingénieur : réalisation d'un logiciel de liaison entre IRIS80 et un système automatique de microphotométrie à balayage. Application à la reconnaissance de divers types cellulaires dans les lignées myéloïdes et lymphoïdes en vue d'automatiser le diagnostic en cancérologie (1977).

ADELH, D. ; BRUGAL, G. ; CHASSERY, J.M. ; CHIBON, P. et GARBAY, C. : Microscopic image analysis system. Applications to biology : cell cycle, cancerous blood and bone marrow cells. IVth Int. Joint Conf. on Pattern Recognition. KYOTO (Japon), pp. 864-871 (1978).

ADELH, D. : Thèse de Docteur-Ingénieur. En préparation. (1979).

AUS, H.M. ; RÜTER, A. ; MEULEN, V.T. ; GUNZER, U. et NÜRNBERGER, R. : Bone marrow cell scene segmentation by computer-aided color cytophotometry. J. Histochem. Cytochem., 25 (7) : 662-667 (1977).

BACUS, J.W. : A whitening transformation for two-color blood cell images. Pattern Recognition, Pergamon Press. Vol. 8 : 53-60 (1976).

BACUS, J.W. et GOSE, E.E. : Leukocyte pattern recognition. IEEE Trans. on sys., man and cyb. 2 (4) : 513-526 (1972)

BARTELS, P.H. : Sensitivity and evaluation of microspectropho tometric and micro-interferometric measurements. In "Introduction to quantitative cytochemistry". WIED, G.L. Ed. Academic Press. NEW YORK /LONDON, pp. 93-105 (1966).

BARTELS, P.H. et WIED, G.L. : Computer analysis and biomedi interpretation of microscopic images : current problem and future directions. Proc. IEEE 65 (2) : 252-261 (1977).

BENGTSSON, E. ; ERIKSSON, O. ; HOLMQUIST, J. et STENKVIST, B. Implementation and evaluation of a diode array scanner for digitizing microscopic images. In "The automation cancer cytology and cell image analysis". PRESSMAN, N. et WIED, G.L. Eds., pp. 269-287 (1979).

BERTHOD, M. et FAUGERAS, O. : Etiquetage par optimisation et application. Congrès AFCET/IRIA "Reconnaissance de for et intelligence artificielle", pp. 267-276 (1979).

BLOSS, W.H. ; ERHARDT, R. et REINHARDT, E.R. : High resolutio image processing system for fast cell analysis. In "Th automation of cancer cytology and cell image analysis" PRESSMAN, N.J. et WIED, G.L. Eds., pp. 217-225 (1979)

BOOTH, J.M. et SCHROEDER, J.M. : Design considerations for digital image processing systems. Computer: 15-20 (1977).

BRENNER, J.F. ; GELSEMA, E.S. ; NECHELES, T.F. ; NEURATH, P.W SELLES, W.D. et VASTOLA, E. :
Automated classification of normal and abnormal leukoc J. Histochem. Cytochem., 22 (7) : 697-706 (1974).

BRENNER, J.F. ; NECHELES, T.F. ; BONACOSSA, I.A. ; FRISTENSKY, WEINTRAUB, B.A. et NEURATH, P.W. : Scene segmentation techniques for the analysis of routine bone marrow smears from acut lymphoblastic leukemia patients. J. Histochem. Cytochem. 25 (7) : 601-613 (1977).

BROWN, W.R.J. et MAC ADAM, D.L. : Visual sensitivities to combi ned chromaticity and luminance differencies. J. Opt. Soc Am. Vol. 39, p. 808 (1949).

BROWN, P.K. et WALD, G. : Visual pigment in single rods and cones of the human retina. Science 144 (3614) : 45-52 (1964).

BRUGAL, G. ; BOUTTAZ, R. et CHASSERY, J.M. : Le S.A.M.B. : un nouveau système d'acquisition de l'image donnée par un microscope pour l'analyse morphotométrique et densitométrique. Automatisme, 21 : 268-272 (1976).

BRUGAL, G. ; GARBAY, C. ; GIROUD, F. et ADELH, D. : A double scanning microphotometer for image analysis : hardware, software and biomedical applications. J. Histochem. Cytochem. 27 (1) : 144-152 (1979).

CAMPBELL, F.W. et GREEN, D.G. : Optical and retinal factors affecting visual resolution . J. Physiol. 181: 576-593 (1965).

CHASSERY, J.M. : Quelques problèmes liés à l'analyse d'images numériques obtenues par un système automatique de microphotométrie à balayage. Thèse de 3ème Cycle. USM GRENOBLE (1976).

CHASSERY, J.M. : Présentation de quelques paramètres de texture. Table ronde Génie Biologique et Médical, Congrès AFCET/IF "Reconnaissance des formes et Intelligence artificielle" (1979).

CORNSWEET, T.N. : Visual perception . Academic Press. NEW YORK (1970).

COTTER, D.A. et SAGE, B.H. : Performance of the LARC™ classifier in clinical laboratories. J. Histochem. Cytochem. 24 : 202-210 (1976).

DANTCHEV, D. : Le phénomène d'attraction hémoglobinique et la morphologie des cellules sanguines. Librairie Maloine S Ed. PARIS (1970).

DAVIDSON, M.L. : Perturbation approach to spatial brightness interaction in human vision. J. Opt. Soc. Am. 58 (9) : 1300-1308 (1968).

DE VALOIS, R.L. ; SMITH, C.J. ; KITAL, S.T. et KARCLY A.J. : Responses of single cells in different layers of the primate lateral geniculate nucleus to monochromatic li Science 127 : 238-239 (1958).

DE VALOIS, R.L. : Analysis and coding of color vision in the primate visual system . Cold. Spr. Harb. Symp. Quant. Biol. 30 : 567-579 (1965).

DEW, B. ; KING, T. et MIGHDOLL, D. : An automatic microscope system for differential leukocyte counting. J. Histoch Cytochem. 22 (7) : 685-696 (1974).

FAUGERAS, O.D. : Digital color image processing and psychophy within the framework of a human visual model. PH. D. D sertation, University of UTAH (1976).

FAUGERAS, O.D. : Application d'un modèle homomorphique de vis au traitement numérique des images couleurs. Congrès AFCET/IRIA :"Reconnaissance des formes et traitement d images",pp. 223-230 (1978).

FAUGERAS, O.D. : Textures analysis and classification using a human visual model. Proc. IVth Int. Joint. Conf. on Pattern Recognition. KYOTO (Japon), pp. 549-552 (1978).

FAUGERAS, O.D. : Application des modèles de vision au traitemen numérique des images. Thèse de Doctorat d'Etat ès Scienc Mathématiques. PARIS VI (1979).

FRIELE, L.F.C. : Analysis of the BROWN and BROWN-MAC ADAM colou discrimination data. Farbe, Vol. 10, p. 193 (1961).

FRIELE, L.F.C. : Further analysis of colour discrimination data Proc. Int. Colour Meeting (Lucerne, 1965), Göttingen, Musterschmidt Verlag (1966).

GABE, M. : Techniques histologiques. MASSON et Cie Eds. (1968).

GARBAY, C. : Etude d'une modélisation de la couleur dans le cadre de la perception visuelle humaine. Validation sur un jeu d'images colorées. R.R. n° 156, LA7, CNRS (1979).

GIROUD, F. : Effets de la thyroxine exogène sur la cinétique cellulaire chez la larve du triton Pleurodeles waltlii, Michah., étudiés dans le cadre du perfectionnement d'un système automatique d'analyse des images microscopiques. Thèse de Troisième Cycle. USM GRENOBLE (1979).

GOMPEL, C. : Atlas of diagnostic cytology. Wiley Medical Publication. John Wiley and Sons. NEW-YORK /CHICHESTER / BRISBANE /TORONTO (1978).

GONZALEZ, R.C., WINTZ, P. : Digital image processing. Addison-Wesley Publishing Company, Inc. Advanced Book Program (1977).

GREEN, J.E. : A practical application of computer pattern recognition research. The Abott ADC-500 differential classifier. J. Histochem. Cytochem. 27(1) : 160-173 (1979).

GREEN, J.E. : Rapid analysis of hematology image data : the ADC-500 preprocessor. J. Histochem. Cytochem. 27(1) : 174-180 (1979).

HALL, C.F. et HALL, E.L. : A non linear model for the spatial characteristics of the human visual model. Proc. of the IIId Int. Joint. Conf. on Pattern Recognition, pp. 299-307 (1976).

HARMS, H. ; GUNZER, U. ; AUS, H.M. ; RÜTER, A. ; HAUCKE, M. et TER MEULEN, V. : Computer aided analysis of chromatin network and basophil color for differenciation of monon clear peripheral blood cells. J. Histochem. Cytochem. 27 (1) : 204-210 (1979).

HOLMQUIST, J. ; BENGTSSON, E. ; ERIKSSON, O. ; NORDIN, B. et STENKVIST, B. : Computer analysis of cervical cells. Automatic feature extraction and classification. J. Histochem. Cytochem. 26 (11) : 1000-1017 (1978).

INGRAM, M. ; NORGREN, P.E. et PRESTON, K. : In : "Image Proces sing in Biological Science". D.M. RAMSEY Ed., Universit of California Press, pp. 97-117 (1968).

ITO, T. : Pattern classification by color effect method. Proc. of the IIId Int. Joint. Conf. on Pattern Recognit pp. 26-30 (1976).

ITO, T. et FUKUSHIMA, M. : Computer analysis of color informa with applications to picture processing. Proc. of the Int. Joint. Conf. on Pattern Recognition, pp. 833-837 (

ITO, T. ; AKITA, K. ; FUSAOKA, A. ; SATO, K. ; FUKUSHIMA, M. ; TSUJI, H.; NAKAJIMA, H. ; FUKUDA, Y. ; SHIBAYAMA, J. ; HIRAYAMA, M. et NAKATSUKA, K. : A color picture processing system with firmware facility. Proc. of the IVth Int. Joint. Conf. on Pattern Recognition. KYOTO (Japon), pp. 1130-1134 (1978).

KISHIGAMI, Y. ; NODA, S. ; MORISHITA, T. ; HATTORI, S. et HASHIMOTO, Y. : Studies on an automatic cytoscreening system (AUTO-CYTO-SCREENER). In "The automation of cancer cytology and cell image analysis". PRESSMAN, N.J. et WIED, G.L. Eds. pp. 113-123 (1979).

KENDER, J.R. : Saturation, hue, and normalized color : calculation, digitalization effects and use. Department of computer science. Carnegie-Mellon University (1976).

KULKARNI, A.V. : Effectiveness of feature groups for automated pairwise leucocyte class discrimination. J. Histochem. Cytochem. 27(1) : 210-217 (1979).

LAND, E.H. : La théorie rétinex de la vision des couleurs. Pour la science , 4: . 74-91 (1978).

MAC ADAM, D.L. : Visual sensitivities to color differences in daylight. J. Opt. Soc. Am. 32(5) : 247-274 (1942).

MARTIN, L.C. ; WARBURTON, F.L. et MORGAN, W.J. : Determination of the sensitiveness of the eye to differences in the saturation of colours. Med. Res. Council, Rep. 188. LONDON, 1933.

MAYALL, B.H. : Deoxyribonucleic acid cytophotometry of stained human leukocytes. I. Differences among cell types. J. Histochem. Cytochem. 17(4) : 249-257 (1969).

MERTZ, P. et GRAY, F. : A theory of scanning and its relation to the characteristics of the transmitted sig in telephotography and television. Bell System Tech. J 13 : 464-473 (1934).

MUI, J.K. ; FU, K.S. et BACUS, J.W. : Automated classificatio of blood cell neutrophils. J. Histochem. Cytochem., 25(7) : 633-640 (1977).

NOGUCHI, Y. ; TENJIN, Y. et SUGISHITA, T. : An automated anal method of overlapped cells based on a set of images observed through three different wavelengths of sourc light. In "The automation of cancer cytology and cell image analysis". PRESSMAN, N.J. et WIED, G.L. Eds. pp. 185-193 (1979).

ONOE, M. et TAKAGI, M. : An automated microscope for digital image processing. Part I : Hardware. In : "Digital Pro cessing of biomedical images". PRESTON, K. et ONOE, M. Eds. Plenum Press. NEWYORK /LONDON, pp. 17-28 (1976).

ONOE, M., TAKAGI, M. et TASHIRO, T. : An automated microscope for digital image processing. Part. II : Software. In : "Digital processing of biomedical images". PRESTON, K. et ONOE, M. Eds. Plenum Press. NEW YORK/LONDON, pp. 29-46 (1976).

ORNSTEIN, L. et ANSLEY, H.R. : Spectral matching of classical cytochemistry to automated cytology. J. Histochem. Cytochem., 22(7) : 453-469 (1974).

PILLER, H. : Microscope hotometry. Springer-Verlag. BERLIN/HEIDELBERG/NEW YORK (1977).

POLLEN, D.A. et TAYLOR, J.H. : The striate cortex and the spatial analysis of visual space. In : "The neurosciences third study program". WORDEN, F. et SCHMITT, F.O. Eds., Cambridge, Mass : MIT Press, Ch. 21 pp. 239-247 (1973).

PRATT, W.K. : Digital image processing. Wiley Interscience publication. John Wiley and Sons. NEW YORK /CHICHESTER/ BRISBANE/TORONTO (1978).

PRESTON, K. Jr. : Computer processing of biomedical images. Computer pp. 54-68 (1976).

PREWITT et MENDELSOHN : Analysis of cell images. Ann. N.Y. Acad. Sci. Vol. 128 : 1036-1053 (1966).

ROCHE, C. et REBUFFET, M. : Méthodes de classification d'imagerie multispectrale. Congrès AFCET-IRIA : "Reconnaissance des formes et traitement des images." pp. 715-729 (1978).

ROSENFELD, A. ; HUMMEL, R.A. et ZUCKER, S.W. : Scene labelling by relaxation operations. IEEE Trans. on Sys. Man and Cyb 6(6) : 420-433 (1976).

SAWAMURA, I. ; GOCHO, N. ; OHBO, N. ; KUNII, T.L. et TAKAHASHI, Multiband microscanning sensor. In "Digital Processing of Biomedical Images." PRESTON, K. et ONOE, M. Eds. pp. 59-74 (1976).

SEZE, G. et ROCHE, C. : Reconnaissance automatique de formes géométriques et spectrales sur imagerie couleur. Congrès AFCET-IRIA : "Reconnaissance des formes et traitement des images," pp. 385-402 (1978).

SHAPIRO, H.M. ; BRYAN, S.D. ; LIPKIN, L.E. ; STEIN, P.G. et LEMKIN, P.F. : Computer-aided microspectrophotometry of biological specimens. Exp. Cell Res. 67: 81-89 (1971).

SLANSKY, J. : Image segmentation and feature extraction. IEEE Trans. on sys. man and Cyb. 8(4) : 237-247 (1978).

SLOAN, K.R. : World model driven recognition of natural scenes Ph. D. dissertation. University of Pennsylvania. The more-school of electrical engineering. Philadelphia, Pennsylvania (1977).

SPERLING, H.G. et HARWERTH, R.S. : Red-green cone interactions in the increment-threshold spectral sensitivity of primates. Science, 172 (3979) : 180-184 (1971).

STOCKHAM, T.G. : Image processing in the context of a visual model. Proc. of the IEEE 60(7) : 828-842 (1972).

THIESSEN, G. et THIESSEN, H. : Microspectrophotometric cell analysis. Progress in Histochemistry and Cytochemistry. 9(4) (1977).

UNDERWOOD, S.A. et AGGARWAL, J.K. : Interactive computer analy of aerial color infrared photographs. Computer Graphics and Image Processing, 6 : 1-24 (1977).

VEILLON, F. : Une méthode de calcul en un seul passage de plusieurs propriétés topologiques et géométriques d'objets dans des images digitalisées. R.R. nº 67. LA7. CNRS.(19

VEILLON, F. : Présentation de quelques paramètres de forme. Table ronde Génie Biologique et Médical. Congrès AFCET-"Reconnaissance des formes et intelligence artificielle (1979).

VEILLON, F. : One pass computation of morphological and geomet cal properties of objects in digital pictures. Proc. of the IVth Int. Joint. Conf. on Pattern Recognition. KYOT (Japon), pp. : 672-674 (1978).

von KRIES, J. : Die Gesichtsempfindungen. Nagel's Handbuch d. Physiology d. Menschen, Vol. 3 p. 211 (1904).

WILLIAMS, H. ; BRENNER, J.F. et NEURATH, R.W. : Cross-correlati digital registration techniques for multispectral cell images. Comput. Biol. Med. ,Pergamon Press, Vol. 8 : 71-80 (1977).

WRIGHT, W.D. et PITT, F.H.G. : Hue discrimination in normal colour-vision. Proc. Phys. Soc. LONDON, Vol. 46, p. 459 (1934).

WYSZECKI, G. et STILES, W.S. : Color Science. John Wiley and Sons, Inc., New York (1967).

YACHIDA, M. et TSUJI, S. : Application of color information to visual perception. Pattern Recognition. Pergamon Press. Vol. 3 : 307-323 (1971).

YOUNG, T.I. : The classification of white blood cells. IEEE Trans. on Biomed, Eng. 19(4) : 291-298 (1972).