

## **Introduction**

« Souriez, car vos dents ne sont pas seulement faites pour manger ou pour mordre. » Man Ray

La photographie numérique a plus de vingt ans (1), avec la présentation par la société Sony® du premier appareil photographique numérique, le Mavica®. Après les années 1980 et les modèles réservés aux professionnels, les années 1990 furent celles de la démocratisation : Compacts, Ordinateurs personnels, premières versions d'Adobe Photoshop ®, le logiciel le plus utilisé par les professionnels de l'image.

Le début du XXIème siècle est marqué par une explosion des ventes d'appareils photo numériques. En odontologie comme en médecine, la technique numérique gagne du terrain, pour de multiples raisons. Les appareils photographiques numériques sont appelés photoscopes par analogie aux caméscopes vidéo et parce que le capteur est dissocié de l'enregistrement de l'image (2).

Effet de mode ou réelle avancée, la présente étude explorera dans un premier temps la technologie sous-jacente aux photoscopes utilisés quotidiennement dans des milliers de cabinets de part le monde, ses avantages et ses nouvelles exigences. Puis la question de la représentation des couleurs sera étudiée, de la théorie des espaces colorés utilisés par l'appareil numérique à la vision humaine et la perception colorée.

Les spécificités de la photographie au fauteuil seront ensuite détaillées, du matériel nécessaire aux différents protocoles de prise de vue en évoquant l'impact de l'environnement lumineux, avant de s'intéresser aux nombreuses applications cliniques en odontologie.

Enfin nous nous intéresserons au statut légal de l'image, aux obligations du chirurgien dentiste et à ses devoirs d'archivage et de sauvegarde de l'image numérique au sein du dossier patient.

# Partie I : Grands Principes de la Photographie Numérique

---

## I. Avantages et inconvénients

Les avantages de la photographie numérique sont nombreux :

- Les images sont immédiatement disponibles, et visualisables. Si nécessaire, le choix des images à tirer est simplifié. L'impression est de moins en moins utile.
- Traitement des fichiers images : paramètres d'exposition par logiciel, recadrage.
- Fonctionnement intuitif assisté de nombreux automatismes : Cadrage, déclenchement.
- Réglage facile de la température de couleurs, de l'ISO
- Aucun coût de consommable. Nombre de clichés illimité.
- Valorisation du travail du praticien

La photographie numérique pose cependant des nouveaux problèmes, incontournables pour le praticien intéressé par cette technique. Entre autres :

- Investissement, en temps, en formation et en argent
- Nécessité de réaliser des sauvegardes fiables et régulières
- Difficultés pour reproduire fidèlement les couleurs
- Question de l'authenticité des clichés, la fabrication de faux est facilitée par l'utilisation du numérique.

Ces problèmes ne sont néanmoins pas incontournables, sous réserve de mettre en œuvre les techniques appropriées.

## II. Différents types de photoscopes

### A. Photoscope de type compact



Fig. 1 Canon G9, un modèle compact « expert »

Ce sont des photoscopes simples, intuitifs, peu onéreux, dotés de nombreux automatismes.

Leurs caractéristiques doivent les limiter à la prise de vue extrabuccale avec peu de grandissement, aux plans larges et moyens (3). Ils présentent de nombreux défauts pour une utilisation en odontologie: mise au point trop lente et imprécise, flash inadapté, respect des couleurs approximatif.

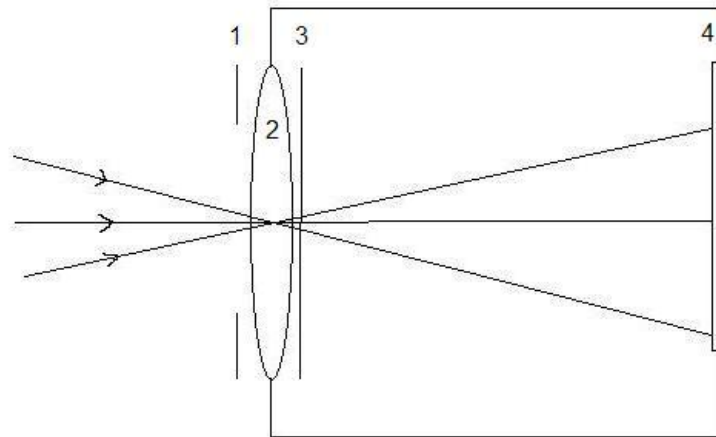


Fig. 2 Principe de fonctionnement

La lumière pénètre a travers le diaphragme (1), passe a travers la lentille (2) et l'obturateur (3) pour aller impressionner le capteur (4). Les informations sont ensuite traitées et enregistrées par une mémoire informatique.

A la prise de vue, l'obturateur laisse pénétrer la lumière pendant un temps défini. Le diaphragme sert à régler la quantité de lumière pénétrant dans la lentille. Les photoscopes n'ont pas toujours d'obturateur ni de diaphragme.

Il existe des kits dédiés à la photographie dentaire, qui se composent en général d'un photoscope compact, d'un accessoire optique de type bonnette ou adaptateur dit macro pour gros plan, et d'une grille de positionnement (qui se fixe sur l'écran de visualisation).

Il faut compter un budget de 300 à 450 € pour un modèle performant (4), auquel il faut rajouter un kit macro (complément optique et diffuseur). Un tel kit pour le Canon G9 est commercialisé par la société PTJ International au prix de 550€. Au grossissement maximal le cadre fait 24mm de large.

## B. Photoscope de type « Bridge »



Fig. 3 Panasonic Lumix DMC-FZ18.

Intermédiaire entre compact et reflex, ces photoscopes sont généralement de meilleure qualité optique et électronique mais plus volumineux. Leur optique n'est pas interchangeable, le zoom est fixe. Leur principal avantage par rapport aux compacts est la puissance de leur zoom (en téléobjectif). Ils sont peu adaptés à une utilisation en odontologie. Ils disposent le plus souvent d'un viseur de type EVF (« Electronic Viewfinder »). Sur le Lumix DMC-FZ18 (un des meilleurs « Bridge » en 2007) par exemple, le viseur affiche seulement 188 000 points soit 433x433 pixels. Il faut compter 400 à 450 €.

### C. Appareil de type reflex :



Fig. 4 Canon 350D et objectif Canon EF 100mm f/2.8 Macro USM

Plus onéreux, volumineux, et offrant le plus de fonctions, ce sont les photoscopes qui donnent les meilleurs résultats dans toutes les conditions. Un modèle d'entrée de gamme suffit (5). Le budget est cependant plus élevé que pour un compact. La durée de vie est inférieure aux modèles argentiques. Il faut s'équiper d'un boîtier, d'un objectif de type macro et d'un flash macro.

Au niveau budget, la solution la moins onéreuse est le Pentax K100D Super avec un objectif Sigma AF 105mm f/2.8 EX DG macro et un flash macro Sigma EM-140 DG (annulaire) pour un total de 1200 €.

Une solution plus confortable est composée du Canon EOS 400D, de l'objectif macro Canon 100 mm F 2,8 USM Macro et du flash macro à double réflecteurs Canon MT-24EX pour un total d'environ 2200€.

Il existe une solution équivalente dans d'autres marques : Nikon D40X (compatible avec les objectifs AF-S uniquement), objectif macro AF-S VR 105 mm f/2.8G IF-ED et kit flash macro SB-R1C1 pour un budget de 2200 € également. Pour 400€ de plus on peut prendre le D80, plus complet.

Chez Sony, on a le boîtier Alpha 100 (ou son successeur l'Alpha 200) accompagné d'un objectif Macro 100mm/f2.8 SAL-100M28 et d'un flash latéral HVLMT24AM pour un total de 2100 €.

### III. Éléments constitutifs d'un photoscope

#### A. Viseur

##### 1. Viseur optique

C'est un deuxième système optique, différent de celui qui expose le capteur ou le film. Son axe est donc décalé par rapport à celui de l'objectif. (2)

Inconvénients de ces viseurs :

- Indépendance optique

Le viseur ne préjuge pas de la qualité de l'image enregistrée : le viseur et l'objectif (et donc la mise au point) sont deux systèmes optiques distincts. La photo peut être floue même si la scène dans le viseur est nette.

- Effet de parallaxe.

Du fait du décalage entre le viseur et l'objectif, l'image vue dans le viseur n'est pas strictement celle effectivement enregistrée.

Dans le schéma suivant, ce que l'œil voit dans le viseur porte majoritairement sur la partie haute du sujet, alors que l'image enregistrée porte sur le bas du sujet. C'est l'effet de parallaxe.

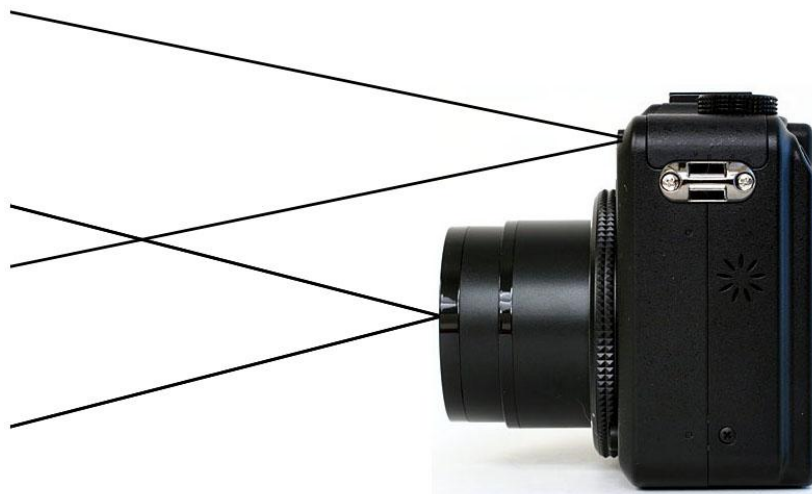


Fig. 5 Décalage dû à la parallaxe



Plus le sujet photographié est proche et plus cet effet de parallaxe se ressent. Or, en odontologie, le praticien est surtout intéressé par la macrophotographie ou proxiphotographie. Ce défaut du viseur est donc particulièrement problématique.

## 2. Viseurs Reflex mono objectif

Viseurs reflex mono objectif : à penta prisme ou à miroir simple.

Les viseurs des photoscopes de type reflex sont dits TTL « Through The Lens » littéralement à travers l'objectif. L'avantage est que l'image vue dans le viseur est strictement l'image qui impressionnera le support enregistreur (ici un capteur électronique).

Les boîtiers équipés d'un pentaprisme (la plupart des appareils reflex utilisés par le grand public) ont une visée horizontale.

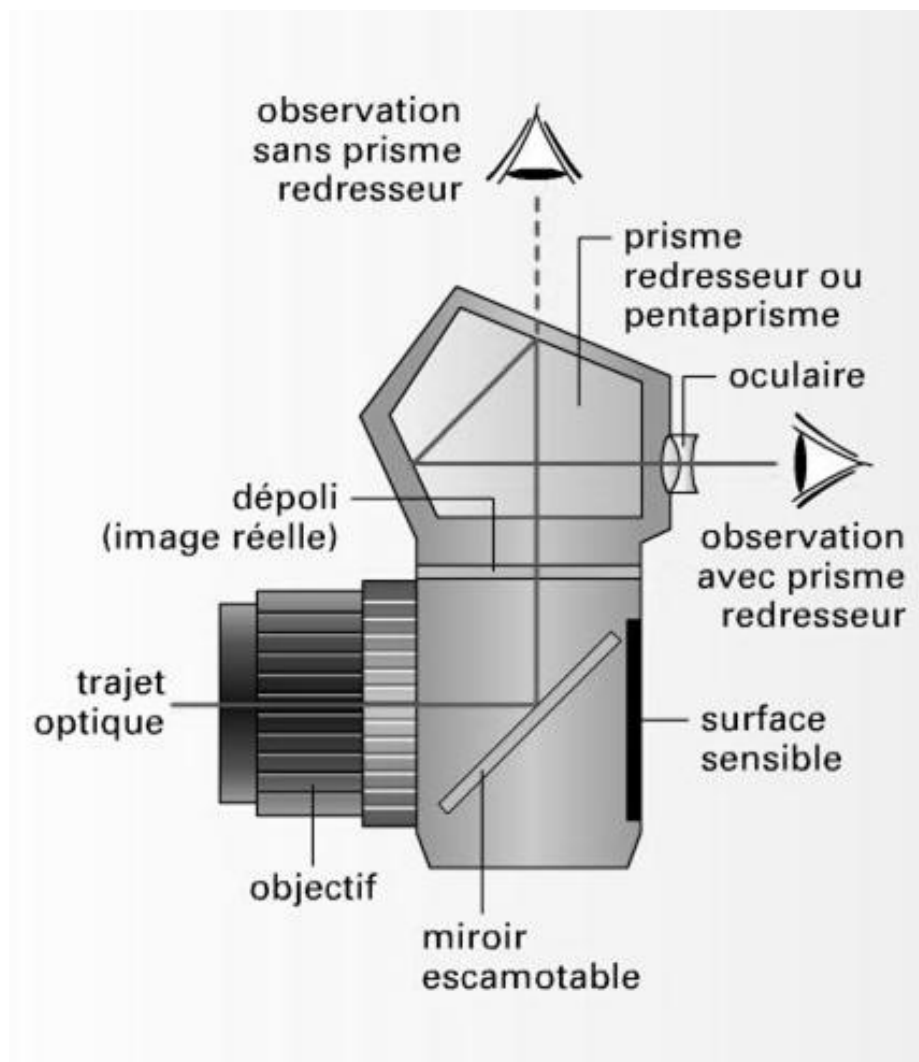


Fig. 6 Principe de fonctionnement d'un reflex (6)

La lumière passe à travers l'objectif, se réfléchit sur le miroir, est reflétée et condensée vers le penta prisme qui permet de voir l'image dans le viseur.

Quand le photographe décide de prendre la photo et appuie sur le déclencheur, le miroir se déplace dans la direction de la flèche, laissant la place pour exposer l'obturateur et le capteur.

A l'intérieur du viseur on retrouve les paramètres d'exposition affichés, les points de mesure de l'autofocus et/ou de la lumière.

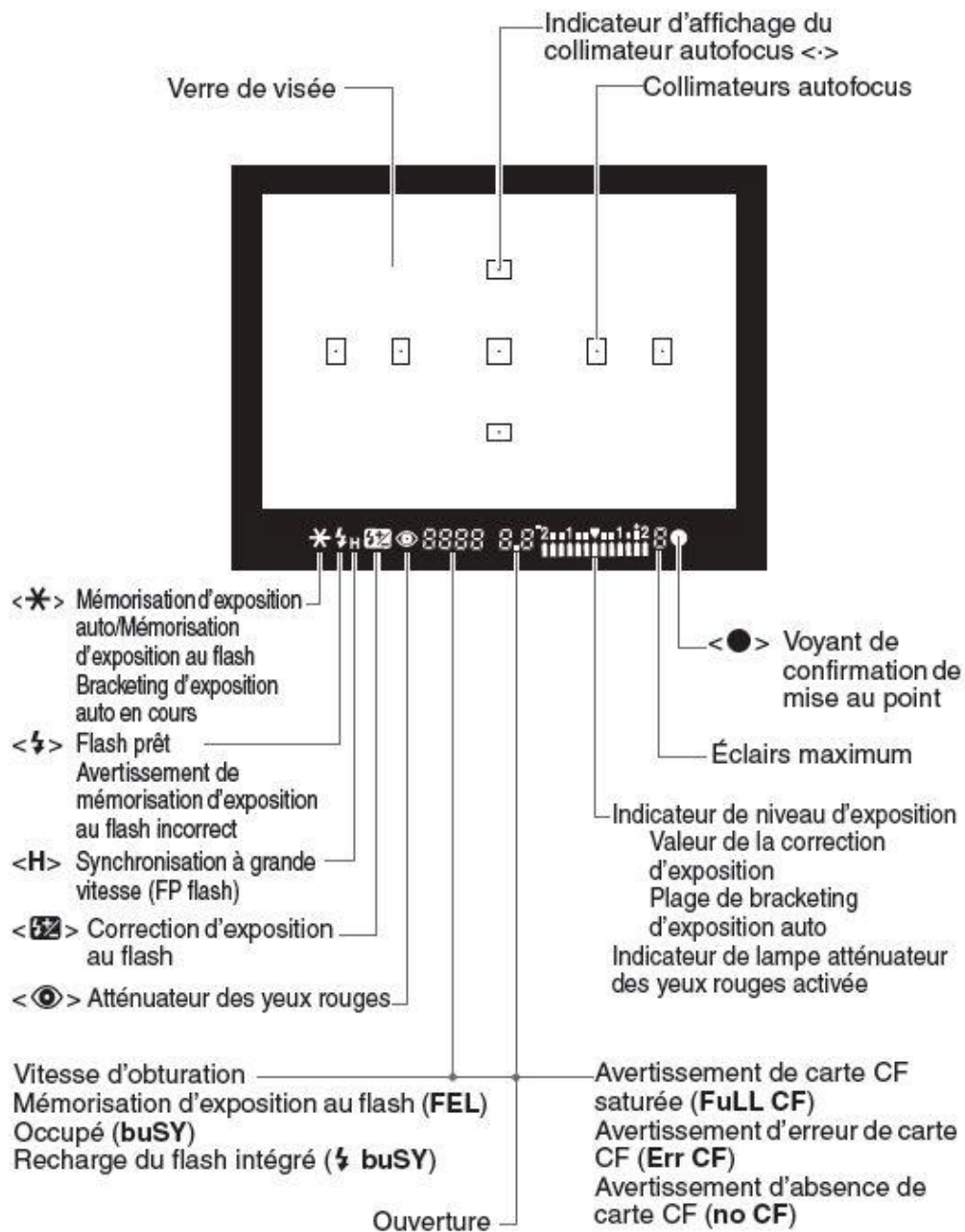


Fig. 7 Vue du viseur d'un reflex Canon (7)

### **3. Viseurs électroniques**

#### **a) Viseur écran électronique TFT (Thin Film Transistor).**

Les photoscopes comportent souvent un viseur optique et également un écran sur leur face arrière. Cet écran peut utiliser :

- Une technologie TFT LCD : « Thin Film Transistor Liquid Cristal Display » très répandue mais qui souffre de certains défauts.
- Une technologie plus récente et plus performante : OLED (« Organic Light-Emitting Diode »), FLC (« Ferroelectric Liquid Cristal »), LCOS (« Liquid Cristal On Silicon »).

Cet écran peut avoir deux rôles : viseur et lecteur pour visualiser les photos enregistrées.

#### **(1) L'écran viseur :**

Il affiche directement les images enregistrées par le capteur de l'appareil. Il permet donc un cadrage parfait de la scène, sans effet de parallaxe. La fréquence de rafraîchissement de l'écran est importante, afin de ne pas avoir de décalage entre l'image visualisée, et l'image effectivement enregistrée. Il équipe les compacts, bridge et maintenant certains reflex avec un viseur « LiveView ».

Avantages :

- Possibilité de prendre des photos dans des positions où coller son œil à un œilleton serait difficile ou impossible.
- Proxiphotographie ou macrophotographie. L'effet de parallaxe étant éliminé.
- Peu de déformations géométriques par rapport à un viseur optique.
- Cadrage intuitif et facile.

Inconvénients :

- Faible visibilité en plein soleil et en condition de fort éclairage.
- Distance d'observation optimale faible.

Pour bien visualiser l'image sur l'écran il faut être à distance minimale d'observation (30 cm en général).

- Si on déplace rapidement l'objectif, l'écran affiche un flou, sa fréquence de rafraîchissement n'étant pas suffisante.
- Difficulté de s'assurer de la mise au point sur l'écran.

## **(2) Ecran moniteur :**

### Avantages :

- Facilité d'affichage et de modification des paramètres de prise de vue par un système de menu.
- Très utile pour visualiser les photos prises, ainsi que les paramètres d'exposition, l'histogramme quand il est disponible.
- Vérifier le cadrage exact de la photo (s'il y a une différence par rapport à la scène visée).

### Inconvénients :

- Image en basse résolution ne permettant pas de juger de la qualité finale de l'image.
- Couleurs peu fiables.

Selon les conditions d'éclairage de l'écran, les paramètres de l'écran, les couleurs peuvent apparaître très différentes de l'image enregistrée effectivement. L'image est en effet automatiquement retravaillée pour être affichée sur l'écran : Passage en basse résolution, balance des blancs automatique, saturation, netteté et luminosité optimisées.

Ces écrans sont cependant grands consommateurs d'énergie, et très peu fidèles au niveau des couleurs et de l'exposition. De plus l'angle de vision est parfois faible : il faut observer l'image en face de l'écran. Les écrans de nouvelles technologie OLED et autres cités plus haut sont plus lumineux, plus économes en énergie et ont un angle de vision latérale plus important.

## **b) Viseur EVF (« Electronic ViewFinder »)**

Le viseur optique classique est alors remplacé par un petit écran LCD affichant l'image du capteur. Ce type de viseur se retrouve sur les appareils de type « bridge ».

L'avantage est que le cadrage est identique entre le viseur et l'image finale, éliminant les défauts classiques des viseurs optiques. Les problèmes de visualisation en plein soleil ou éclairage fort sont éliminés (on vise dans un œilleton).

Les inconvénients sont cependant nombreux et se rapprochent de ceux de l'écran viseur :

- Résolution du viseur bien plus faible que celle de l'image enregistrée
- Fréquence de rafraîchissement insuffisante, entraînant des effets de trainée quand on déplace le viseur. Ce qu'on voit dans le viseur est décalé dans le temps de l'image réelle.

Ces défauts font qu'il est très difficile de juger de l'exposition, de la balance des couleurs, de la profondeur de champ dans un tel viseur.

## **B. Objectif :**

### **1. Définition :**

L'objectif est le dispositif optique permettant de projeter une image nette avec le moins de déformation possible sur le capteur. Ils peuvent être à focale fixe, ou alors de type zoom (en tournant une bague, on modifie la focale). En odontologie on préconise l'utilisation d'un reflex avec un objectif macro à focale fixe.

## **2. Caractéristiques d'un objectif :**

Les paramètres les plus importants pour un objectif sont :

- Sa distance focale
- Son ouverture maximale indiquée par la grandeur « f ».
- Son absence de défauts optiques
- Son pouvoir séparateur. Cette notion est à relier avec le nombre de pixels du capteur, et est aussi importante dans le choix du matériel.

Voir également en Annexe pour plus d'information.

- Aspects particuliers des photoscopes compacts

Ces photoscopes ont en général des capteurs de faible dimension. En conséquence, ils sont équipés d'objectifs de focale très courte, très lumineux et très ouverts, avec une faible valeur de f.

L'hyperfocale est donc souvent courte, et la profondeur de champ s'étend de quelques dizaines de centimètres à l'infini. On a donc souvent une image nette sur toutes distances, à partir de quelques dizaines de centimètres.

### **C. Mise au point, autofocus**

La mise au point peut être manuelle ou automatique (système « autofocus »).

Il existe de nombreux systèmes de mise au point automatiques, cependant sur les photoscopes actuels, seuls deux systèmes sont utilisés.

Les deux systèmes utilisés sur les photoscopes modernes sont l'autofocus à détection (ou correction) de phase et l'autofocus à mesure de contraste.

Un des gros défauts des photoscopes compacts est la lenteur de leur système autofocus. La mise au point est particulièrement difficile à « accrocher » dans le cas de clichés intrabucaux.

## Partie II : Œil numérique et Vision Humaine, le capteur imageur et l'œil

---

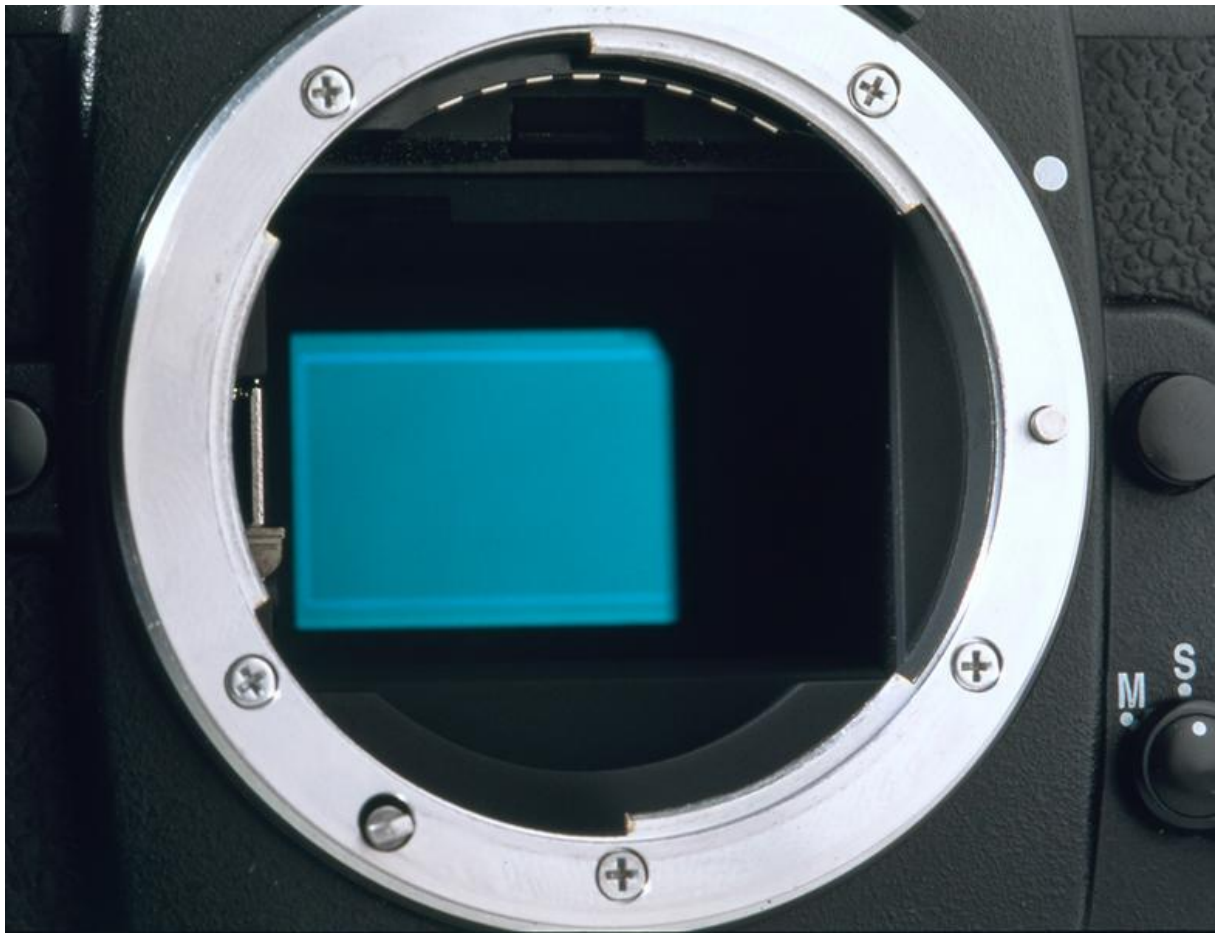


Fig. 8 Capteur numérique (8)

## I. Capteurs numériques

Les capteurs utilisés dans les photoscopes sont de plusieurs types : CCD, CMOS, Foveon®. Leur point commun est de transformer le signal analogique lumineux en charges électroniques qui seront analysées dans un fichier informatique (Voir aussi en annexe.).

### A. Avantages et inconvénients des différents types de capteurs :

Type de capteur	Avantages	Inconvénients
CCD FFT (Transfert d'image entière)	<ul style="list-style-type: none"><li>- Simple, facile à fabriquer</li><li>- Importance de la surface photosensible</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Cout élevé de fabrication</li><li>- Obturateur mécanique obligatoire</li></ul>
CCD IT (Transfert d'interligne)	<ul style="list-style-type: none"><li>- Fonctionnement continu possible (Ecran viseur, Viseur EVF, mode vidéo)</li><li>- Peut fonctionner sans obturateur mécanique</li><li>- Cout réduit</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Surface photosensible réduite</li><li>- Organisation Complexe</li></ul>
CCD FT (Transfert d'image)	<ul style="list-style-type: none"><li>- Fonctionnement continu possible (Ecran viseur, Viseur EVF, mode vidéo)</li><li>- Peut fonctionner sans obturateur mécanique</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Surface photosensible réduite</li><li>- Cout élevé</li></ul>
CMOS	<ul style="list-style-type: none"><li>- Compact, petit</li><li>- Faible cout de fabrication</li><li>- Economie d'énergie (30%)</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Surface sensible plus faible (Rapport d'ouverture ou Fill Factor)</li></ul>

Ces éléments font que le type de capteur le plus répandu sur les photoscopes grand public et moyenne gamme sont les CCD IT et CMOS. Sur les compacts on trouve plutôt des CCD, alors que reflex sont de plus en plus équipés de CMOS (Canon, Nikon).



## **B. Caractéristiques des capteurs**

### **1. Format**

Les capteurs numériques existent en de très nombreux formats, les capteurs CCD venant à la base du monde de la vidéo, on trouve des capteurs au format vidéo 4/3 alors que le format photographique classique est le 3/2 (24x36 cm par exemple). Ces deux formats sont les plus usités. Certains photoscopes offrent la possibilité de changer de format.

Les photoscopes grand public sont toujours équipés de capteurs plus petits que le format 24x36 pour des raisons de cout de fabrication. Ce format de capteur « Full Frame » ne se retrouve que sur les reflex professionnels. La dimension du capteur est un paramètre très important car elle détermine plusieurs paramètres, dont la taille de chaque photosite du capteur, et la modification de focale par rapport au standard photographique 35mm : un objectif macro Canon 100mm monté sur un reflex 400D a en réalité une focale de 160mm du fait de la taille du capteur, plus petit que 24x36mm.

### **2. Nombre de pixels**

Le nombre de pixels, exprimé en millions est l'argument commercial principal de vente des fabricants de photoscope. Il faut relier cette valeur à la notion de résolution optique ou de pouvoir séparateur de l'objectif (voir en annexe) mais également à la taille de chaque pixel, pour évaluer la capacité à augmenter la sensibilité du capteur sans avoir trop de bruit numérique (voir en annexe pour un complément sur le bruit numérique).

La résolution des photoscopes actuellement en vente est suffisante pour exploiter une image correctement cadrée sur un écran ou sur un tirage 10x15 cm (5).

### **3. Sensibilité ISO**

Par analogie avec les appareils photographiques argentique, on parle de sensibilité ISO (International Organization for Standardization) en référence à la norme ISO 12232 (9).

En fait, pour les photoscopes numériques, la sensibilité est variable alors qu'il fallait changer de pellicule pour changer de sensibilité en argentique.

La sensibilité correspond au gain électronique, un paramètre d'amplification du signal. On note déjà que plus un signal est amplifié, plus le bruit associé à ce signal est amplifié aussi. Il ne faudra donc pas dépasser une certaine valeur ISO sous peine d'avoir des défauts visibles de l'image. Sur les reflex numériques, un ISO de 100 à 400 est adapté et produit des images de bonne qualité. (10)

La sensibilité d'un capteur est d'autant plus élevée que la surface sensible des pixels est importante. Mais plus le fabricant augmente la taille des pixels d'un capteur, plus il doit augmenter la taille du capteur, pour garder un nombre de pixels constant. Ainsi, plus un photoscope est équipé d'un capteur de petite taille et plus le signal sera amplifié (et le bruit avec). La taille du capteur est donc un paramètre décisif dans le choix d'un modèle. Plus un capteur est grand, et plus il coûte cher à fabriquer.

Sur un reflex numérique, il faut procéder régulièrement au nettoyage du capteur :

- Par un professionnel
- Soi même à l'aide de produits adaptés : pinceaux Sensor Swab®, liquide Eclipse®

Les poussières et taches sur le capteur se traduisent par des traces sur les clichés, toujours au même endroit. Plus on augmente le f, plus ces traces sont nettes et visibles. Il est donc critique de nettoyer le capteur dès l'apparition d'une poussière et de limiter le démontage de l'objectif.

## **II. La Couleur : Perception colorée et modélisation**

### **A. Structure de la rétine**

La rétine est la couche photosensible de l'œil. Elle tapisse le fond de l'œil, et se compose de cellules sensorielles de deux types qui transforment les informations photochimiques en potentiel d'action électrique : les cônes et les bâtonnets. (11)

#### **1. Les bâtonnets**

Les bâtonnets sont mille fois plus sensibles que les cônes. On en compte à peu près 120 millions. Ils sont uniquement retrouvés dans la zone périphérique de la rétine extérieure à la fovéa. Ils ne sont stimulés que par les variations de luminance, même dans des conditions de faible lumière. On les considère comme les récepteurs de la vision scotopique : en noir et blanc, ou plutôt en niveaux de gris. Ils sont très sensibles et efficaces en faible lumière.

#### **2. Les cônes**

Les cônes sont spécialisés dans la vision des couleurs en pleine lumière (vision photopique). Ils se concentrent dans la petite zone à la surface de la fovéa (2 mm de diamètre, dans l'axe optique de l'œil). On n'en compte que 6 millions environ. Leur sensibilité à la lumière est très faible, ce sont les récepteurs des détails

Il existe trois types de cônes différents selon leur pigmentation : sensibles au rouge, au bleu et au vert. On a pu mesurer trois longueurs d'ondes correspondant au maximum d'absorption par les trois types de cônes.

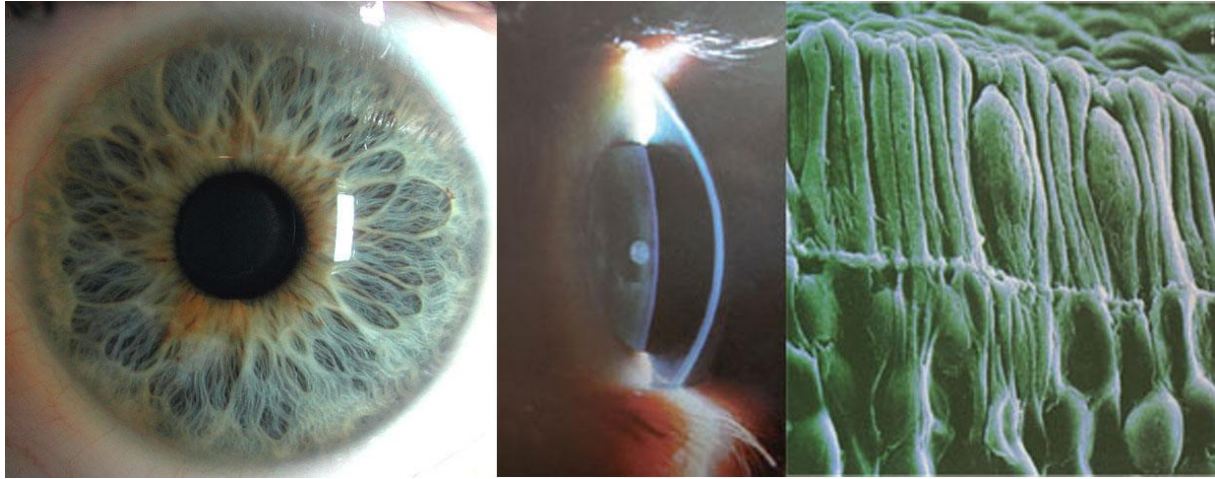


Fig. 9 Vues Macro de l'œil, cônes et bâtonnets en microscopie électronique. (12) (13)

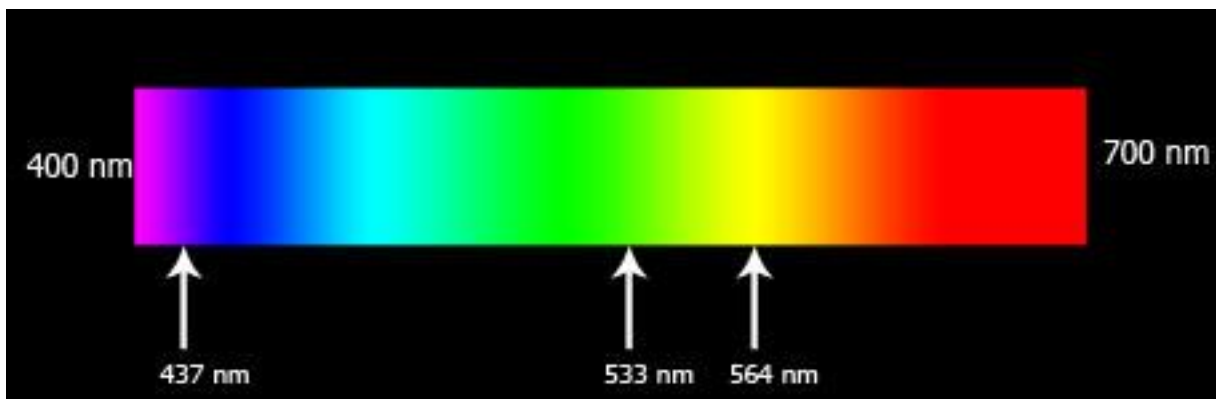


Fig. 10 Spectre visible et maximum d'absorption des trois types de cônes.

La répartition physiologique des différents types de cônes est remarquable : Il y a beaucoup moins de cônes bleus que de cônes verts et rouge (qui sont eux en proportion égale). Ceci explique la sensibilité moins importante au bleu.

Les anomalies de la vision des couleurs s'expliquent le plus souvent par l'absence d'un des trois types de cônes.

## B. Vision des couleurs

### 1. Bases physiques

L'œil humain est sensible à la région des radiations électromagnétiques dans l'intervalle de longueurs d'onde allant de 400 à 700 nanomètres, approximativement (14). Dans cet intervalle de spectre visible, l'œil peut distinguer plus de 200 couleurs pures différentes avec différents degrés de discrimination.

Une caractéristique fondamentale de l'œil humain est la variation de sa sensibilité selon la longueur d'onde. C'est le phénomène de PURKINJE, qui s'explique par la courbe de sensibilité spectrale caractéristique de l'œil humain. Cette propriété est à la base des systèmes de modélisation des couleurs.

Pour un éclairage normal ou fort, la sensibilité maximale de l'œil se trouve dans le jaune-vert (555 nm). (15)

## **2. Perception des couleurs**

La couleur est une notion subjective (phénomène psychosensoriel et neurophysiologique) créée par le cerveau suite à l'action de la lumière (phénomène physique) sur les récepteurs rétiniens : les cônes et les bâtonnets (phénomène sensoriel).

La perception colorée est le résultat de l'interaction entre une source lumineuse, un objet, et l'observateur. Cette interaction peut être de plusieurs types : réflexion, absorption, réfraction, diffraction.

La perception colorée est le résultat complexe de phénomènes physiologiques, psychologiques et émotionnels. Elle est très personnelle, elle renvoie aux expériences et apprentissages de l'observateur. La perception de la couleur est subjective et très variable selon les individus. Elle varie selon l'âge, l'angle de vision, les conditions d'éclairage, la fatigue oculaire, la présence d'éventuels défauts de la vision des couleurs.

Avec l'âge, la vision des couleurs se modifie progressivement. L'apparition progressive d'une opacification du cristallin (la cataracte) diminue la perception du contraste et la perception des bleus (vers 55 à 60 ans). Les couleurs virent au jaune et l'acuité visuelle diminue (16).

Il existe des pathologies de la vision des couleurs (11). Le sujet qui ne voit que deux couleurs est dit « dichromate ». Le sujet qui perçoit une des trois couleurs de façon perturbée est dit trichromate anormal. Ces affections ont des conséquences plus ou moins importantes, le praticien trichromate anormal peut ne pas être diagnostiqué, et avoir des difficultés dans son exercice. Il faut consulter, et réaliser un test d'ISHIHARA en cas de doutes. Il n'existe pas de dépistage systématique pour les praticiens, bien que la qualification des couleurs soit utilisée de façon très régulière au cabinet : en prothèse et dans les codes couleurs des instruments.

### **3. Métamérisme**

On dit de deux corps qu'ils sont métamères quand ils peuvent apparaître avec la même identité chromatique sous une certaine lumière, et avec une couleur différente sous une lumière différente. Ces objets renvoient deux couleurs qui sont différentes d'un point de vue physique (spectre) mais qui apparaissent identiques à la vision humaine. (17)

Il faut donc prendre en compte ce paramètre, relativement fréquent en odontologie (11) (14).

Des solutions à ce problème de métamérisme entre dent naturelle et matériaux prothétiques ont été avancées par TOUATI et al. (18) (19) :

- Privilégier les matériaux ayant un spectre d'absorption proche de celui de la dent naturelle
- Varier les conditions d'éclairage pendant le choix de la couleur : lumière du jour, éclairage faible, éclairage artificiel.
- Valider sa prise de couleur par un autre opérateur (assistante, prothésiste)
- Utiliser des teintiers faits avec le même matériau que les pièces prothétiques céramiques du laboratoire.

### **C. Modèles de représentation des couleurs**

Pour caractériser une nuance colorée à l'intérieur d'un espace coloré global, plusieurs systèmes existent

#### **1. MUNSELL**

C'est une représentation tridimensionnelle des couleurs, classées sous la forme d'un arbre à trois dimensions (trivariance de la couleur) : Luminosité (Value), Saturation (Chroma), Teinte (Hue). Ce modèle a été créé par A. H. MUNSELL et date du début du XX<sup>ème</sup> siècle.

##### **a) Luminosité (Value)**

MUNSELL est le premier à faire la distinction, fondamentale, entre luminosité et luminance. La luminance est une grandeur physique. Elle s'exprime en candéla par mètre carré ( $\text{cd/m}^2$ ). La luminosité est l'interprétation par la vision humaine de cette grandeur physique.

MUNSELL s'aperçoit que le gris 50%, intermédiaire entre le noir et le blanc ne correspond pas à la luminosité moyenne pour l'œil humain. Il choisit de fixer ce gris neutre dans le gris clair, à 20% de noir. L'échelle de luminosité (Value pour MUNSELL) est donc décalée par rapport à l'échelle de luminance.

Dans le système tridimensionnel de MUNSELL, cette luminosité se distribue dans l'axe vertical, du noir au blanc. Dans un même plan horizontal, toutes les couleurs ont la même luminosité. Ce paramètre exprime la quantité de blanc contenue dans une couleur.

La luminosité est un paramètre fondamental dans une reconstitution prothétique, l'œil humain est très sensible aux différences de luminosité grâce aux bâtonnets. (14)

Il s'agit du paramètre le plus important des trois dimensions pour le choix de la couleur d'une reconstitution prothétique.

### **b) Saturation (Chroma)**

Elle se distribue du point central vers la périphérie du solide. Elle exprime la densité (ou la quantité) de couleur, d'une couleur désaturée au centre vers une couleur très saturée à la périphérie.

En odontologie, on sait que la saturation augmente, de l'incisive centrale à l'incisive latérale puis à la canine maxillaire

### **c) Teinte (Hue)**

Dans ce modèle, la teinte, qui est la couleur pure (on utilise parfois abusivement le mot couleur pour désigner la teinte) se distribue le long d'un cercle horizontal. Les teintes complémentaires sont diamétralement opposées sur le cercle. Chaque teinte correspond à une longueur d'onde bien particulière du domaine visible.

Dans l'analyse de la couleur d'une dent naturelle, il est intéressant d'éliminer l'information de la teinte en passant un cliché en noir et blanc, pour se focaliser sur la luminosité, paramètre fondamental, et la saturation. C'est le paramètre le moins important dans le succès de l'esthétique d'une prothèse. (16)

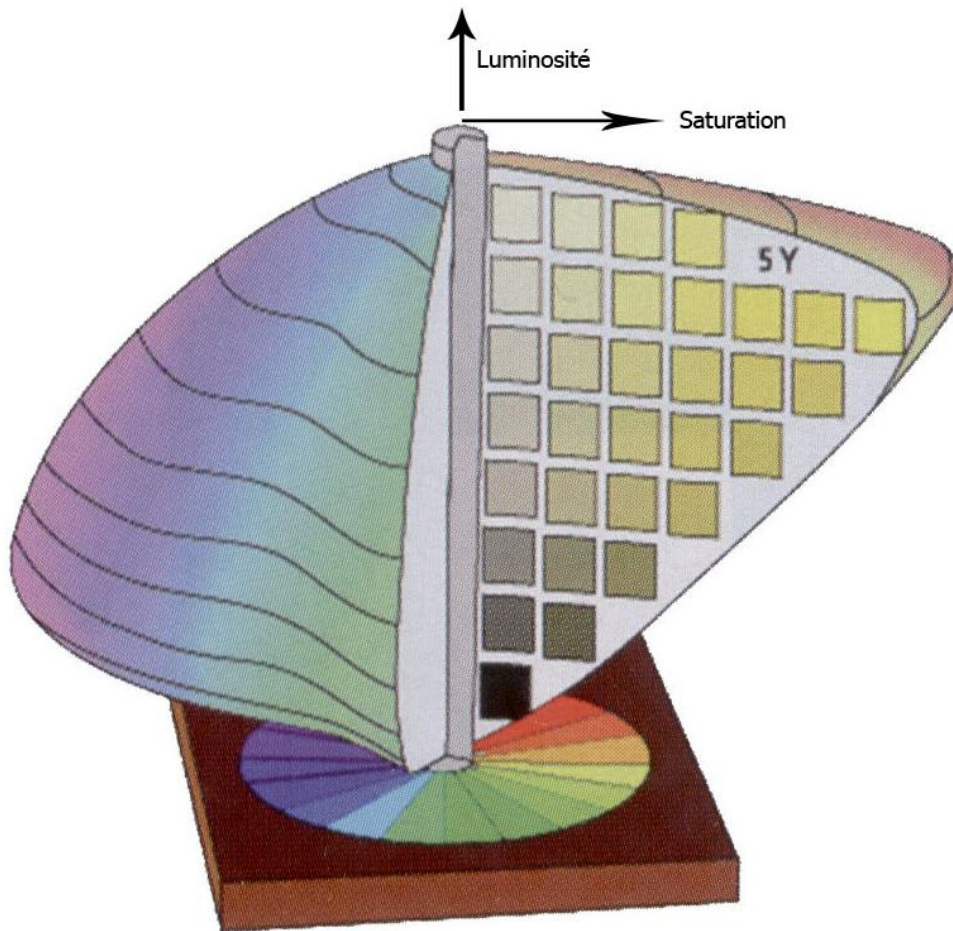


Fig. 11 Représentation 3D du modèle de MUNSELL. D'après Tervil (10)

## 2. Dimensions colorées propres à la dent

Le rendu de la couleur d'une dent ne peut se qualifier simplement par les trois valeurs T, S, L. Il faut rajouter d'autres dimensions propres à la dent, conséquence du caractère stratifié de l'anatomie dentaire. La dentine, opaque, saturée et fluorescente est entourée d'émail, lumineux, translucide et opalescent. (16)

### a) Translucidité

A ces trois paramètres évoqués par Munsell on peut ajouter la translucidité, paramètre fondamental en odontologie. Il s'agit d'un paramètre difficile à exprimer mais primordial pour la qualité de la réalisation.

C'est la propriété d'un corps à laisser passer la lumière sans permettre une discrimination précise du contour ou des objets perçus. (20)



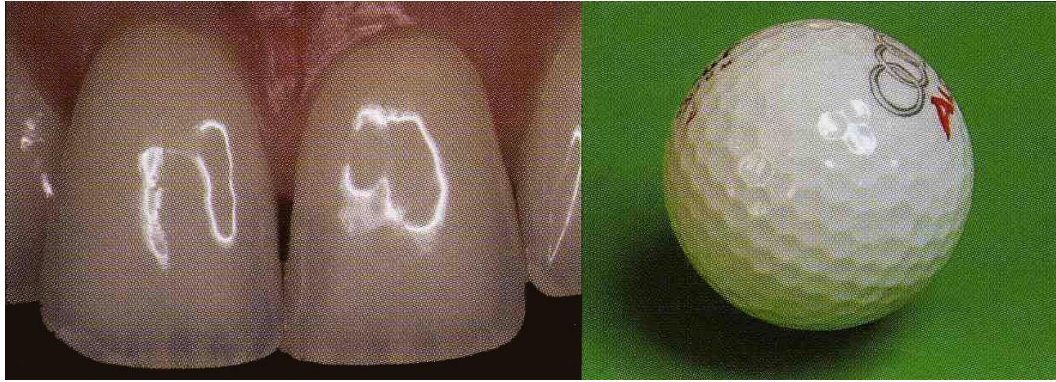


Fig. 12 La dent naturelle est translucide, une balle de golf est parfaitement opaque.

D'après LASSERRE (16).

Elle découle du caractère tridimensionnel de la structure dentaire et dépend en grande partie de l'émail. Elle se traduit par une transmission plus ou moins importante de la lumière. La photographie est un excellent moyen pour transmettre ce paramètre au laboratoire. Il est, de plus, mal rendu par les teintiers (18). La translucidité a été classifiée par YAMAMOTO : A (répartie sur l'ensemble de la face vestibulaire), B (incisale) et C (incisale et proximale).

Avec l'âge, du fait de l'usure, l'émail s'affine et translucidité, opalescence et état de surface se réduisent. Par contre, la saturation, et la luminosité (du fait de l'augmentation de l'opacité) augmentent avec l'âge. (16)

### **b) Fluorescence**

Il s'agit de la propriété de la dentine à transformer la lumière reçue en lumière de plus grande longueur d'onde : Lorsque la dent est frappée par une lumière incidente de longueur d'onde 330 à 340 nm (dans le domaine de l'ultraviolet) elle renvoie du rayonnement visible, dans la gamme des bleus. (21)

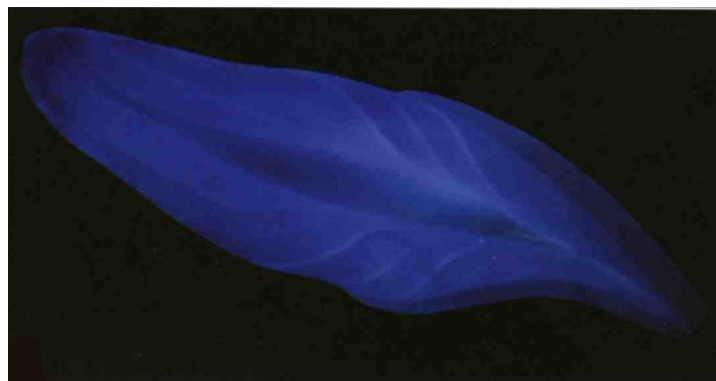


Fig. 13 Fluorescence. Essentiellement dentinaire. Traits de croissance d'OWEN visibles. D'après LASSERRE (22)

La couleur passe du blanc intense au bleu léger. Plus la dent vieillit, plus elle perd son caractère fluorescent, et opalescent.

### c) Opalescence

Due à l'émail, cette propriété entraîne une augmentation de la réflexion des couleurs de longueur d'onde courte à sa surface, produisant un reflet gris bleu. (21)

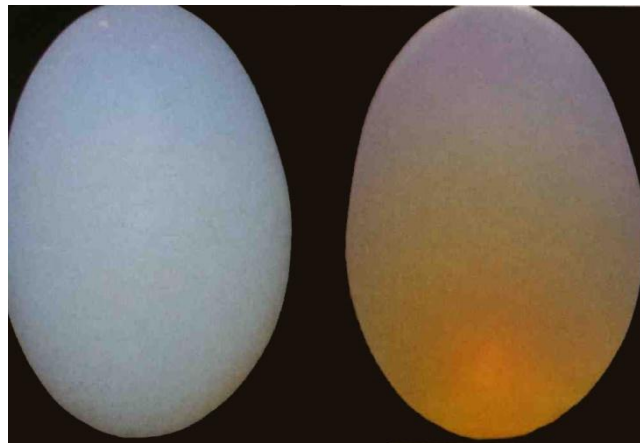


Fig. 14 Même pierre d'opale vue en réflexion lumineuse à gauche (bleutée) et en transmission à droite (orangé). D'après LASSERRE (22)

Ce caractère est surtout présent dans la partie incisale et a été classifiée par VANINI.

### d) Etat de surface

Il est très variable selon l'âge. Les dents jeunes ont une surface riche en stries, fossettes, dépressions, irrégularités. L'âge émousse ces reliefs et la dent prend un aspect « émoussé luisant » (16).



Fig. 15 Comparaison de l'état de surface: patient âgé à gauche, jeune à droite.

## e) Caractérisations

Ce sont des détails particuliers de la surface de l'émail : taches de minéralisation, fissures colorées, infiltrations. La photographie est le meilleur moyen de communiquer leur localisation et leurs caractéristiques au laboratoire

### 3. RVB

Très employé en informatique, car de nombreux appareils fonctionnent dans ce référentiel (photoscope, écrans LCD, écrans cathodiques, scanners), ce type de codage correspond à la synthèse additive des couleurs, un mélange en proportion variable des trois couleurs primaire définit une couleur précise.

La synthèse additive forme le blanc à partir des trois couleurs primaires (Rouge, Vert, Bleu) (23).

On représente ce modèle par un espace à trois dimensions, chaque dimension correspond à une couleur primaire. L'intensité d'une couleur primaire varie selon le codage de couleur utilisé :

Pour un codage des couleurs sur 8 bits, l'intensité de chaque couleur primaire varie de 0 à 255 ( $2^8=256$  valeurs). Dans ce cas, l'image finale est codée sur  $8+8+8=24$  bits.

Une couleur peut donc être caractérisée à l'intérieur d'une enveloppe de couleurs représentée par un cube. Cette enveloppe des couleurs est appelée « gamut ».

Les photosites d'un capteur numérique ne sont sensibles qu'à une seule couleur : ils sont recouverts de filtres qui éliminent les deux tiers de la lumière pour conserver une seule couleur. La distribution dite « de Bayer » est la plus utilisée. On remarque la prédominance de filtres verts, placés pour contrebalancer la faiblesse de sensibilité de l'œil dans ces couleurs.

R	V	R	V	R	V	R	V
V	B	V	B	V	B	V	B
R	V	R	V	R	V	R	V
V	B	V	B	V	B	V	B
R	V	R	V	R	V	R	V
V	B	V	B	V	B	V	B
R	V	R	V	R	V	R	V
V	B	V	B	V	B	V	B

Cy	J	Cy	J	Cy	J	Cy	J
V	M	V	M	V	M	V	M
Cy	J	Cy	J	Cy	J	Cy	J
V	M	V	M	V	M	V	M
Cy	J	Cy	J	Cy	J	Cy	J
V	M	V	M	V	M	V	M
Cy	J	Cy	J	Cy	J	Cy	J
V	M	V	M	V	M	V	M

Fig. 16A gauche, disposition de Bayer (RVB) A droite disposition complémentaire JMCV. D'après BOUILLOT (15)

Par soucis de simplification, on peut noter deux variables et en déduire la troisième. Pour cela il faut considérer un triangle dont les sommets sont les trois couleurs primaires. C'est le triangle de MAXWELL, qui forme un plan à l'intérieur du cube RVB. En notant la proportion de couleur primaire on peut éliminer la troisième variable. Les proportions de couleur, en pourcentage sont notées en minuscules.

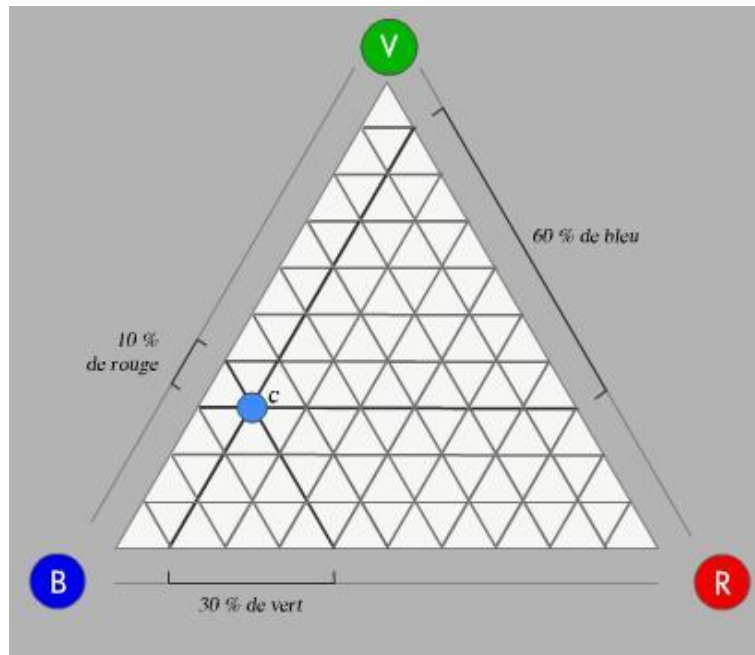


Fig. 17 Triangle de MAXWELL. Correspondance des couleurs (24)

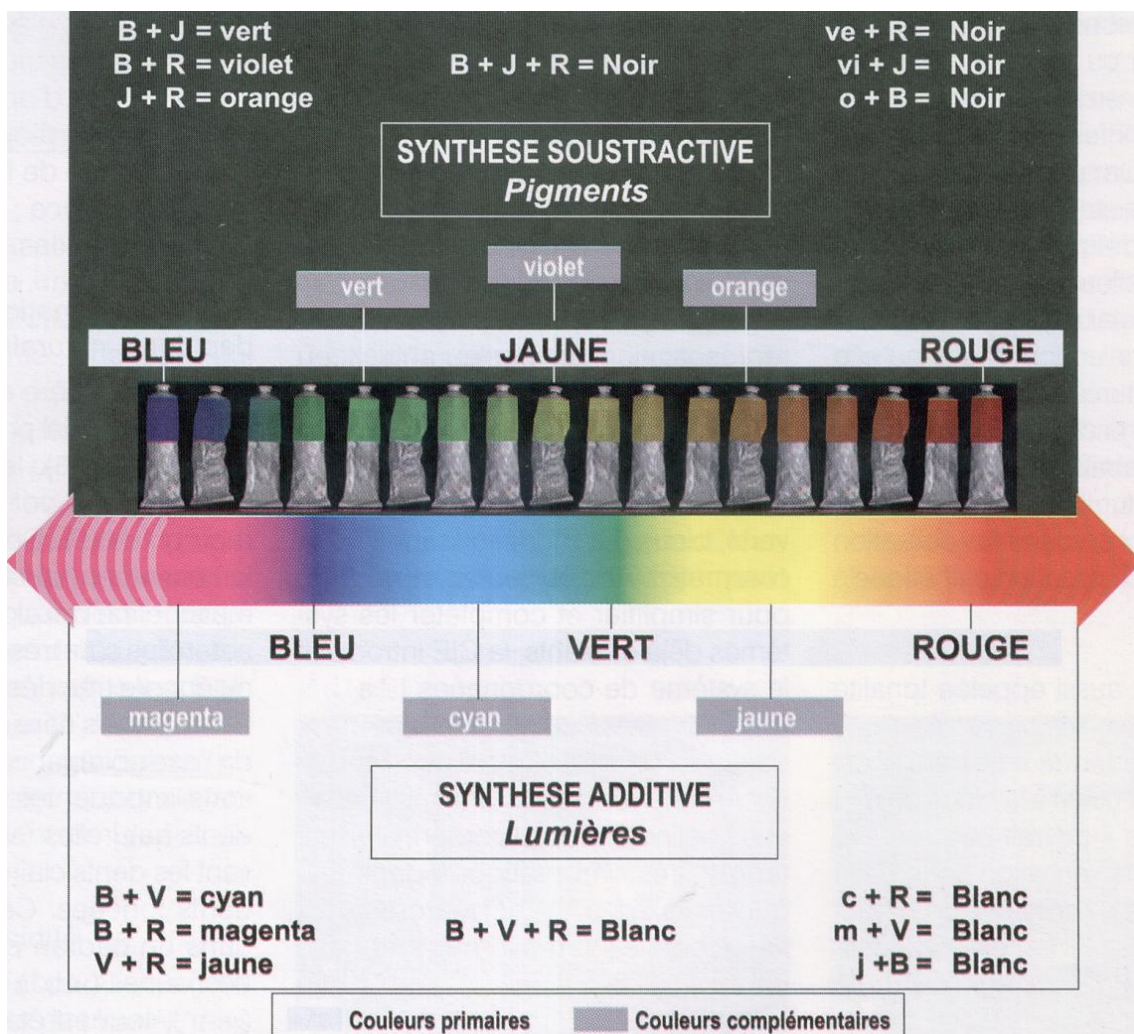


Fig. 18 Récapitulatif de la synthèse additive et soustractive des couleurs.

D'après LASSERRE et al. (16)

Il existe différents espaces RVB (RGB en anglais) parmi lesquels le sRGB et l'Adobe RGB. Le sRGB est le plus largement utilisé mais l'Adobe RGB comprend plus de nuances de couleur. Par défaut, de nombreux photoscopes sont configurés en sRGB.

#### **4. CMJ et CMJN**

##### **a) CMJ**

Ce système fait appel à la synthèse soustractive des couleurs.

On obtient des couleurs complémentaires en soustrayant une couleur primaire au blanc. On peut également obtenir les couleurs complémentaires par le mélange de deux couleurs primaires :

Le Cyan = Bleu + Vert

Le Magenta = Rouge + Bleu

Le Jaune = Rouge + Vert

##### **b) CMJN**

Ce système est très largement utilisé en imprimerie. Par soucis d'économie on ajoute un pigment noir au système. Sinon, pour produire du noir il faudrait mélanger les trois autres pigments.

#### **5. TLS/HLS**

C'est un système basé sur la Teinte, la Luminance et la Saturation (en anglais, Hue Lightness Saturation HLS). Il est très intuitif, et adapté à la vision humaine. Il est dérivé des travaux de MUNSELL. La différence est que dans le système de MUNSELL les valeurs que peuvent prendre chaque paramètre (Luminance, Saturation, Teinte) sont très peu nombreuses et discrètes. Les valeurs dans le système TLS sont continues, et infinies.

Cet espace est adapté pour le choix subjectif de la couleur en odontologie, il est à la base de la construction des teintiers. Le gamut des dents naturelles est plutôt haut (désaturé et lumineux). Cet espace a une forme de rhomboïde.

Il permet une qualification rapide et simple d'une couleur par l'œil humain. Cependant le passage à une quantification, ou un codage informatique est complexe, et limite l'utilisation de ce système à des applications non informatisées.

## 6. CIE RVB

Il s'agit d'un système mis au point par la Commission Internationale sur l'Eclairage (CIE), organisme chargé dans les années 1920 de mettre au point un système de couleurs de référence, adapté à la vision humaine et ses particularités. Des chercheurs de la CIE ont mené une série d'expériences sur un groupe d'observateurs « moyens ». (25)

Ils ont projeté sur un écran une couleur spectrale pure (correspondant à une longueur d'onde unique) et sur un autre écran, un mélange des trois couleurs primaires RVB. L'observateur variait la quantité des couleurs primaires pour imiter la source spectrale pure. On s'est aperçu alors que certaines couleurs pures ne pouvaient être reproduites de cette façon.

On a donc introduit le concept de couleur négative, imaginé par HELMHOLTZ en 1860 pour rendre compte de l'étendue des couleurs visibles dans le système RVB.

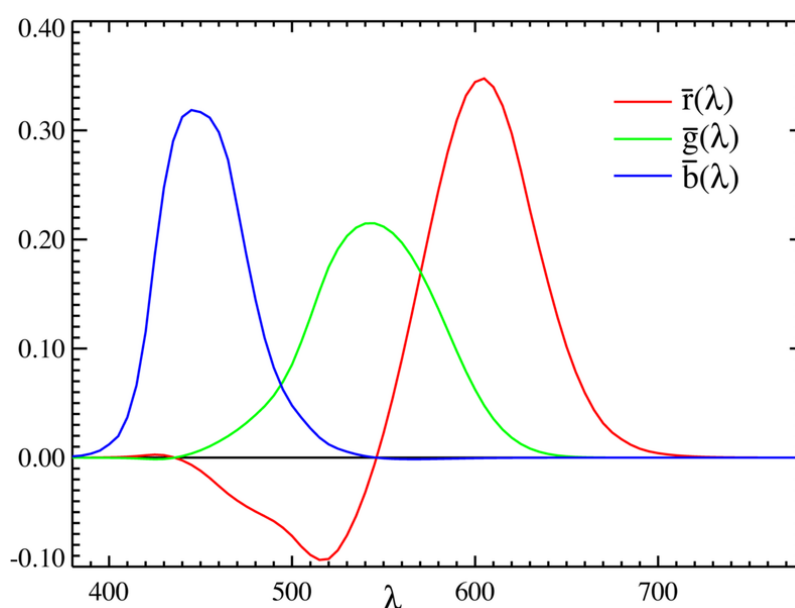


Fig. 19 Quantités de couleur primaire nécessaire pour simuler une couleur pure de longueur d'onde  $\lambda$  (26)

Sur ce schéma, pour une longueur d'onde donnée (donc une couleur spectrale pure), on trouve la quantité de chaque couleur primaire nécessaire pour que l'œil humain ne puisse pas distinguer les deux sources lumineuses.

Par exemple, une couleur pure cyan ( $\lambda=500\text{nm}$ ) se confond, pour l'œil humain avec un mélange de vert (8%) et de bleu (5%) et une composante (imaginaire) négative de rouge (-7%).

La notion de couleur négative a été simulée en réalité par ajout de complémentaire (selon le concept imaginé par HELMHOLTZ).

L'espace CIE RVB a donc été défini par la proportion des trois couleurs primaires. Cet espace est cependant très difficilement utilisable, de part la présence de coefficients négatifs.

La CIE a donc mis au point d'autres espaces colorés pour pallier à ces défauts.

Les données des expériences menées par WRIGHT et GUILD dans les années 1920 sont toujours à la base des références de la colorimétrie moderne, et sont régulièrement discutées, critiquées ou confirmées (27) (28) (29).

## 7. XYZ

Ce modèle adopte le même principe que le modèle CIE RVB, mais remplace les couleurs primaires par des couleurs imaginaires. Ces couleurs primaires sont nommées X, Y et Z. Leurs coordonnées sont x, y et z. On passe du modèle RVB au modèle XYZ par transformation linéaire, les deux espaces sont proportionnels. Le modèle XYZ est une simplification du modèle CIE RGB, les valeurs de x, y et z sont toujours positives.

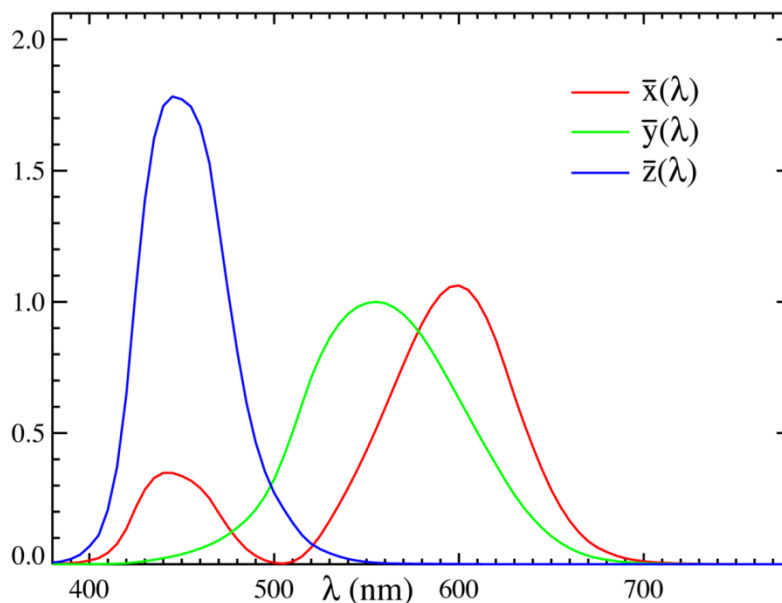


Fig. 20 Quantités de couleurs « imaginaires » x, y et z nécessaires pour simuler une couleur pure de longueur d'onde  $\lambda$  (26)

On voit sur le graphique de composition trichromatique spectrale qu'il est simple d'exprimer une couleur à l'aide de ses trois composantes x (rouge), y (vert) et z (bleu).



## Passage au diagramme CIExy

Par soucis de simplification, on peut passer du système de notation à trois valeurs à un système à deux variables, sur le même modèle que le triangle de Maxwell.

On déduit la troisième valeur des deux autres, et de la relation  $x+y+z=100\%$ .

On définit la couleur  $c=x, y$ .

Graphiquement, cette transformation est le passage d'une enveloppe à trois dimensions à un triangle contenant une section de cette enveloppe.

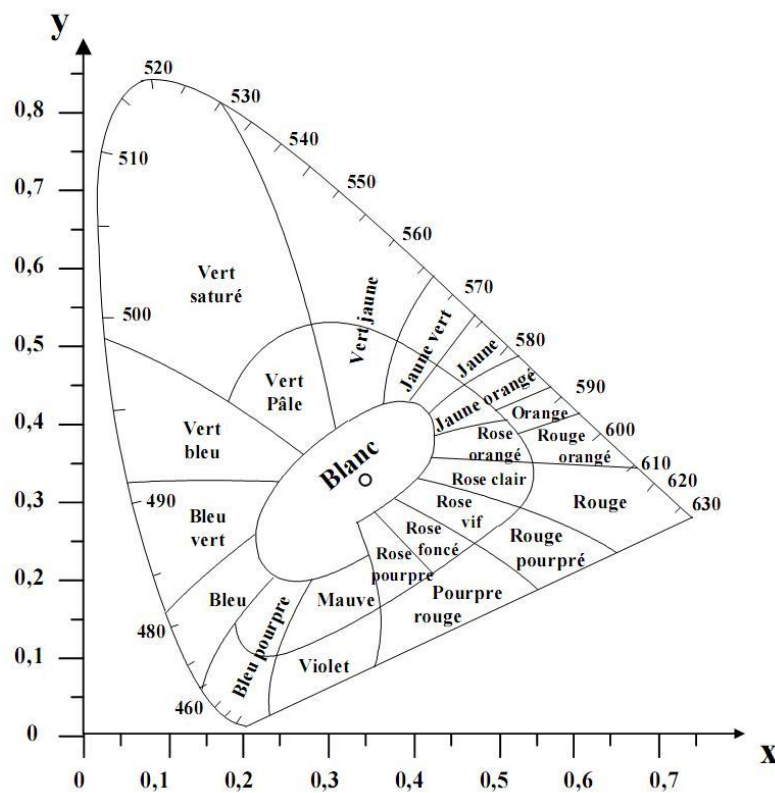


Fig. 21 Localisation des couleurs dans le diagramme CIExy. X est la proportion de rouge, Y la proportion de vert (26)

Ce diagramme dit « diagramme de chromaticité CIE 1931 xy » est largement utilisé lorsqu'on veut exprimer le gamut d'un système (par exemple exprimer la capacité d'un écran à retranscrire des couleurs). L'ensemble de l'enveloppe est le gamut de l'œil humain.

A titre d'exemple voici les diagrammes des espaces sRGB et Adobe RGB. Le triangle délimite les couleurs qui peuvent être codées dans ces systèmes. On voit que l'espace sRGB, le plus couramment utilisé ne retranscrit qu'une faible partie des couleurs du diagramme (et donc de l'ensemble des nuances visibles). Le point D65 correspond à un illuminant de référence (Lumière du jour, en pleine journée, 6500 K).

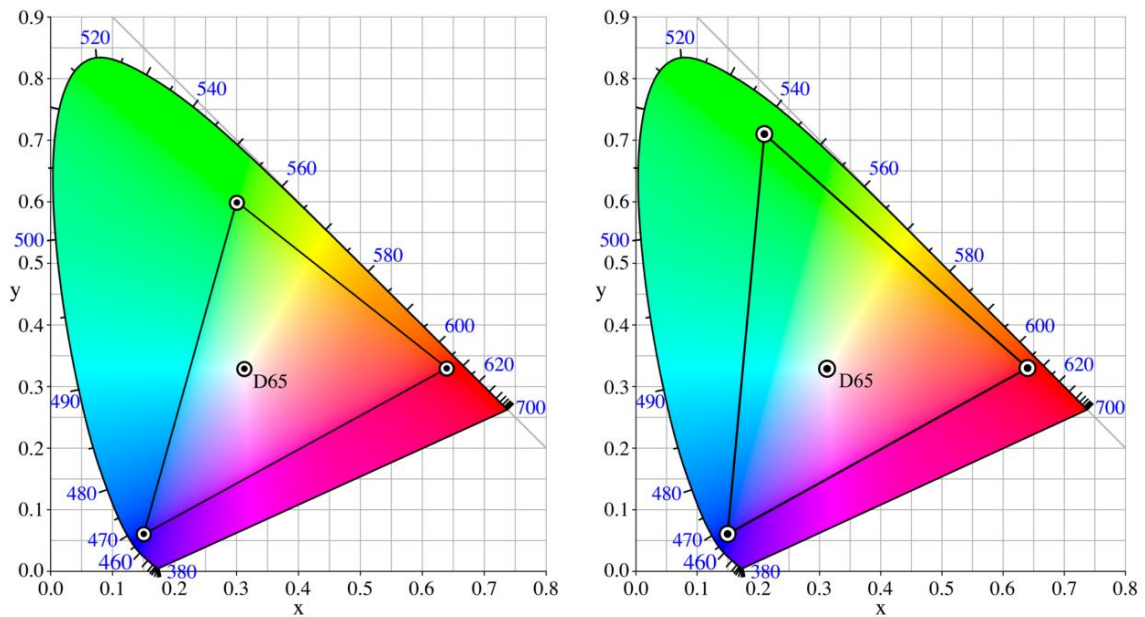


Fig. 22 Espace sRGB (30) à gauche Espace Adobe RGB (31) à droite

## 8. $L^*a^*b^*$

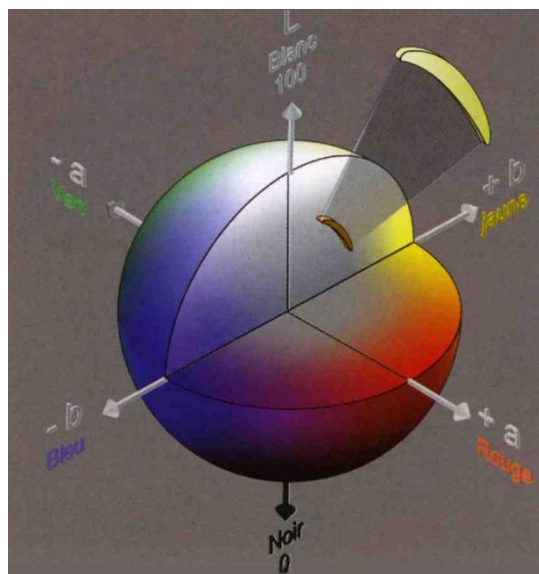


Fig. 23 Modèle 3D L (Vertical) a (vert-rouge) et b (bleu-jaune) et espace coloré de la dent. D'après LASSERRE (22)

Dérivé du modèle colorimétrique XYZ, le modèle  $L^*a^*b^*$  marque une vraie évolution (32). Il est basé sur la théorie des couleurs opposées, en opposition avec la théorie trichromatique. Cette théorie des opposants est basée sur la propriété du cerveau humain de mettre en opposition certaines couleurs : Bleu/jaune, Vert/Rouge et Blanc/Noir.

Evoquée pour la première fois au XIXème siècle par le peintre Johan Wolfgang VON GOETHE dans son traité des couleurs, cette théorie est au centre du modèle  $L^*a^*b^*$ .

Ce modèle possède deux grands axes chromatiques, selon la théorie des opposants : l'axe rouge/vert et jaune/bleu. La position sur l'axe rouge/vert est donnée par  $a$  (rouge si  $a > 0$ , vert si  $a < 0$ ), la position sur l'axe jaune/bleu est donnée par  $b$  (jaune si  $b > 0$ , bleu si  $b < 0$ ).

Le dernier paramètre est la luminosité  $L$ . Ce paramètre intègre la distinction faite par MUNSELL entre luminance et luminosité. Le gris neutre est fixé ici à 18%.

La luminosité  $L^*$  varie selon le logarithme de la luminance, de 0 (noir) à 100 (blanc). Cette propriété rend ce modèle uniforme au niveau de la perception : Les différences de couleurs sont plus facilement perceptibles par l'œil.

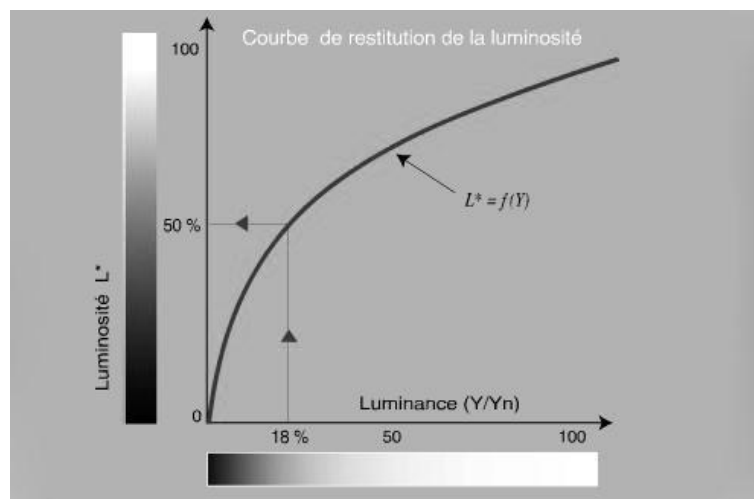


Fig. 24 Luminosité selon la Luminance : Variation logarithmique (33)

Ce modèle est très adapté à la vision humaine, contrairement aux modèles RGB et XYZ qui sont plus adaptés aux appareils électroniques (Ecrans, photoscopes, scanners). Il existe des variations de ce modèle, adaptées à d'autres utilisations ( $L^*c^*h^*$ ,  $L^*u^*v^*$ )

### **a) Comparaison de couleurs dans le modèle $L^*a^*b^*$**

En odontologie, l'avantage de ce modèle est qu'il est très simple d'exprimer une différence de couleur entre deux objets, elle est notée  $\Delta E$ .

$$\Delta E = [(L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2]^{1/2}$$

Cette grandeur peut être mesurée si les mesures sont faites sous le même illuminant.

### **b) Détection**

50% des observateurs humains détectent un  $\Delta E$  de 1 ou 2 in vitro et dans des conditions très favorables (34) (35).

Dans des conditions cliniques, un  $\Delta E$  entre 2,6 (36) et 3,7 (37) en moyenne est détectable.

### **c) Acceptabilité de différence de couleur**

Une différence de couleur correspondant à un  $\Delta E$  entre 2,72 et 3,3 est considérée comme acceptable in vitro. Dans des conditions cliniques, des  $\Delta E$  allant de 4 à 5,6 (36) et jusqu'à 6,8 sont considérés comme acceptable par les observateurs (37).

## **D. Température d'une couleur**

La température de couleur caractérise une source lumineuse, un illuminant. Un corps chauffé émet des radiations lumineuses dont la longueur d'onde varie selon la température à laquelle on le chauffe.

KELVIN a posé comme référentiel un corps noir, ne réfléchissant aucune lumière, qui serait chauffé jusqu'à haute température. Le rayonnement émis par un tel corps à une température donnée sert à quantifier, par comparaison, le rayonnement d'une source lumineuse.

On dit par exemple d'une bougie qu'elle a une température de lumière de 1800 degrés Kelvins (K). Avec l'augmentation de la température, la lumière passe d'une dominante rouge, puis jaune, blanche et enfin bleue.

## Partie III : Prise de vue au cabinet dentaire (38) (39)

---

### I. Spécificités

#### A. Particularité du sujet : Macro ou proxiphotographie ?

La macrophotographie réalise un agrandissement du sujet, avec un rapport de grandissement supérieur à 1 et inférieur à 10. En dessous on parle de proxiphotographie.

Du fait de la grande variabilité de taille des capteurs numériques, la taille des objets pouvant être photographiés au rapport 1 :1 peut aller du groupe incisivo-canin pour un capteur full frame (24x36mm) à un très gros plan pour un capteur 1/2.5 (5,8x4,3mm) pour le capteur Sharp cité plus haut. Les optiques ne permettent pas toujours capables d'atteindre le rapport 1 :1.

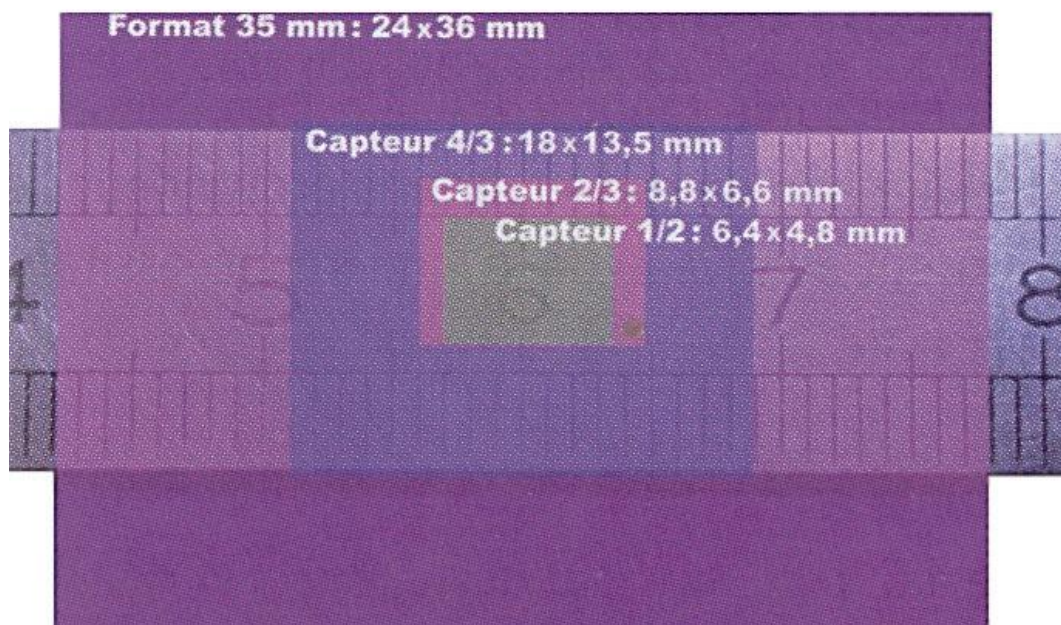


Fig. 25D'après Tervil (10)

Comparaison de cadrage au rapport 1 :1 selon la taille du capteur

## B. Écarteurs

Ils sont utilisés pour récliner les tissus périphériques (lèvres, joues), permettent un accès et un éclairage satisfaisant aux structures anatomiques (40).

Ils peuvent être simples ou doubles, doivent être autoclavables, et ne pas interférer avec le flash à la prise de vue : il faut préférer les modèles en téflon, ou en plastique aux écarteurs métalliques (41).

Un ensemble de deux paires (grande taille, petite taille) d'écarteurs à double extrémité suffit (42).

Les modèles les plus faciles à utiliser sont les écarteurs simples (42). Les modèles avec une partie élastique au centre sont à conseiller aux praticiens travaillant seuls au fauteuil.

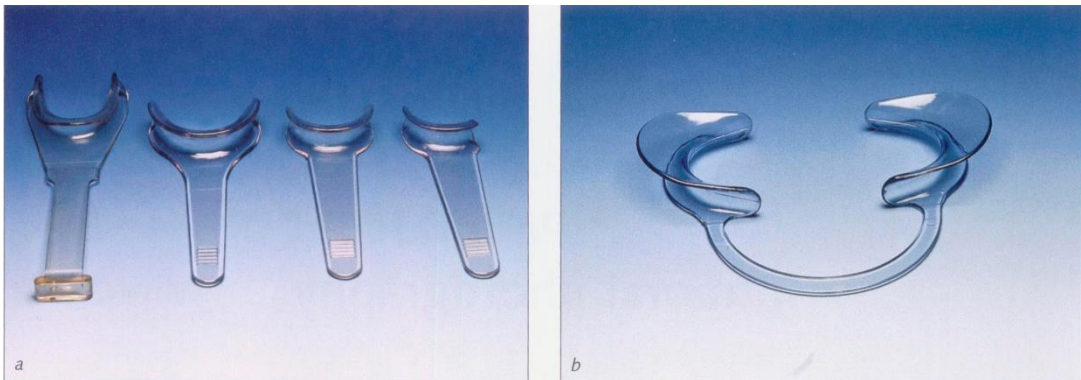


Fig. 26 Écarteurs simples à gauche, double à droite (43)

## C. Miroirs

Ils sont indispensables pour les prises de vue indirectes (44). Ils permettent de photographier les zones inaccessibles autrement : Faces occlusales, distales.



Fig. 27 Kit de miroirs (42)

Il en existe de différentes formes et tailles, destinés à trois zones : miroir jugal, lingual et occlusal. Certains sont réversibles, pour changer facilement de côté. D'autres ont un manche amovible.

Ils peuvent également être utilisés pour mettre en valeur un élément peu visible autrement : pièce prothétique, élément de petite taille (5).

Certains sont munis de manche, pour ne pas poser les doigts sur le miroir, également pour réaliser un écartement satisfaisant. Ils doivent aussi résister au passage à l'autoclave sans s'écailler. Les miroirs les plus adaptés à la photographie intra buccale sont équipés d'un manche de préhension et sont en verre avec la couche réfléchissante en avant (40).

Les miroirs métalliques reflètent une part moins importante de la lumière reçue. Les miroirs en verre à couche réfléchissante arrière produisent plus une image dédoublée due à la double réflexion sur le verre et sur le revêtement réfléchissant (42). On a une image fantôme, parasite (flèche en pointillés sur le schéma ci-dessous).

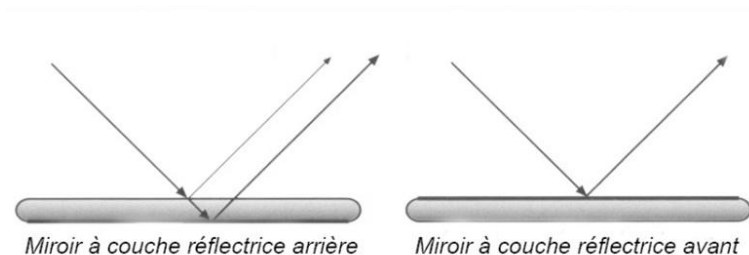


Fig. 28 Miroir inadapté à gauche (d'après BENGEL (43))

Photographier le miroir permet également de réduire les problèmes de profondeur de champ, car l'image se projette à plat sur le miroir.

Reste le problème de la buée sur le miroir, diminué par un passage sous l'eau chaude (45) avant la prise de vue. On peut également utiliser un produit tensioactif tel que le NeoSabenyl® (Qualifar) (40), un flux d'air sur le miroir (46), ou demander au patient de retenir son souffle (41) (42).

## D. Contrasteurs

Ils augmentent le contraste et soulignent les détails en isolant visuellement le centre d'intérêt de l'arrière plan en plaçant en arrière des dents un plan foncé. Ils s'utilisent comme les miroirs. Ils sont faits en métal anodisé pour éviter les reflets du flash.



Fig. 29 (43) Vue d'un même cas, sans, et avec utilisation d'un contrasteur.

La translucidité, l'opalescence sont plus visibles à droite.

Ils doivent être utilisés avec précaution pour le choix de la couleur des dents naturelles, ils peuvent fausser ce choix, en accentuant les micros détails de la structure de la dent (47), et en rendant la couleur plus foncée. Leur utilisation est adaptée pour la mise en évidence de détails sur une vue unitaire d'incisive maxillaire.

## E. Hygiène du matériel

Un point important concerne la stérilisation du matériel à usage photographique (48). Il n'existe pas de norme précise pour ce type d'instrument.

Le port de gants et de masque, le lavage des mains à l'aide de solution hydro alcoolique sont des bases pour le photographe.



Concernant les instruments, leur risque de contamination est classé en trois catégories par SPAULDING (49):

- Non critique (NC) en contact avec une peau saine (risque infectieux bas),
- Semi-critique (SC) en contact avec une muqueuse sans effraction de celle-ci ou une peau non intacte (risque infectieux médian),
- Critique (C) pénétrant un tissu "stérile" ou le système vasculaire (haut risque infectieux)

Dans la mesure du possible, les instruments doivent être stérilisés par un cycle classique à l'autoclave après chaque utilisation. Certains instruments ne supportent pas la chaleur, ils doivent donc être pré-trempés dans un bac à ultrasons, trempés dans un bain désinfectant, puis stockés si possible dans des sachets hermétiques. Les ultrasons sont à proscrire pour les miroirs, ils dégradent la surface réfléchissante.

L'agent chimique peut être un alcool ou une solution à base d'hypochlorite. Dans tous les cas il faut veiller à respecter les dilutions et temps de trempage recommandés par le fabricant.

## II. Environnement du cabinet dentaire, gestion de la chaîne numérique

### A. Eclairage du cabinet

#### 1. Température, IRC et flux de l'illuminant

##### a) Température, balance des blancs

Contrairement à l'œil, qui s'accommode à tout type de lumière, les appareils photographiques sont peu adaptables. Ils ont une balance des blancs réglable, avec différentes positions : Auto, Lumière du jour, tungstène, néon, Flash, Manuel.

Ces réglages correspondent à différentes températures de couleurs, pré-réglées (sauf pour la position manuelle).

Selon le type de source lumineuse, on aura une influence différente sur les couleurs de la scène. Par exemple, un éclairage Tungstène fait fortement virer les couleurs vers le rouge orangé. (Température de couleur basse).



Fig. 30 Comparaison entre un éclairage Tungstène à gauche (3000 K) et un éclairage de type lumière du jour (5500 K) à droite. D'après ZADEH (50)

## **b) Indice de rendu des couleurs**

Il correspond à la capacité à restituer toutes les composantes du spectre visible sans modification de couleur. Il s'exprime en pourcentage, de 0% pour une source monochromatique à 100% pour une source restituant le même spectre que la lumière du jour de référence. On recherchera un IRC le plus élevé possible.

## **c) Intensité, flux, éclairement**

L'intensité lumineuse quantifie un flux lumineux émis dans une direction par une source. Elle s'exprime en candela.

Le flux lumineux précise cette grandeur, dans l'espace. Il s'exprime en candela par stéradian (équivalent d'un angle en trois dimensions) : le lumen.

L'éclairage quantifie le flux lumineux reçu uniformément par une surface, en lux. 1 lux correspond à 1 lumen éclairant une surface d'1 mètre carré. Un éclairage de 2000 lux est recommandé pour enregistrer la couleur des dents naturelles (16). Les scialytiques ont un flux de 10000 à 30000 lux, beaucoup trop important.

La luminance quantifie la lumière renvoyée par cette surface. C'est l'intensité lumineuse renvoyée par une surface, sous un angle de vue donné, divisée par la surface visible de cette même surface. Elle s'exprime en candela par mètre carré, aussi appelé nit.

## **d) Lumière du jour**

La lumière optimale pour faire l'enregistrement de la couleur d'une dent est la lumière du jour en pleine journée, neutre avec un ciel peu nuageux, aux alentours de 5500 Kelvins (50). Cependant, cette lumière varie selon l'heure, les conditions météorologiques, de 2000 à 27000 K (lumière naturelle la plus bleutée : la lune). Il est donc préférable d'utiliser un éclairage constant.

## **e) Eclairage artificiel**

Un illuminant avec une température de 5500 K et un indice de rendu de couleurs de 100% est adapté à une prise de vue correcte (50). Certains auteurs (10) (16) (21) recommandent plutôt une température de couleurs de 6500 K. Il existe des éclairages (Albédo® de Degré K, Gamain®) étudiés selon ces recommandations. Le choix entre ces deux températures de couleur est en réalité le choix entre deux illuminants de référence : l'illuminant D50 et le D65. Le D50 correspond à la lumière du jour avec une température de 5000 K et une légère dominante jaune. Le D65 correspond à la lumière du jour sans la lumière directe du soleil (6500 K). La dominante est légèrement bleutée.

### **(1) Ampoules à incandescence, Ampoules « Tungstène »**

Ce type d'éclairage est inadapté, du fait de sa température de couleur trop basse (entre 2800 et 3000 K). Il produit une lumière rouge orangée, avec une ambiance chaude et relaxante. Ces ampoules sont très peu économes en énergie.

### **(2) Eclairage Halogène**

Avec une température de couleur entre 3500 et 4500K, ce type d'éclairage est également inadapté pour la prise de vues.

### **(3) Eclairage à tube fluorescent**

Improprement appelé « Néon », ce type d'éclairage a pour principal défaut d'avoir un indice de rendu de couleur (IRC) plus faible que les autres sources lumineuses. Les tubes de moins bonne qualité, utilisés dans les lieux publics donnent une dominante verdâtre, délavée aux photos.

Pour une utilisation au cabinet dentaire, il faut cibler les produits avec un IRC supérieur à 90% (Classe 1A), et une température de couleur de 5500 K ou 6500 K. Ce type d'éclairage est hélas onéreux mais est le plus adapté à un rendu des couleurs fidèle, et reproductible.

## **(4) Flash photographique**

Un flash est assez puissant pour ignorer l'éclairage ambiant artificiel (51). Il faut cependant isoler la scène d'une forte lumière naturelle (en fermant les volets ou les stores de la pièce) ou artificielle (scialytique par exemple).

La lumière produite par un flash à un IRC de 100% et une température de couleur aux alentours de 6000-6500K, un peu plus bleutée que la lumière du jour de référence.

### **2. Etalonner la balance des blancs**

Pour avoir un réglage de correction de la balance des blancs par le photoscope optimale, il est conseillé (52) d'étalonner cette correction (position manuelle de la balance des blancs) à l'aide d'une carte de référence, avec un gris à 18% (gris neutre, établi dans le système CIE  $L^*a^*b^*$ ). Il est nécessaire de réaliser ce réglage de balance des blancs personnalisé à chaque changement de conditions d'éclairage.

Si la prise de vue est réalisée en format RAW, le réglage de la balance des blancs se fait à l'étape de conversion logicielle.

Si la prise de vue est réalisée en JPEG, c'est le photoscope qui fixe la balance des blancs, selon le réglage choisi (flash, lumière du jour ou mieux, manuelle après étalonnage avec carte de référence grise).

## **B. Influence de l'environnement du fauteuil**

De nombreux éléments peuvent perturber une source lumineuse pourtant standard : Les fenêtres, la couleur des murs, du sol, du mobilier, l'éclairage parasite (scialytique, reflets)

Les fenêtres sont un facteur important de l'environnement lumineux. Elles peuvent être teintées et modifier la lumière du jour, ou être très ouvertes, laissant largement la lumière du jour entrer dans la salle de soin, et influencer largement la perception des couleurs. (50)

Les murs et le sol doivent être les moins réfléchissants et les moins saturés possibles. La texture des surfaces ne doit pas non plus réfléchir la lumière.

Pour valider son installation il est possible de louer ou acheter un colorimètre, largement utilisé par les professionnels de la photographie.

Dans la mesure du possible, l'éclairage doit être homogène, de la prise de couleur au fauteuil jusqu'au poste de travail du technicien de laboratoire. Il faut éteindre le scialytique pendant la prise de vue. S'il est simplement poussé, il pourra produire des reflets sur les murs ou le matériel.

On sait également que les ampoules vieillissent rapidement, et la qualité d'un éclairage, même adapté au début, se dégrade avec les années. Il faut donc changer régulièrement les ampoules, bien avant qu'elles tombent en panne, de façon préventive, et selon les recommandations du fabricant (2 ans pour Gamain, 4 ans pour Albédo de Degré K)

## **C. Gestion de la chaîne numérique**

La chaîne numérique est formée par l'ensemble des étapes d'acquisition, traitement, et restitution de l'image. Sa gestion peut être très complexe dans le cas où cette chaîne inclut un scanner ou une imprimante « photo », et que la colorimétrie est gérée de façon stricte : calibrage de chaque élément, ou création d'un profil colorimétrique pour chaque appareil. En odontologie on restera dans un système simplement gérable.

Les étapes d'une chaîne simple, sans ordre particulier une fois les fichiers sur l'ordinateur :

- Acquisition de l'image
- Transfert des fichiers sur l'ordinateur
- Conversion de format
- Edition des images
- Stockage
- Affichage sur un écran

## **1. Transfert des fichiers**

Il est typiquement réalisé par l'utilisation d'un câble entre le photocopieur et l'ordinateur. Dans le cas de fichiers volumineux, ce transfert peut être long. Les normes les plus rapides sont l'Universal Serial Bus deuxième version (USB 2) ou le FireWire® (ou IEEE1394, i.Link®).

Pour accélérer ou faciliter ce transfert, on peut aussi opter pour un lecteur de cartes mémoires intégré ou connecté à l'ordinateur. Ceux-ci ont généralement un débit de transfert plus important que les photocopieurs.

Les appareils dotés d'une connexion sans fil (Wireless) se multiplient. Ils nécessitent moins de manipulation, mais posent le problème de la vitesse de transfert dans le cas de fichiers volumineux ou nombreux, et de la sécurité des transferts.

On obtient à l'issue du transfert des fichiers dans un répertoire. Ces fichiers sont généralement nommés selon le compteur de clichés du photocopieur, sans rapport avec la date.

## **2. Conversion**

Cette étape est nécessaire si les clichés sont réalisés en format RAW (ce qui est conseillé sur les photocopieurs qui en sont capables). Les données brutes du capteur ne sont pas lisibles directement par tous les programmes. Les fichiers sont des « négatifs » numériques, qui ont un format spécifique au fabricant : .CR2 pour Canon, .NEF pour Nikon, .ARW pour Sony. Ces formats sont incompatibles entre eux.

On peut alors :

- Convertir les fichiers RAW en DNG et sauvegarder les DNG
- Sauvegarder les RAW.

Une fois ces négatifs numériques sauvegardés, on doit convertir ces fichiers en un format plus facilement exploitable. Le format JPEG est le plus utilisé, malgré une compression destructrice. Il ne faut par contre jamais enregistrer un fichier JPEG une seconde fois en JPEG : on multiplie les étapes destructrices de l'image.

L'étape de conversion est réalisée par un logiciel livré avec le photoscope : Canon Digital Photo Professional, Nikon Picture Project. On peut aussi utiliser des logiciels payants : Adobe Photoshop® (module Camera Raw), Adobe LightRoom®. Il existe également des logiciels gratuits : RawShooter par exemple.

Les étapes de la conversion sont :

- Dématriçage et interpolation : C'est une analyse des données de chaque photosite monochrome pour reconstituer la couleur.
- Réglage de la balance des blancs, de la luminosité, du contraste, de la saturation, de la netteté.
- Conversion pour le codage en 8 bits (cas de la majorité des formats d'image, le JPEG par exemple). Chaque couleur est codée sur 8 bits : L'image finale est codée sur  $8+8+8=24$  bits ( $2^{24}$  soit près de 16 millions de nuances différentes).

Le réglage de la balance des blancs est le point le plus délicat : Il y a des préréglages selon la température de l'éclairage, mais le mieux est d'avoir un point de référence sur l'image (gris neutre).

### **3. Edition des images**

Pour corriger des problèmes d'alignement, de cadrage mais aussi retoucher les couleurs (passer l'image en noir et blanc pour mettre en évidence la luminosité), éliminer les éventuelles taches sur l'image on utilisera un logiciel d'édition d'images, tel que Adobe Photoshop®, Corel Paint Shop Pro®, ou The Gimp (gratuit).



## **4. Gestion des fichiers**

Un problème délicat posé par l'utilisation de la photographie numérique au quotidien au cabinet est la gestion des fichiers. En effet, il devient très difficile de retrouver un cliché au milieu de milliers d'images non classées. Il faut donc mettre en place un système de stockage, de classement adapté.

### **a) Renommer les fichiers**

Une première solution est de renommer les fichiers selon la date, et le nom du patient. Il est possible d'automatiser cette tâche à l'aide de logiciels : LedRenommer, IrFanview mais aussi Photoshop® (Fonction automatisation : Renommer en série).

Le format suivant est utilisable : AAAAMMJJ\_nomdupatient\_numéro.jpg

Par exemple 20071115\_dupont\_001.jpg

On peut ainsi retrouver le fichier à l'aide d'une recherche partielle dans le moteur de recherche du système d'exploitation sur le nom : nom du patient, date.

### **b) Utiliser un logiciel de gestion d'image**

Plus complexe que renommer ses fichiers et utiliser la recherche Windows ou Mac, cette solution est plus puissante, mais nécessite d'utiliser un logiciel adapté.

Le logiciel crée une base de données de toutes les images présentes, et permet ensuite de leur attacher des mots-clefs. On crée également des catégories, pour faciliter le classement.

Les logiciels de ce type sont Portfolio® d'Extensis, FotoStation Pro® de PhotoWare, et pour des logiciels plus simples Picasa® de Google et Photoshop Albums® d'Adobe.

Ils utilisent un système de mots-clefs ou « tags » qui sont indexés par un moteur de recherche. Ces mots-clefs sont à définir précisément et à limiter en nombre, pour une recherche plus facile. Le type d'acte ou le diagnostic sont de bons mots-clefs, par exemple « inlay core » ou « CCM ».

On peut ensuite classer les images dans des catégories générales : Par exemple implantologie, parodontologie, chirurgie.

Le logiciel présente les images sous forme de miniatures, permettant une visualisation rapide et en grand nombre.

Les données rajoutées aux images sont stockées dans un en tête de métadonnées, appelé IPTC (XMP dans sa version plus récente). Ces données sont librement modifiables et n'altèrent pas l'image originale.

Les données techniques relatives aux conditions de prise de vue (boitier, ouverture, vitesse, ISO, date, heure, objectif utilisé mais aussi nom du photographe) sont stockées dans un autre en tête, l'EXIF (Exchangeable image file format) qui n'est normalement pas modifiable.

## **5. Affichage sur un écran**

Pour s'assurer du respect fidèle des couleurs, il est utile de calibrer son écran, ainsi que celui du technicien de laboratoire. Sans utiliser un système complexe à base de profils colorimétriques ICC pour chaque élément de la chaîne (photoscope, écran, imprimante), une simple calibration peut suffire. Un écran réglé par défaut reproduit rarement fidèlement les couleurs.

Le  $\Delta E$  qui mesure ici la différence entre la couleur à restituer et le résultat affiché sur l'écran peut être de 5 sur certains écrans du commerce. La température des couleurs d'un écran informatique est très élevée par défaut : jusqu'à 9500 K. Il existe des écrans avec un rendu fidèle à 5500 K mais ils sont spécialisés pour les arts graphiques et très onéreux. On peut cependant obtenir un résultat acceptable à une température de couleurs de 6500 K.

Il existe plusieurs méthodes pour calibrer un écran :

### **a) Logicielle : Adobe Gamma**

C'est un programme qui fait partie de la suite Photoshop®. Il s'agit d'une suite d'écrans permettant de régler à la suite contraste, luminosité, puis couleurs (courbes, et ensuite température de couleurs).

Cette méthode permet une calibration, même grossière, mais ne remplace pas l'utilisation d'une sonde colorimétrique.

## b) Matérielles : Sondes colorimétriques

Une sonde envoie une couleur à afficher à l'écran, mesure la couleur affichée, calcule l'écart entre les deux valeurs (le  $\Delta E$ ) et enregistre les corrections à apporter dans un fichier ICC, qui est utilisé ensuite pour l'affichage. Cette solution est simple, fiable, rapide et validée pour une utilisation médicale (53). Elle est surtout simple et transparente pour l'utilisateur.

Les tarifs varient selon les modèles, mais la sonde Spyder2® de ColorVision (100€) paraît très suffisante pour une utilisation en odontologie (43). Il est également possible de la louer dans certains magasins de photo. Il faut cependant répéter l'opération régulièrement (tous les mois au mieux), et à chaque fois que les conditions lumineuses changent (écran en pleine lumière, ou dans l'ombre).

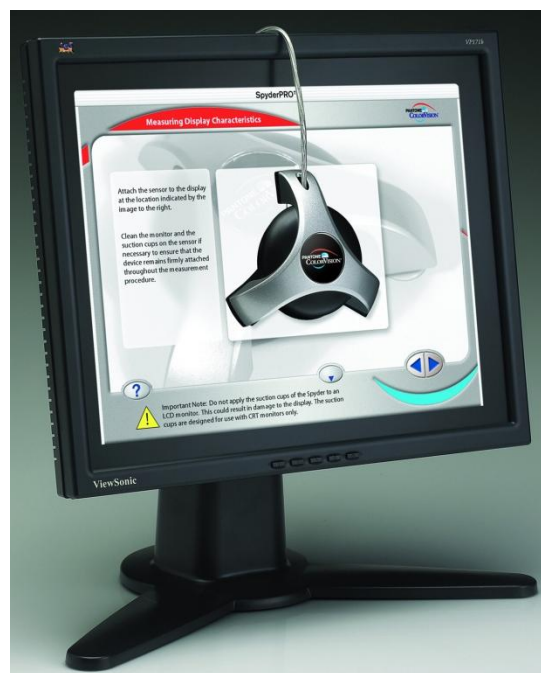


Fig. 31 Sonde Spyder2 en place sur l'écran

### **III. Recommandations pour la prise de vue au cabinet**

#### **A. Standardisation des clichés**

Les recommandations varient selon les auteurs et les indications.

Il est souhaitable de respecter le même protocole de prise de vue pour standardiser les clichés. La standardisation absolue n'est requise que dans le cas d'études statistiques basées sur photographies cliniques (54).

Selon les paramètres de prise de vue, un cliché postopératoire peut apparaître très flatteur malgré un traitement aux résultats mitigés (51).

Reproduire les paramètres de prise de vue permet de comparer les clichés dans le temps. On minimise la variation des paramètres pour mettre en évidence un changement d'état chez le patient.

#### **B. Distance, focale, Ouverture**

Le cadrage dépend de la distance et de la focale. Il faut si possible garder ces paramètres constants.

CHUMAN et al. (55) ont évalué la distance de travail pour des prises de vue intra buccales avec un reflex (Full Frame, capteur 24x36mm) avec un rapport de grandissement de 1/1 et avec des objectifs de focale 100 à 120 mm. La distance de travail pour une qualité d'image optimale se situe entre aux alentours de 12 cm selon le volume du flash macro, et des éléments autour de la lentille de l'objectif.

La distance sera plus longue avec un compact (54).

La focale doit être comme la distance, toujours la même pour avoir un cadrage constant (51). La solution la plus simple est d'utiliser un objectif à focale fixe et non un zoom. Sur un photoscope compact, il faut s'assurer de régler le zoom toujours à la même focale.

SANDLER et al. (42) conseillent de placer des étiquettes sur l'objectif, pour chaque type de cliché. Une focale de 100 mm (pour un capteur full frame) est adaptée pour les situations les plus courantes.

Des focales plus courtes (Fig. ci-dessous, a) obligent à se rapprocher du sujet, et l'effet de perspective déforme le sujet (56).

Des focales trop longues (Fig. ci-dessous, c) par rapport à la distance au sujet entraînent une déformation inverse.

La focale normale, qui correspond à un angle de champ équivalent à l'œil humain se situe autour de 50mm (43mm exactement) en 24x36 (Fig. ci-dessous, b)



Fig. 32 Focale courte (a), normale (b) et longue (c) (51)



Fig. 33 Déformations selon la focale (courte à gauche, longue à droite) (54)

L'utilisation de photoscopes compacts complique la standardisation des clichés : La taille de leur capteur CCD est variable, en conséquence leur grandissement est variable.

Si des clichés parfaitement standardisés sont nécessaires, on peut calculer les modifications à apporter au couple focale/distance au patient (57). Sinon, il faut toujours utiliser le même photoscope, et noter le grandissement correspondant à l'appareil utilisé (56).

L'utilisation de photoscopes numériques modifie également les recommandations d'ouverture. Alors que classiquement en photographie argentique les auteurs conseillaient un  $f$  le plus élevé possible (pour avoir une image nette partout) entre 22 et 32, l'importance des phénomènes de diffraction en numérique font qu'il est déconseillé de dépasser  $f/22$  voire  $f/16$ .

La diffraction est causée par la fermeture du diaphragme, et augmente avec celle-ci. Elle a pour conséquence d'élargir les rayons lumineux jusqu'à ce qu'ils se confondent, et forment des taches de diffraction, floues. L'ouverture limite est celle où une tache de diffraction (disque d'AIRY) recouvre deux photosites (15).

Par exemple, pour un reflex numérique tel que le Canon 350D, équipé d'un capteur au format APS-C dont un photosite mesure  $6,42\mu\text{m}$  de coté, cette ouverture limite est  $f/19,5$ .

Dépasser  $f/22$  produira des images manquant fortement de piqué. Cependant, dans le cas où l'éclairage est insuffisant, il vaudra mieux avoir une grande profondeur de champ et un mauvais piqué, que l'inverse.



Fig. 34 Profondeur de champ insuffisante ( $f$  trop faible) à gauche : une partie de l'image est floue. Image nette avec un  $f$  supérieur à droite (58)

## **C. Mise au point**

La mise au point automatique (autofocus) est souvent difficile, du fait du manque de repères pour le système. Il faut alors répéter les essais ou utiliser la mise au point manuelle.

## **D. Nombre de clichés**

Il varie selon l'indication des clichés.

L'ADA, ainsi que DUNN et al. recommandent en omnipratique de prendre douze clichés par patient (59).

### **1. Dentisterie esthétique**

En dentisterie esthétique, les recommandations varient, de 23 clichés à 12.

Pour GOLDSTEIN (60) :

- Cadrage portrait, visage entier :
  - Vue de face
    - Sourire forcé
    - Sourire naturel
    - Au repos
  - Vue de trois quarts
    - Sourire forcé
    - Sourire naturel
    - Au repos
  - Vue de profil
    - Sourire forcé
    - Sourire naturel
    - Au repos
- Cadrage des trois quarts du visage
  - Vue de face
    - Sourire forcé
    - Sourire naturel
  - Vue de trois quarts
    - Sourire forcé
  - Vue de profil

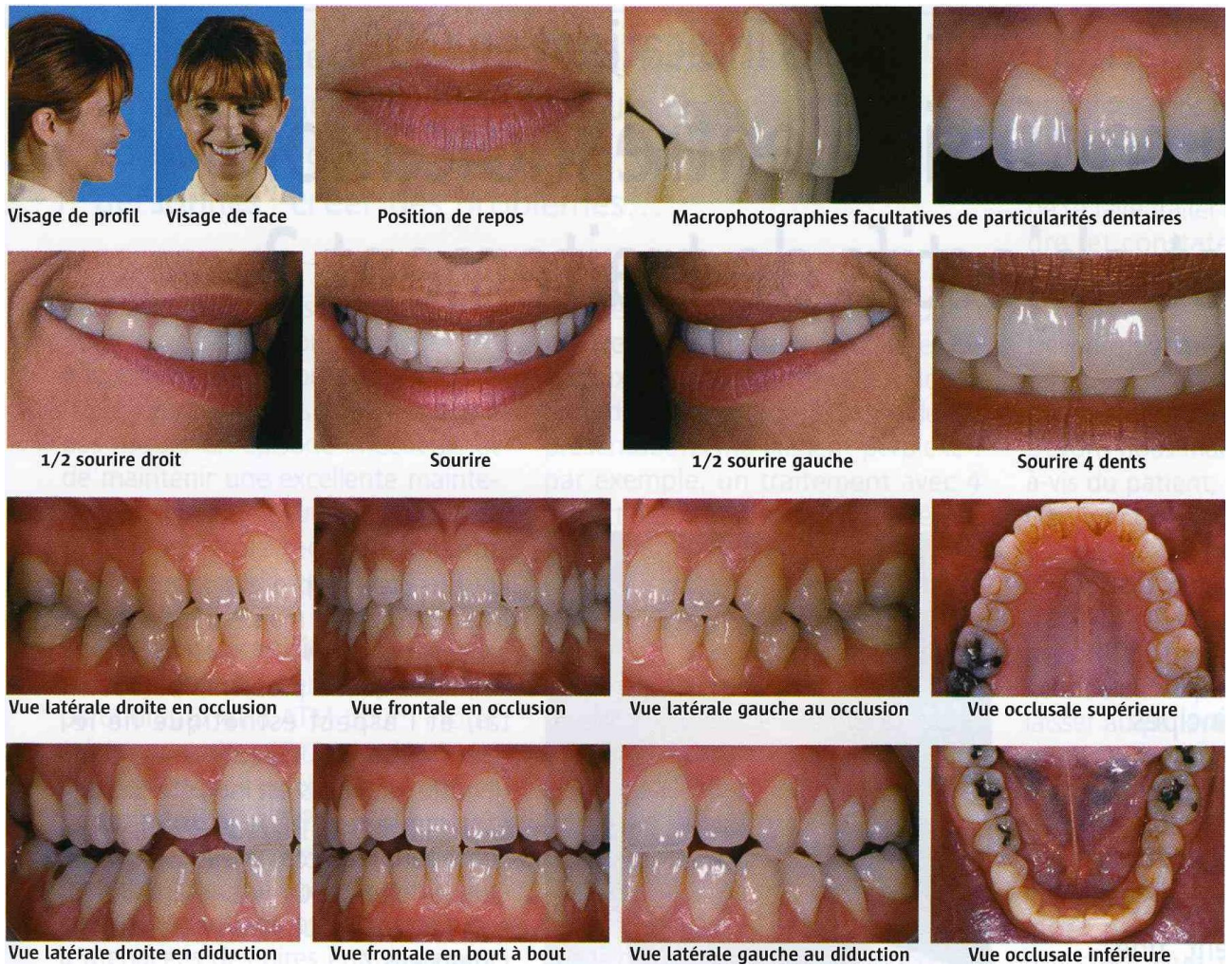
- Sourire forcé
- Cadrage cavité buccale
  - Vue de face
    - Sourire forcé
    - Sourire naturel
  - Vue de trois quarts
    - Sourire naturel
  - Vue de profil
    - Sourire naturel
- Avec écarteur
  - Vue de face
    - Occlusion centrée
    - Légère ouverture
  - Vue de trois quarts
    - Légère ouverture
  - Vue de profil
    - Légère ouverture
- Cadrage occlusal
  - Vue des deux arcades maxillaires et mandibulaires.

Un tel protocole est plutôt contraignant, 23 clichés à réaliser. Il a été simplifié par d'autres auteurs.

Pour D'INCAU (61), 17 clichés suffisent pour constituer un dossier photographique complet :

- Vue de face visage entier
- Vue de profil visage entier
- Cadrage sourire, de face, au repos
- Cadrage sourire, sourire de face
- Cadrage sourire, vues de trois quart, droite et gauche
- Cadrage sur le groupe incisif (4 dents), sourire de face
- Vues latérales en occlusion
- Vue de face avec écarteur en occlusion
- Vues latérales en diduction
- Vue de face avec écarteur, en bout à bout incisif
- Vues occlusales des arcades maxillaires et mandibulaires.





Protocole d'après D'INCAU (61)

Enfin, PARIS et FAUCHER (20) se contentent de 12 clichés :

Vues sans écarteurs :

- Vue de face visage entier
- Vue de profil, sourire, visage entier
- Vue de face, sourire
- Cadrage sourire, vue de face des quatre incisives
- Cadrage sourire, vues de trois quart droite et gauche

Vues avec écarteurs

- Vue de face, arcades en occlusion
- Vue de face, bout à bout incisif
- Vue trois quart droit : bout à bout canin
- Vue trois quart gauche : bout à bout canin
- Vues occlusales des arcades maxillaires et mandibulaires

## **2. Chirurgie**

D'après ETORRE et al. un ensemble complet en chirurgie se compose de cinq clichés intrabuccaux : Vue de face, gauche/droite, occlusale supérieure/inférieure (40).

## **3. Orthodontie**

SANDLER et al. (44) ont dégagé un ensemble minimal de clichés en orthodontie :

En exobuccal, cliché de face au repos, cliché de face avec sourire, cliché de trois quarts, cliché de profil.

En intrabuccal, cliché de face, vue de profil (droit et gauche), vues occlusales et cliché du surplomb (Overjet). Le nombre de vues minimal est estimé à 9 en préopératoire, et 9 en postopératoire. Selon le cas, ce nombre peut atteindre 36.

### **E. Réalisation**

#### **1. Vues extrabuccales :**

La lumière ambiante doit être constante, l'arrière plan doit être neutre (blanc, gris), mat (pour éviter les reflets) et toujours le même. (54) (51) (56)

Il est conseillé de réaliser les vues extrabuccales avec une ouverture à f/11, f/16 ou f/22. (43)

Les flashes macro sont à éviter pour les vues extrabuccales, ils sont trop peu puissants, et les flashes annulaires éliminent les ombres, ils donnent des portraits plats, et peu naturels. (43)

Une solution adaptée est l'utilisation d'un diffuseur (soft box) sur le flash intégré, ou mieux, utiliser un flash « cobra » dont la tête est orientée sur un élément réflecteur : soit le plafond, soit une surface (mur blanc).

On peut réaliser un diffuseur artisanal avec de nombreux objets du quotidien en plastique blanc translucide. On évite ainsi un éclairage trop direct, trop violent, et l'effet « yeux rouges ».

### **a) De face**

Elle est réalisée en orientation « portrait ». Le cadrage doit laisser un espace au sommet du crâne et sous le menton. Le rapport de grandissement utilisé est de 1 :1,8.

La ligne inter pupillaire doit être horizontale, le patient parfaitement de face, le regard dirigé vers l'objectif. Le sourire doit être neutre et laisser voir les dents. Le nez peut être au centre de la photo. La mise au point peut se faire sur les dents ou sur l'œil du patient (43) (42).

### **b) De profil**

Parfois un seul profil suffit. Cependant pour les patients asymétriques les deux profils seront photographiés.

Comme pour le cliché de face, le cadrage doit laisser un espace au sommet du crâne et sous le menton.

Le cadrage peut laisser de côté l'arrière du crâne. Il est par contre conseillé de laisser un espace en avant de la face.

Le rapport de grandissement est de 1 :1,8.

Le plan de Francfort doit être horizontal. Les cheveux longs doivent être attachés vers l'arrière pour ne pas interférer.

Le regard est dirigé vers l'avant, le patient au repos : bouche fermée, lèvres relâchées.

La mise au point est faite sur l'œil.

L'éclairage doit toujours arriver du côté où regarde le patient (l'éclairage tombe sur la pointe du nez). Il renforce la visibilité de l'angle mandibulaire.

### **c) De trois quarts**

La tête du patient est orientée à 45 degrés par rapport au photographe, le rapport de grandissement est également de 1 :1,8 et le cadrage laisse de côté l'arrière du crâne.

### **d) Vue de profil, Sourire**

Le sourire doit être le plus naturel possible et laisse voir les dents. Sinon, le cliché est identique à la vue latérale.

Le sourire doit dévoiler le bord libre des dents,

Pour un cliché du sourire uniquement (rapport de grandissement entre 1 :1,2 et 1 :1,3) et de face, cadrer les deux commissures, sans traction exagérée des lèvres.

Le plan inter incisif doit constituer l'axe de symétrie de la photographie.

La racine du nez et le menton ne doivent pas être visibles. La mise au point sera faite sur les incisives et non sur les lèvres.

## **2. Vues endobuccales**

Elles sont réalisées en orientation « paysage ». **Pour tout cliché avec miroir, on doit faire un ajustement d'ouverture de +1** pour compenser la perte de luminosité due au miroir. Si ce réglage n'est pas fait on obtiendra un cliché sous exposé. (42)

### **a) Vue de face**

#### **(1) Vue générale**

Les dents doivent remplir le cadre. Le centre de l'image doit être le point de contact entre les incisives centrales maxillaires, le bord de l'image doit correspondre au vestibule. Le plan occlusal doit se trouver au milieu du cadre et être horizontal. L'axe vertical est donné par les surfaces de contact entre les incisives centrales maxillaires (61).

Les rétracteurs doivent être convenablement positionnés. La salive et tout débris (alginate par exemple) doivent être aspirés. Le rapport de grandissement adapté est de 1 :1,8 à 1 :2 (43). La mise au point sera faite sur la canine maxillaire.

#### **(2) Cadrage sur le groupe incisif**

Cette vue est utile en prothèse mais aussi en parodontologie. Le centre de l'image correspond au point de contact entre les deux incisives centrales maxillaires. Le bord de l'image correspond à la face distale des canines maxillaires, ou le grand axe des canines, selon le grandissement choisi (1 :1 à 1 :1,2). La mise au point se fera sur le bord mésial de l'incisive latérale.

Cette vue peut être réalisée en occlusion, ou bouche ouverte avec un contrasteur.

## b) Vue de trois quarts

Elle est réalisée sans miroir. Le patient est positionné sur le fauteuil incliné à 45 degrés, l'opérateur sur un côté du fauteuil. Le côté vers l'opérateur sera photographié avec la tête du patient droit, l'autre côté avec la tête du patient tournée vers l'opérateur.

On utilise deux écarteurs pour cette vue.

Le centre du cadre correspond à la canine maxillaire. Le bord du cadre doit être l'incisive centrale ou latérale du côté opposé, et la face mésiale de la deuxième molaire maxillaire (si possible, selon la laxité des tissus mous).

La mise au point sera faite sur la première prémolaire. Le grandissement doit être d'environ 1 :1,5.

## c) Vue latérales

Ce sont les clichés les plus difficiles à réaliser avec les vues occlusales. Ils peuvent se faire directement, ou indirectement, avec l'utilisation de miroirs. (61)

Le plan occlusal doit être horizontal et être au milieu du cadre (62). Le maximum de dents doit être visible, de la canine à la deuxième molaire. Le cadre est centré sur la seconde prémolaire. Le rapport de grandissement est soit 1 :1, soit 1 :1,2.

Dans le sens vertical, il faut orienter le photoscope perpendiculairement à la surface dentaire pour éviter les orientations en plongée et en contreplongée qui faussent les dimensions et l'état de surface (Fig. ci dessous).

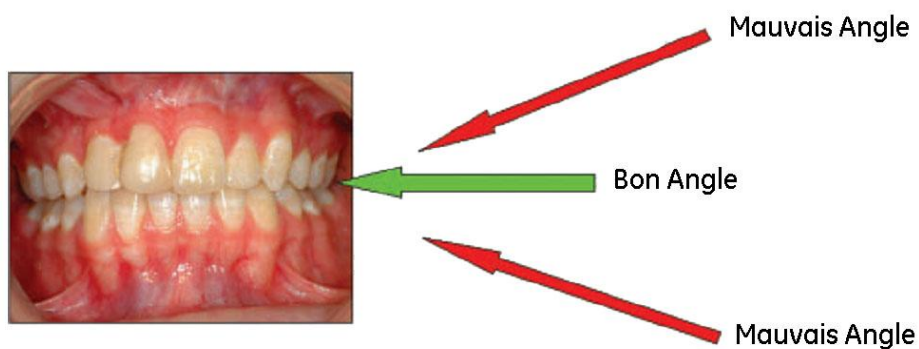


Fig. 35 Angulation orthogonale pour éviter les déformations (42)

Pour les vues latérales directes, on utilise deux écarteurs unitaires (61). Cette méthode requiert une laxité importante des tissus mous.

Pour les vues latérales indirectes (avec miroirs) :

La tête du patient doit être tournée vers l'opérateur. Le miroir doit être orienté à 45 degrés par rapport à la face vestibulaire dentaire et servira à rétracter les tissus mous. Du côté opposé, un écarteur unique est utilisé.

L'appareil photo sera lui-même incliné à 45 degrés par rapport au miroir, l'image sera donc prise sous un angle de 90 degrés par rapport à la surface dentaire.

#### **d) Vues occlusales**

Le patient doit ouvrir aussi largement qu'il le peut sans effort. Le miroir occlusal doit être inséré à 45 degrés, le plus postérieurement possible. Il doit donner une image symétrique. Il ne doit pas y avoir contact avec les surfaces dentaires. Le cliché sera pris à 45 degrés par rapport au miroir, réalisant un cliché orienté à 90 degrés par rapport aux faces occlusales.

L'image doit inclure le secteur antérieur jusqu'à au moins la surface distale de la première molaire. Au mieux le cliché inclura toutes les dents. La face vestibulaire des dents ne doit pas être visible.

A la mandibule, la présence de la langue crée des interférences. Il faut demander au patient de toucher le palais avec l'extrémité de la langue. L'opérateur poussera la langue vers l'arrière à l'aide du miroir (qui s'appuie sur la muqueuse en arrière des dernières molaires) si besoin. A la mandibule, le praticien se place face au patient.

Le centre de l'image est formé par l'intersection du plan sagittal et d'une ligne joignant horizontalement les deuxièmes prémolaires. Le rapport de grandissement est d'environ 1 :2.

Au maxillaire, le miroir s'appuiera sur la muqueuse en distal des dernières molaires, et sur les incisives mandibulaires. Le centre de l'image est de la même façon l'intersection entre la ligne du plan sagittal et une ligne horizontale joignant les deuxièmes prémolaires. Au maxillaire, le praticien se place derrière le patient.

### **e) Gros plans**

- Vue totale de la dent.
- Vue de la dent avec un échantillon de teintier.
- Cliché des préparations.

Ces clichés sont réalisés au grandissement le plus important.

Pour mettre en évidence la translucidité d'une dent unitaire, l'utilisation d'un contrasteur et une orientation en plongée à 60° sont conseillés (61).

### **f) Vues de la muqueuse**

Importantes pour illustrer une lésion ou une intervention chirurgicale, les paramètres de la prise de vue doivent être notés (Distance, Focale, Facteur de grandissement). L'éclairage est très important.

Pendant une chirurgie, l'aspiration de tous les fluides est indispensable. Les instruments doivent si possible être en dehors du champ, ils peuvent refléter le flash et donner un éclat parasite. L'échelle des structures peut être donnée par la présence d'objets de dimensions connues.

## **3. Clichés d'objets**

Le plus simple est de placer les pièces à photographier directement sur l'arrière plan. Des ombres indésirables sont alors présentes. Il faut surélever la pièce en la plaçant sur un verre mat ou sur un trépied qui doit rester invisible sur le cliché (63).

Le fond doit être neutre, d'une couleur qui ne distrait pas l'attention et qui laisse apparaître les détails.

Les fonds blancs font ressortir les objets noirs ou sombres. L'exposition est difficile sur fond blanc, il faut souvent compenser et sur exposer le cliché.

Un fond noir fait ressortir les couleurs de l'objet, le relief et élimine les ombres. De même, l'exposition est rarement bonne en mode automatique, il faut sous exposer le cliché.

Un fond gris est universel, et convient à tous les types de clichés.

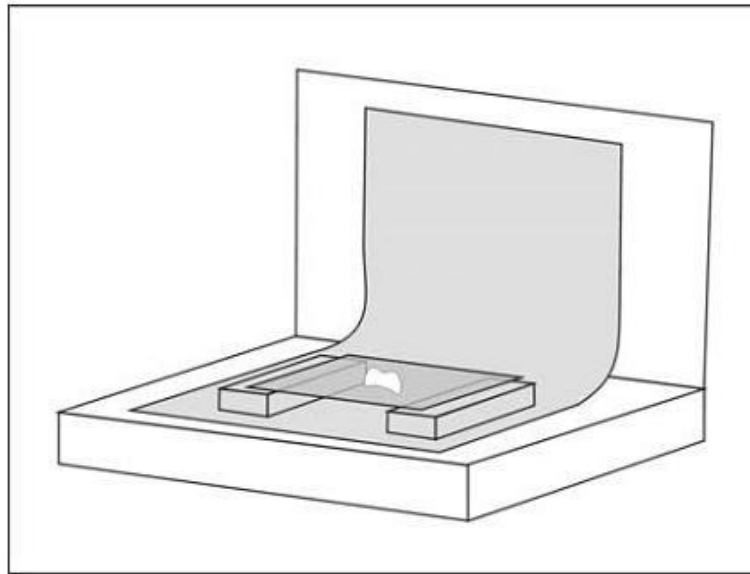


Fig. 36 Installation pour photographier les objets (63)

Exemple de cliché d'une pièce prothétique. La pièce est placée sur un verre non réfléchissant, et l'arrière plan approprié est disposé sans pliure franche (qui serait visible sur la photographie).

Les clichés d'objets sur plaque de verre présentent des reflets. Pour les éliminer, on peut utiliser un filtre polarisant : l'opérateur cadre la scène, et tourne le filtre polarisant jusqu'à éliminer complètement les reflets parasites.

Pour éliminer les reflets métalliques on peut utiliser un diffuseur sur le flash : le plus simple est une feuille de papier.



On peut également fixer la pièce sur une tige et prendre le cliché de dessus.



Fig. 37 Pièce prothétique fixée sur une tige avec une pince crocodile. D'après  
VARGAS (63)

On réalise également des clichés d'objets sur miroir, pour mettre en évidence tous les détails de la pièce photographiée.

#### **4. Clichés de modèles**

Ces clichés donnent des informations sur la disposition tridimensionnelle des dents, mais aussi sur la taille et la forme des arcades. On peut placer une grille millimétrée sous les modèles pour donner une référence. On peut également utiliser un grandissement fixe : 1 :1,2 par exemple.

L'éclairage est très important pour restituer les détails de morphologie du modèle. Il faut également utiliser un arrière plan neutre (un arrière plan sombre convient la majorité du temps). (43)

## F. Flash

Pour les photographies extrabuccales certains (56) préconisent l'utilisation de « lampes de studio » dédiées, le flash ponctuel ne permettant pas d'obtenir un éclairage uniforme de la face. (64). Le système peut alors devenir très lourd à gérer :

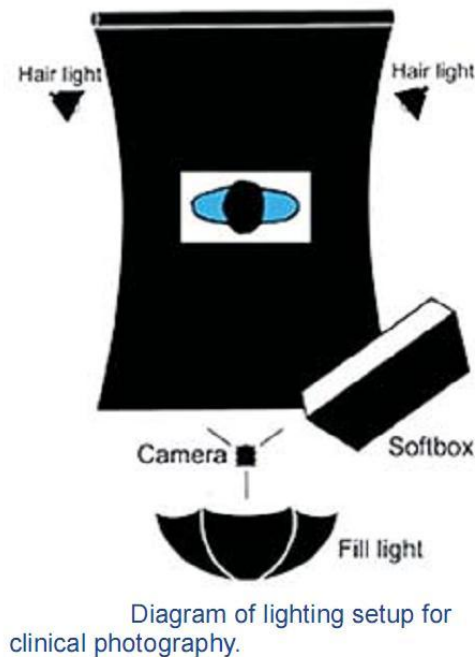


Fig. 38 Installation « Studio » (64)

Ce système d'éclairage se compose d'équipements spécialisés à type de parapluie réflecteur, boîte à lumière. L'investissement se chiffre alors en milliers d'euros et impose l'utilisation d'une salle dédiée. Ce type d'équipement paraît excessif pour une pratique au cabinet.

Il faut distinguer les flashes intégrés, non spécialisés et les flashes dits « macro ».

### 1. Flash intégré

Les flashes des photoscopes de type compact sont décentrés (5) et ont tendance à produire des zones d'ombre sous exposées quand le cliché est pris à courte distance (54). L'utilisation d'un diffuseur améliore un peu l'éclairage.

Un défaut d'orientation du flash intégré entraîne la forte présence d'ombres sur le cliché (65). Il faut veiller à orienter correctement le flash pour minimiser ce défaut. Pour des clichés au maxillaire, il faut retourner l'appareil pour minimiser l'ombre du secteur antérieur. (54)

Les Flashes LED utilisés sur certains compacts donnent une coloration bleutée (40).

Dans tous les cas ces flashes ne sont pas adaptés pour la prise de vue endobuccale.

## 2. Flash Macro

Il existe deux types de flash macro : Flash bilatéral et annulaire

### a) Flash bilatéral

Le flash bilatéral produit des ombres, révèle l'état de surface, la forme et le contour des structures de façon optimale. Il se compose de plusieurs (de deux à quatre cellules) flash, déportés sur la périphérie de l'objectif. Il est adapté pour les prises de vues intrabuccales du secteur antérieur, du sourire et les photographies de modèles et pièces de laboratoire.

Utiliser un flash latéral oblige à avoir une distance de travail plus importante pour avoir une image exposée de façon homogène (55).



Fig. 39 (66)

Nikon D200 équipé du kit R1C1 (flashes latéraux SB-R200 commandés par le contrôleur SU-800)

## b) Flash annulaire

Il élimine les ombres. Il est adapté pour la chirurgie, les secteurs postérieurs, les clichés au miroir, les photographies de lésions.

Utiliser un flash annulaire permet en théorie d'éliminer la totalité des ombres (40) (51) Ce type de flash produit cependant des reflets plus prononcés (51).

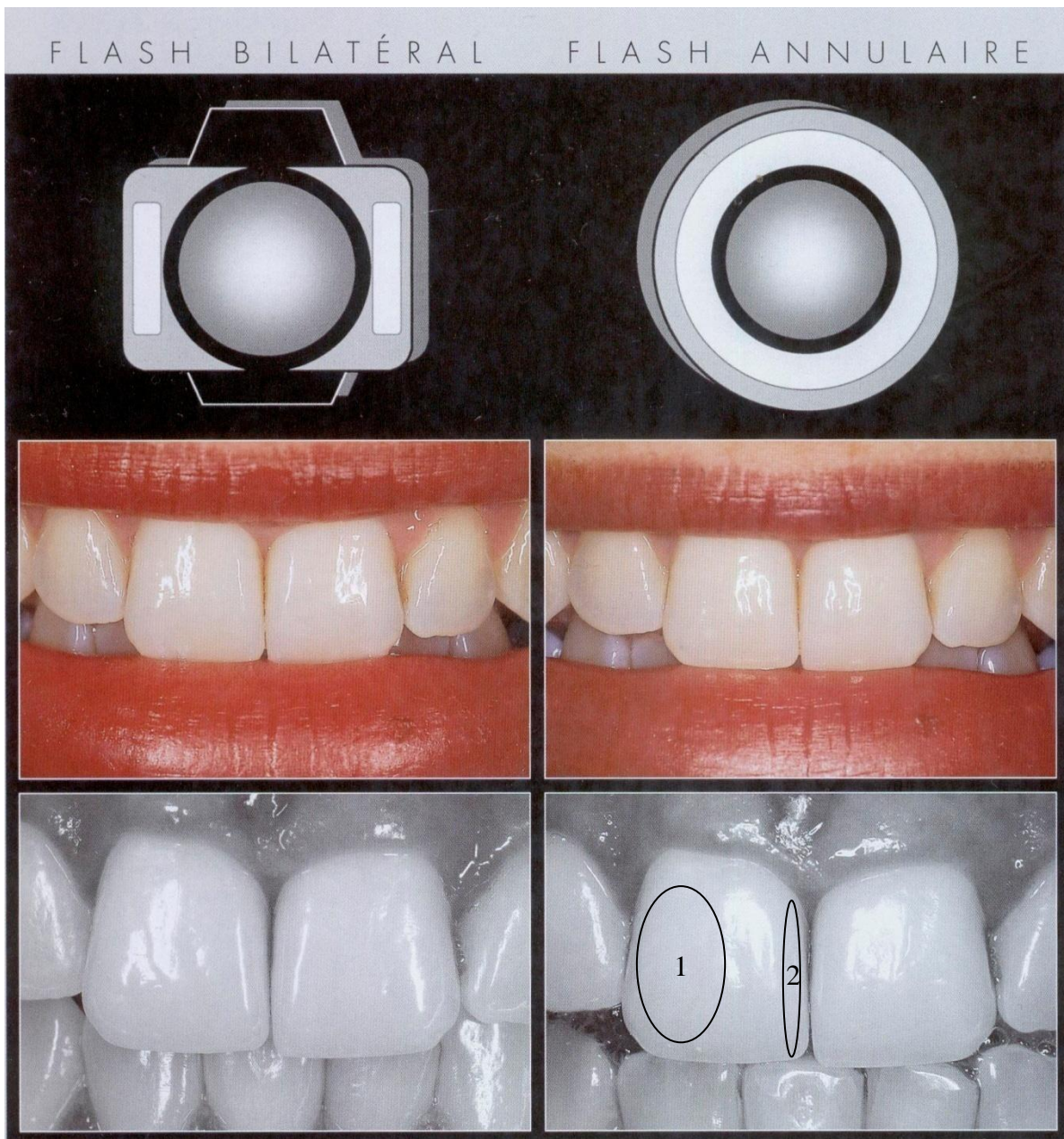


Fig. 40 Comparaison entre l'éclairage d'un flash bilatéral et d'un flash annulaire (67)

Le flash annulaire produit une image plate sans ombre et sans relief. Les détails tels que l'état de surface (1) et les lignes de transitions (2) sont moins visibles. Photographie réalisée avec un objectif macro de focale 105mm et un convertisseur (facteur de grossissement 1 :1,5).

L'absence d'ombre sur les clichés faits avec flash annulaire entraîne un aspect peu naturel et on (55) préférera utiliser un flash macro latéral qui reproduit plus fidèlement la texture des tissus, les ombres et la profondeur.

Si le cliché préopératoire a été pris avec flash, il faut aussi l'utiliser en postopératoire. L'absence de flash et donc la présence d'ombres fait ressortir les détails anatomiques.

## **G. Accessoires**

On peut utiliser certains accessoires pour améliorer la prise de vue :

Utilisation d'une carte de référence

Pour obtenir les couleurs les plus neutres et fidèles à la réalité, on peut utiliser une carte de référence. (52)

On réalise un cliché avec une carte de référence dans le cadre, puis sans changer les conditions de prise de vue (éclairage, exposition) on fait une série de clichés normaux.

On ouvre ensuite le fichier avec la carte de référence dans un logiciel de retouche photo (Photoshop par exemple). A l'aide du sélecteur de couleur grise, il suffit de cliquer sur la partie grise de la carte de référence pour étalonner le gris. La correction peut être ensuite facilement appliquée à toute la série de clichés.

Il existe des cartes de référence avec du gris neutre à 18% uniquement, mais aussi du blanc, du noir (RefCard 001 de CMP par exemple).

Il existe aussi des chartes colorées (Gretag Macbeth ColorChecker®) qui peuvent être utilisées pour étalonner le photoscoppe et créer un profil ICC associé. Ces chartes sont d'une utilisation plus complexe et sont plus onéreuses.

Il est cependant possible de fabriquer simplement une carte de référence pour les vues intrabucales en découpant une petite surface de gris à 18% qui sera fixée sur la muqueuse le temps du cliché par de la vaseline (43) ou sur un cliché avec échantillon de teintier, sur ce dernier (68).

## **IV. Applications**

Indications de la prise de vue :

### **A. Apport de la photographie au cabinet**

#### **1. Caméras intrabucales et photoscopes**

Les caméras intrabucales sont irremplaçables en tant qu'outil directement et simplement accessible au fauteuil. Elles ne peuvent par contre pas prétendre produire des clichés de haute qualité comparables à ceux d'un photoscope. Les deux produits sont différents (69) au niveau technique et ont des applications bien différentes, qui se superposent parfois, notamment dans le domaine du choix de la couleur pour une reconstitution prothétique (19). L'éducation et la motivation du patient au fauteuil sont grandement facilitées par l'usage d'une caméra intrabuccale.

#### **2. Bilan photographique**

Un bilan photo systématique et parfaitement codifié est le premier temps indispensable de toute analyse d'un cas pour réhabilitation en esthétique dentaire. (20)

Constitution du dossier : Etat initial, parodontal et dentaire.

Aide à l'élaboration du plan de traitement. Le bilan permet d'analyser le cas sans présence du patient, à tête reposée (Economie de séances).

En orthodontie, les clichés prennent une part intégrante dans l'analyse du sourire. (70) .

L'analyse du sourire sur photos vient en complément de l'examen clinique.

Elle permet de mettre en évidence les rapports entre les volumes dentaires, l'orientation des différentes lignes (bords incisifs, bi pupillaire, etc.), le niveau des collets, l'analyse de la couleur des dents. (71)



Fig. 41 Ancienne photographie de la patiente à gauche, état initial à droite



Fig. 42 Sourire en post opératoire. Document Dr Dos Santos



Fig. 43 Objectivation d'une fêlure horizontale juxta gingivale. Document Dr Dos Santos

La photographie est une aide indispensable à toutes les étapes du diagnostic (67). Elle aide à l'objectivation des critères diagnostiques et participe à la documentation initiale qui comprend aussi bilan radiographique, examen clinique et modèles d'étude.

### **3. Communication avec le laboratoire**

L'état et la forme des tissus durs et mou est simple à transmettre au technicien de laboratoire.

On visualise facilement le soutien de la lèvre sur une photographie.

Le céramiste doit avoir des photographies du patient et si possible le rencontrer dans le cas de restaurations esthétiques complexes (67).

Motivation pour le technicien de laboratoire de voir son travail intégré dans son espace biologique (72)

### **4. Choix de la couleur**

#### **a) Méthode subjective**

Paramètre subjectif par excellence, les techniques de choix de la couleur (improprement appelé choix de la teinte) visent à objectiver ce choix et permettre sa lecture la plus aisée par le technicien au laboratoire. Il n'est pas encore automatisé et repose très largement sur le praticien et son expérience, aidé de photographies, teintiers et échantillons de céramique. La communication des paramètres de la couleur est difficile et est grandement facilitée par la transmission de photographies numériques (73) (21). La photographie ne remplace cependant en aucun cas le relevé de la couleur par le praticien. (74)

Un cliché de la dent de référence (controlatérale ou antagoniste) avec un échantillon de teintier en bout à bout est une aide précieuse pour mettre en évidence les détails et caractéristiques individuelles de cette dent de référence. Il est recommandé de faire également un cliché en noir et blanc pour mettre en évidence la luminosité, paramètre essentiel.

MAGNE et BELSER (67) préconisent d'incliner l'objectif pour éviter les reflets du flash sur le bord libre, zone très importante au niveau de la translucidité, de l'opalescence, et également pour la caractérisation.

Les clichés doivent être réalisés en début de séance ou après une pause pour éviter la déshydratation des dents, qui les rend plus lumineuses.



En plus des paramètres liés au praticien : Déficience de la vision des couleurs, vieillissement de l'œil, fatigue oculaire, niveau de compétence de l'opérateur, les paramètres susceptibles d'influencer la prise de couleur sont nombreux (75) :

- Lumière artificielle (intensité, température de couleur)
- Rayons du soleil
- Position du patient
- Heure du jour
- Couleurs de l'environnement (murs, sol, vêtements du patient et du praticien)
- Temps disponible
- Répétition de l'opération

## **b) Systèmes automatisés à base de capteurs CCD**

Il existe des systèmes composés d'un photoscope et d'un logiciel d'analyse. Il existe également d'autres systèmes à base de capteurs CCD, ainsi que d'autres basés sur différentes technologies (spectrophotomètre) qui ne seront pas abordés ici.

### **(1) ShadeScan®**

Ce système se compose d'une pièce à main pour réaliser l'acquisition, d'une base reliée à un ordinateur.

Le système est auto calibré, et les images sont analysées par le logiciel ShadeCheck®.

Le logiciel produit des cartes de teinte, transparence, saturation, et peut donner des valeurs dans les références les plus courantes : Vitapan classical®, Vitapan system 3D-Master®, Chromascop® (Ivoclar Vivadent) mais aussi en CIE L\*a\*b\*. Il est également possible de simuler les effets d'un traitement de blanchiment avec le logiciel ShadeWhite®.

Un défaut majeur de ce système est un temps de préchauffage de dix minutes. Un autre défaut est la grande variabilité des résultats en fonction de l'éclairage, l'état de surface de la dent, et les mouvements du patient. Les résultats cliniques de ce système sont moins bons que les tests in vitro (76). Le système Ikam apparaît plus adapté pour une utilisation en cabinet.

## (2) Digital Colour Measurement (DCM) Ikam®

Le système se compose d'un photoscope Olympus et d'une source lumineuse standardisée D65 intégrés dans une coque qui permet un positionnement toujours identique du patient (butée pour le menton).

Deux clichés sont réalisés, avec présence d'une carte de référence de calibration (grise) puis transmis par internet au laboratoire de prothèse, et traités dans le logiciel spécialisé.



Fig. 44 Utilisation du DCM Ikam® (77)

Le technicien dispose alors d'une véritable cartographie des différentes zones colorées de la dent. Les valeurs de sortie du logiciel sont multiples : Vitapan Classical®, d.Sign, Procera® allCeram, Ceramco II, Creation, Ducera Gold, Omega 900. Il est également possible d'obtenir les valeurs exprimées selon le référentiel  $L^*a^*b^*$  du CIE.

On peut utiliser le système au stade de l'essayage, et mesurer le  $\Delta E$  entre la pièce prothétique et la dent naturelle adjacente. (75)

Des études (78) (79) ont montré que ces systèmes sont fiables pour un choix de couleur objectif et reproductible tout en permettant un gain de temps appréciable. Le système Ikam fait jeu égal avec le meilleur système testé, EasyShade® à base de spectrophotomètre (80).

### **(3) Camera intrabuccale SOPRO 717®**

Cette caméra intrabuccale dispose d'un module d'aide au choix de la couleur qui fonctionne par comparaison avec un échantillon de teintier. Elle intègre son système d'éclairage par LED et ne nécessite pas d'étalonnage de la balance des blancs. Il faut l'utiliser avec un teintier intégrant la luminosité, comme le Vitapan 3D Master plutôt qu'avec un teintier plus classique (Vita Classic) avec lequel elle donne de moins bons résultats (81).



Fig. 45 Enregistrement en bouche à gauche, sur teintier à droite. Document Sopro®

## **B. Support de communication avec le patient**

### **1. Aide pour le recueil du consentement éclairé**

Information du patient : La photographie est un support de communication simple et clair (67) (82). Constitution de présentation de « cas type » tirés d'une base de données personnelle du praticien pour expliquer au patient les différentes étapes du traitement. Il est important de montrer au patient ce que le praticien est capable de lui proposer en terme de résultat. Les clichés de cas terminés permettent une valorisation du travail du praticien.

La photographie est un bon support de réflexion avec le patient, de discussion sur la situation actuelle, et sur le traitement à venir.

C'est également une aide pour anticiper et désamorcer d'éventuels conflits avec le patient. (20) (82)

L'analyse des clichés permet une comparaison objective entre la situation initiale et finale. Le patient peut évaluer lui-même de façon objective le résultat obtenu (83).

Exposition du diagnostic et acceptation facilitée du traitement dans le cas de lésions des tissus mous. (84).

La photographie constitue également un bon support pédagogique de motivation à l'hygiène.



Fig. 46 Etat initial. Document Dr Dos Santos

Montrer l'état initial au patient lui fait prendre conscience des éventuels efforts à fournir.

Voir des clichés aide également à l'acceptation d'un traitement parodontal :



Fig. 47 Greffe épithélio-conjonctive. Clichés préopératoire/Cicatrisation à 1 an.

Document Dr Dos Santos

Illustration par la situation initiale, des clichés en cours de traitement (quadrant traité/non traité), en fin de traitement et des clichés de cas similaires (85).

## 2. Simulation

Il est possible de réaliser une simulation de la situation finale du traitement. Il faut cependant faire les mises en garde de rigueur au patient (43).

En orthodontie, SANDLER et al. (86) ont proposé une méthode à base de manipulation de photographie à l'aide de logiciel (Adobe Photoshop®, Corel Paint Shop Pro®).

Le processus n'est pas automatisé, est à réaliser sur chaque photographie, et requiert une maîtrise du logiciel. Il peut cependant aider à la compréhension d'un traitement qui peut être long et difficile à supporter pour un adolescent.

Auparavant, cette simulation était réalisée sur modèles, avec de la cire et des dents prothétiques (technique de KESLING).

## **C. Communication aux confrères, Enseignement, Publications**

### **1. Au spécialiste**

Il est techniquement simple de transmettre des clichés au spécialiste (72) pour avis (dermatologie buccale, parodontologie) (5).

Sur un cliché de lésion des tissus mous il est important de fournir une échelle par la présence d'une sonde graduée sur le cliché. Il est indispensable d'accompagner le cliché d'une documentation écrite de la lésion : historique, localisation, description, symptômes associés (84).

### **2. Publications scientifiques**

La photographie est un support incontournable dans une publication ou une présentation pédagogique.

Il est indispensable d'illustrer ses publications avec des photographies de qualité (87). Le respect des standards de prise de vue élimine tout soupçon de manipulation dans les clichés, qui peuvent rendre un résultat objectivement médiocre visuellement impressionnant (par la variation du point de vue, du réglage des couleurs) et renforce la crédibilité d'une publication (54).

Précautions légales :

Extrait de l'article 4127-208 du Code de la Santé Publique (article 5-2 du code de déontologie) :

« Lorsqu'il utilise ses observations médicales pour des publications scientifiques, il doit faire en sorte que l'identification des patients soit impossible »

Il faut recueillir par écrit le consentement du patient, et rendre les clichés anonymes en masquant les yeux par exemple.

## **D. Aspect Médico-légal**

Pièce intégrante du dossier médical, les clichés peuvent servir :

- Dans des enquêtes (5)
- En tant que preuve médico-légale : Etat initial, suivi du plan de traitement, preuve de l'obligation de moyens. (84) (82).

En tant que pièce du certificat initial. Un cliché est indispensable en cas de traumatisme (43).

## **E. Archivage et formation personnelle**

Suivi de plan de traitement : les étapes peuvent être visualisées au fur et à mesure du traitement.

Conservation des clichés pour un historique des soins.

Archivage et constitution d'une base de données photographique, utilisation diverse selon le type d'exercice (88). On peut utiliser le système de mots-clés évoqué précédemment pour organiser la base de données selon le type d'acte.

Montrer au patient des cas réalisés au cabinet. Il existe également des DVDROM ou CDROM commerciaux de bases de données de cas de démonstration, mais le patient s'attendra alors à un résultat comparable. Il est préférable de montrer des choses qu'on est capable de réaliser.

Permet une autoévaluation des cas et d'identifier les domaines à perfectionner. Une base de données personnelle de cas peut aider le praticien dans ses choix de protocoles, de matériaux et d'équipements pour arriver à un plus haut niveau de qualité de soin. (82) (89)

## **F. Etudes cliniques**

### **1. Biométrie**

CELEBIC et al. (90) ont proposé une méthode de sélection des dents artificielles à base de photographies prises à 1m de distance avec un photoscope compact.

D'autres ont proposé l'utilisation de la photographie numérique pour mesurer l'importance de la déminéralisation de l'émail consécutives à la pose de brackets orthodontiques (91). Cette méthode est plus performante en photographie numérique que sur clichés argentique scannés.

## 2. Evaluation

Plusieurs études ont été menées sur bases photographiques :

- Evaluation photographique de la qualité d'un type d'acte

Etude rétrospective réalisée par un spécialiste, sur la base de clichés rassemblés à partir de divers praticiens utilisant différentes techniques (82).

- Mesure de la distribution de la couleur

Une méthode de mesure de la couleur des incisives à base de clichés traités dans un logiciel a été décrite (76) . Les auteurs ont démontré la prédictibilité de la couleur (exprimée par les valeurs  $L^*a^*b^*$ ) d'une zone, connaissant une autre zone.

- Mesure de la couleur sur clichés de parodonte.

Certains (92) ont proposé la mesure de la couleur du parodonte sur clichés comme méthode d'évaluation de la santé parodontale. Les mesures sont réalisées par logiciel (Adobe Photoshop®) selon la méthode  $L^*a^*b^*$  définie par le CIE.

- Evaluation d'un traitement de blanchiment

Réalisée à l'aide d'une comparaison de clichés (93). Le respect d'un protocole de prise de vue, l'utilisation d'une carte de référence (gris à 18%) et l'ajustement des images dans un logiciel adapté (Adobe Photoshop®) sont considérés comme indispensables.

# Partie IV : L'image numérique au sein du dossier patient informatisé.

---

## I. L'image informatique

### A. Bit, octet, codage binaire

Le système binaire caractérise deux états : le 0 et le 1, passage du courant ou absence de courant.

Un bit est une valeur binaire. Par exemple, 1 s'écrit 00000001 en binaire, sur 8 bits. Chaque bit pouvant avoir deux valeurs, le nombre de valeurs décimales possibles avec un nombre de bits donnés s'écrit  $2^n$

Les systèmes informatiques travaillent avec des successions de 8 bits, appelés « octets ». Octet se traduit en anglais par « byte » à ne pas confondre avec « bit », 1 byte se composant de 8 bits.

L'unité de base des données informatiques est donc l'octet. Les capacités de stockage, des disques durs ou des cartes mémoires par exemple sont exprimés en multiples de l'octet. On a donc les valeurs suivantes :

1 Kiloctet = 1 Kilobyte = 1024 octets ( $2^{10}$ )

1 Mégaoctet = 1024 Kiloctets ( $2^{20}$ )

1 Gigaoctet = 1024 Mégaoctets ( $2^{30}$ )

1 Téraoctet = 1024 Giga-octets ( $2^{40}$ )

### B. Fichier image

Un fichier image numérique est une matrice de pixels, avec un nombre de lignes et de colonnes correspondant au capteur utilisé.

Une image de dimension L par C comportera LxC pixels. Chaque pixel contient les informations de luminance et chrominance dans le cas d'une image en couleur.

Pour les couleurs, le codage (ou profondeur de couleur) varie de  $2^8$  à  $2^{12}$ ,  $2^{14}$  voire  $2^{16}$  ou  $2^{24}$  par canal de couleur. On peut ainsi coder de 256 à plus de 16 millions de couleurs différentes par canal de couleur (94).



## C. Compression

### 1. Principe

Le nombre de pixels d'un capteur est fixe. La quantité de données enregistrée dans le fichier informatique correspondant peut cependant être réduite par *compression* des données.

La compression est largement utilisée dans les photoscopes modernes, elle permet d'augmenter le nombre de fichiers stockables sur un support donné.

Il existe deux types de compression :

- Compression transparente (dite « lossless » en anglais). Avec laquelle il est possible d'obtenir le fichier non compressé d'origine à partir du fichier compressé.
- Compression avec perte (dite « lossy » en anglais). Avec laquelle il est impossible de revenir au fichier non compressé d'origine.

La compression se base sur une classification en trois catégories des données du fichier image :

- Données redondantes
- Données négligeables
- Données essentielles

La compression va supprimer les données redondantes et les recréer à partir d'un échantillon au visionnage. La distinction entre données utiles et négligeables se fait sur des critères propres à l'observateur et relève d'un compromis basé sur des facteurs psychologiques, sur les conditions d'observation et sur le niveau de qualité requis de l'image finale.

Ce niveau de qualité requis dépend du type de photographie et de sa finalité (95). La différence de qualité entre les différents niveaux de compression est visible à l'œil nu (96).

Il est indispensable de sauvegarder l'image dans son niveau de qualité le plus élevé, avant toute compression avec perte ou retouche sur ordinateur.

## 2. Compression JPEG

C'est la compression la plus utilisée en photographie numérique. Elle a été publiée entre 1989 et 1992 par un groupement d'experts. JPEG est l'acronyme de « Joint Photographic Experts Group ».

Le processus d'encodage en compression JPEG comprend plusieurs étapes dont un découpage de l'image en blocs de  $x$  par  $x$  pixels (en général  $8 \times 8$ , voire  $16 \times 16$ ) et une élimination des détails (motifs rarement répétés dans l'image).



Fig. 48 Image identique, JPEG haute qualité ( $q=75$ ) à gauche, basse qualité ( $q=10$ ) à droite.

## 3. Compression par ondelettes, JPEG2000

Parmi les dernières évolutions on trouve le format JPEG2000, issu du travail du Joint Photographic Expert Group. Il se base sur le principe de la compression par ondelettes.

La compression par ondelettes décompose l'image en quatre sous images, chacune quatre fois plus petite que l'original.

Une image est une représentation grossière de l'image d'origine et les autres images contiennent les détails.

Le format JPEG2000 corrige les défauts du format JPEG. Parmi ses avantages :

- Amélioration de la qualité à poids de fichier égal
- Suppression de l'effet d'escalier ou de mosaïque des images JPEG
- Taux de compression variable selon les régions de l'image
- Décodage progressif de l'image à la lecture : la sous image est affichée en premier, les détails apparaissent au fur et à mesure du décodage.
- Insertion d'un en-tête de métadonnées (« header ») permettant d'indiquer pour chaque image son auteur, la date, les droits ou toute autre information utile à l'image.

Son principal défaut est d'être peu répandu, et le manque de compatibilité des photoscopes, qui travaillent en majorité en JPEG.

#### **4. Fichier TIFF**

Ce type de fichier (Tagged Image File Format) est compatible avec une majorité de logiciels de traitement d'image. Il existe de nombreuses sous types de fichier TIFF, on en distingue deux très utilisés :

TIFF non compressé : La taille du fichier est à peu près celle de la résolution du capteur multipliée par trois.

Un capteur de 8 millions de pixels donnera un fichier de 24 Mégaoctets.

TIFF compressé sans perte : Cette compression utilise un algorithme simple (LZW). On arrive à un taux de compression de 3 :2.

De manière générale les fichiers TIFF sont plus volumineux et demandent plus de puissance de calcul informatique pour les travailler. Ils sont peu utilisés en photographie. Ils sont par contre très répandus en radiologie numérique.

#### **5. Fichier RAW**

Le format RAW n'enregistre que les informations brutes recueillies par les pixels du capteur. La plupart des capteurs produisent une information en 12 bits : 4096 niveaux différents par canal (à comparer aux 256 niveaux différents par canal en 8 bits). Nikon a commercialisé (97) des modèles produisant des fichiers RAW sur 14 bits. On passe de 4096 niveaux de densité par canal en 12 bits à 16384 niveaux en 14 bits. Cela permet de rendre plus fidèlement la dynamique de l'image : l'amplitude entre les zones sombres et claires de l'image.

Le fichier n'a donc aucune perte d'information et n'a subi aucun traitement ni codage sur 8, 12 ou 16 bits. Les fichiers RAW ne sont pas exploitables directement, il faut les convertir à l'aide d'un logiciel adapté. On élimine alors des données, on passe de 12 bit à 8 bits, mais on choisit quelle partie des données est pertinente dans le logiciel de conversion.

On peut ainsi voir le format RAW comme un négatif numérique, nécessitant une opération de conversion en format exploitable directement, tel le JPEG.

Chaque fabricant possède son propre format RAW, incompatibles entre eux. Un des inconvénients de ces fichiers « négatifs numériques » est leur taille. Par exemple, le reflex Canon 350D produit des fichiers RAW de 7 mégaoctets pour un capteur comprenant 8 millions de pixels.

## **6. Format DICOM**

Le standard DICOM a été mis au point pour faciliter le stockage l'échange et le visionnage de fichiers radiologiques (radiologies, scanner, IRM, tout examen produisant un fichier image informatique). Il a été adopté par l'ADA (American Dental Association) dès 1996 (98). Le critère principal de ce standard est la compatibilité du format (99). Un fichier DICOM est composé d'un en-tête et des données en elles mêmes (100).

## **7. Autres formats**

### **DNG (Digital Negative)**

Format ouvert mis en place par la société Adobe, il vise à unifier les formats RAW propriétaires. Il est basé sur le format TIFF. Très adapté pour la sauvegarde des originaux

### **GIF (Graphics Interchange Format)**

Très utilisé il y a quelques années sur internet. Les utilisateurs de ce format limité à 256 couleurs lui ont préféré le format PNG.

### **PNG (Portable Network Graphics)**

Successeur du GIF, il est « sans perte » et produit des tailles de fichiers supérieures au JPEG ou JPEG2000.

### **BMP**

Fichier « Bitmap », c'est un des formats les plus simples, à créer comme à décoder. Il n'est généralement pas compressé et produit des fichiers volumineux.

## II. Statut de l'image, Dispositions légales

Code de la santé publique article L1110-4 « Toute personne prise en charge par un professionnel, un établissement, un réseau de santé ou tout autre organisme participant à la prévention et aux soins a droit au respect de sa vie privée et du secret des informations la concernant. »

En outre, le code de la santé publique précise :

Article 4127-206 :

« Le secret professionnel s'impose à tout chirurgien-dentiste, sauf dérogations prévues par la loi. »

Article 4127-207 :

« Le chirurgien-dentiste doit veiller à ce que les personnes qui l'assistent dans son travail soient instruites de leurs obligations en matière de secret professionnel et s'y conforment. »

Article 4127-208 :

« En vue de respecter le secret professionnel, tout chirurgien-dentiste doit veiller à la protection contre toute indiscretion des fiches cliniques, des documents et des supports informatiques qu'il peut détenir ou utiliser concernant des patients.

Lorsqu'il utilise ses observations médicales pour des publications scientifiques, il doit faire en sorte que l'identification des patients soit impossible. »

Article R. 4127-264 :

« Si le patient fait connaître son intention de changer de chirurgien-dentiste, celui-ci doit lui remettre les informations nécessaires pour assurer la continuité et la qualité des soins. »

Les risques de sanction :

Article 226-13 du code pénal

« La révélation d'une information à caractère secret par une personne qui en est dépositaire soit par état ou par profession, soit en raison d'une fonction ou d'une mission temporaire, est punie d'un an d'emprisonnement et de 15000 euros d'amende ». Cette sanction s'applique bien entendu aux professionnels de santé.

Durée de l'obligation de protection des données médicales :

- 30 ans pour les soins effectués avant la loi du 4 mars 2002
- Depuis cette date, 10 ans à compter de la consolidation des dommages

Déclaration à la CNIL

La commission informatique et libertés (CNIL) contrôle la mise en œuvre des fichiers informatiques et fait respecter la loi.

L'obligation de déclaration à la CNIL selon la loi du 6 janvier 1978 n'est plus nécessaire. Elle est remplacée par l'obligation d'utiliser un logiciel respectant la norme 50 de la CNIL et d'informer le patient :

- De l'utilisation d'un système informatique facilitant la gestion administrative et médicale (diagnostic, soin, prévention) du patient.
- Des destinataires des données traitées dans l'application.

L'information peut se faire au moyen d'affichettes dans le cabinet ou la salle d'attente.

Avec l'accord du patient, le praticien peut transmettre des données à d'autres professionnels de santé. Il est indispensable de recueillir l'accord écrit du patient, et sa signature. La photographie doit néanmoins être rendue anonyme (floutage d'une partie de la photographie)

Il faut cependant noter que le dépôt d'informations chez un hébergeur de données (cas d'une sauvegarde par internet par exemple) sort du cadre de la norme 50. Il faudrait alors faire une déclaration à la CNIL et recueillir le consentement du patient.

L'hébergement de données de santé à caractère personnel rejoint la définition du « Dossier Médical Personnel » (DMP) défini dans la loi n° 2007-127 du 30 janvier 2007 art. 25 III (article L1111-8 du code de la santé publique).

Les hébergeurs doivent être agréés. L'agrément est délivré par le ministre de la santé après avis de la Commission nationale de l'informatique et des libertés et d'un comité national d'agrément (Décret n° 2006-6 du 4 janvier 2006).

Il est cependant possible d'héberger ses données chez un hébergeur sous contrat, ou de mettre en place son propre système de sauvegarde à distance sans l'accord du patient, sous réserve que l'accès soit impossible pour toute autre personne que le praticien et le patient.

« Les professionnels et établissements de santé peuvent, par dérogation aux dispositions de la dernière phrase des deux premiers alinéas du présent article, utiliser leurs propres systèmes ou des systèmes appartenant à des hébergeurs agréés, sans le consentement exprès de la personne concernée dès lors que l'accès aux données détenues est limité au professionnel de santé (...) ainsi qu'à la personne concernée (...). »

Extrait de la norme 50 de la CNIL. Délibération n°2005-296 du 22 novembre 2005 publiée au journal officiel numéro 7 du 8 Janvier 2006.

#### Article 5

##### Durée de conservation

« Les informations enregistrées ne peuvent être conservées dans l'application au-delà d'une durée de cinq ans à compter de la dernière intervention sur le dossier du patient. A l'issue de cette période, elles sont archivées sur un support distinct et peuvent être conservées pendant quinze ans dans des conditions de sécurité équivalentes à celles des autres données enregistrées dans l'application. »

Il faut donc archiver les données après cinq ans sans modification.

### **III. Sécurisation des données**

#### **A. Analyser les risques**

Ils peuvent être de plusieurs types :

- Accidentels : Incendie, Foudre, inondation, Perturbations électriques, erreur de manipulation (effacement involontaire, boisson renversée sur le matériel).
- Malveillants : Vol de matériel ou de données, destruction volontaire, du matériel ou des données.

Le risque de vol concerne plus le matériel mobile comme les ordinateurs portables, les PDA de type Palm Pilot.

#### **B. Recommandations générales (101)**

Il s'agit d'un ensemble de protections valables dans tout type d'installation informatique : Réseau avec ou sans fil, poste unique, Mac ou PC. Elles sont issues de la CNIL.

- Installation d'un antivirus et antispyware avec mise à jour régulière, et d'un pare feu (« Firewall »).
- En cas de litige quant à l'authenticité d'un cliché : suspicion de retouche logicielle par exemple, il faut apporter la preuve du cliché original. L'authenticité est établie si une technique de marquage irréfutable a été utilisée : tatouage numérique ou « digital watermark ». (102) Ces techniques d'insertion invisible d'un filigrane authentifiant le fichier comme étant original sont appelées à un grand développement et doivent être de plus en plus intégrées à la chaîne numérique.
- Mises à jour régulières du système d'exploitation et de ses logiciels pour combler les failles de sécurité au fur et à mesure de leur découverte. (103)



- Ne pas installer de logiciels superflus (jeux, loisirs) ou à la provenance inconnue. (104)
- Changer régulièrement son mot de passe.
- Ne pas choisir de mot de passe trop commun (nom, prénom, date de naissance) ou trop court : 6 caractères minimum, alphanumérique (lettres et chiffres mélangés). (105)
- Ne pas inscrire le mot de passe sur un support visible à tous. Le mot de passe doit être individuel, propre à chaque utilisateur.
- Ne pas laisser un écran avec une fiche patient visible au public. Ne pas laisser sa carte de professionnel de santé en cas d'absence.
- Journalisation des connections par mot de passe (utilisateurs) et de l'accès aux données.
- Tester l'intégrité des sauvegardes après leur réalisation.
- Placer les sauvegardes dans un endroit sécurisé au cabinet : Armoire fermant à clé, ignifugée, ou sortir les sauvegardes du cabinet.
- Installer une protection électrique : Onduleur par exemple.
- Avoir une sauvegarde d'archives, pour la conservation à long terme des données.

Pour une sécurité accrue, on pourra également :

Crypter les données : Logiciel Steganos Safe 2007 sur PC ou intégré au système sous macintosh. En cas de vol ou d'utilisation malveillante des données, elles seront illisibles.

Utiliser un mode de transfert de fichiers sécurisés en cas de transmission par internet. On transmet ses données en utilisant internet, mais en ouvrant une liaison sécurisée entre deux ordinateurs. On crée alors un VPN (Virtual Private Network ou Réseau Privé Virtuel).

Le mode de transmission est le « tunneling » : les données sont chiffrées et sécurisées et les deux ordinateurs communiquant sont authentifiés.

Les données seront illisibles en cas d'interception malveillante sur le réseau.

Il faudra vérifier que le logiciel utilisé pour transmettre ses données sur internet utilise un protocole performant, et sûr. Les protocoles à utiliser sont le SSL (Secured Socket Layer),

l'IPsec, également le PPTP (Point to Point Tunneling Protocol) qui est cependant moins sûr.  
(106)

### **C. Cas d'une installation sans fil (Wifi)**

Pour plus de souplesse, les praticiens s'équipent de plus en plus en matériel sans fil. Certains photoscopes sont par exemple dotés d'une interface wifi, et peuvent transmettre les clichés sans avoir à les connecter par un câble. Ce type d'installation requiert néanmoins une sécurisation accrue.

Il faut utiliser du matériel récent, compatible avec les normes de sécurité les plus actuelles  
(107).

L'accès au réseau doit être restreint par clé WPA2 (Wireless Protected Access 2). Ce type de réseau wifi est le seul reconnu comme étant complètement sécurisé par le NIST (« National Institute of Standards and Technology »). Il suffit d'activer le mode WPA2 à l'installation du matériel pour en bénéficier.

## **IV. Stockage**

Le fichier image informatique produit par le photoscope est par nature volatile, les informations étant codées par un courant électrique. Ce fichier doit être enregistré sur un support informatique.

Le type de stockage adapté à la photographie numérique est la mémoire non volatile : la mémoire de masse.

Ce type de mémoire est non volatil : les données persistent même après l'arrêt de l'alimentation électrique. Elle fonctionne en lecture et en écriture. Les caractéristiques principales d'une mémoire de masse sont :

- Sa fiabilité
- Sa taille
- Sa rapidité (temps d'accès à une information donnée)
- Son taux de transfert
- Son coût

## **A. Supports**

De nombreux types de mémoire de masse ont été utilisés :

Disque ZIP© (Ioméga) (peu répandu aujourd'hui)

Disquette (peu répandu aujourd'hui)

Disque dur

Disque optique (CDROM/DVDROM)

Mémoire Flash

Clé USB

### **1. Mémoire flash**

C'est la technologie utilisée dans la plupart des moyens de stockage des photoscopes.

Elle utilise comme élément de base la cellule MOS.

Principaux types de cartes mémoires :

- PCMCIA
- CompactFlash (CF)
- SmartMedia (SM)
- SecureDigital (SD)
- MiniSD
- Memory Stick et dérivés (MS)
- XD Picture Card
- Micro SD ou Transflash

### **2. Autres supports**

#### **a) MicroDrive**

Développé par IBM, ce support est en fait un disque dur embarqué dans un format CompactFlash. Il avait comme avantage d'offrir une capacité de stockage beaucoup plus importante que les mémoires flash de la même époque. En 2007, la capacité est équivalente à celle atteinte par les mémoires flash CompactFlash (8 giga-octets). Hitachi annonçait en 2005 un microdrive de 20 giga-octets pour 2007 (108). Ce modèle n'est toujours pas disponible sur le marché.

En attendant le microdrive a perdu son avantage de capacité sur la mémoire flash. Cette technologie souffre des défauts associés aux moyens de stockage magnétique de type disque dur :

- Sensibilité aux chocs du fait de la présence de pièces mobiles
- Gros consommateur d'énergie
- Vitesse lente

### **b) Disque dur**

Amovibles ou non, les disques durs sont sensibles aux chocs et aux vibrations. C'est pour cela que les disques durs amovibles sont peu fiables en sauvegarde unique. Ils constituent cependant le medium de stockage le plus répandu.

### **c) Disque optique**

CDR/DVD-R/DVD+R

Disques optiques inscriptibles une fois : CDR ou DVDR ou réinscriptibles CDRW, DVDRW. Les media réinscriptibles ont une durée de vie inférieure aux autres.

Il est recommandé de faire un roulement de gravure : graver à nouveau sur un support neuf les données sauvegardées au bout d'un certain nombre d'années. Le recul est encore insuffisant pour donner une durée de vie des media. Il faut cependant multiplier les sauvegardes et protéger ses fichiers par cryptage ou tatouage numérique. Les fichiers sont en effet très ouverts aux malveillances en cas de vol ou perte du CD (109).

### **d) Bandes**

DLT, SDLT, LTO (110)

Ces médias sont peu utilisés. Ils sont cependant très fiables, et ont une grande capacité de stockage.

### **3. Sauvegarde à distance**

Cabinet en réseau : Sauvegarde sur un NAS (Network Attached Storage) :

Il s'agit d'un serveur accessible depuis le réseau pour y stocker des données. Cette architecture est très adaptée pour un cabinet en réseau.

Les sauvegardes se font sur disque dur souvent associés en architecture RAID (Redundant Array of Independent Disks) qui supporte la défaillance d'un ou plusieurs disques durs sans perte de données. Ce système est un bon compromis pour un cabinet en réseau.

Il existe des systèmes très fiables mais hors de proportion avec un cabinet dentaire : PACS « picture archiving and communication system ». Il faut alors faire des compromis, entre temps, coût, et sécurité des données. Chaque praticien doit adapter sa stratégie de sauvegarde à ses besoins.

#### **B. Stratégies de sauvegarde**

Il est indispensable de sauvegarder les fichiers originaux avant toute modification : compression, recadrage, retouche.

##### **1. Solution simple**

Sauvegarde de l'image du disque dur complète (Acronis TrueImage, Norton Ghost). Cette solution conserve toutes les données mais demande une grande capacité de stockage.

Sauvegarde en double sur disque dur amovible à sortir du cabinet ou disque sécurisé (caisson ignifugé/verrouillé à clef).

Reste cependant la problématique de la fiabilité d'un disque dur nomade (chocs, vibrations, axe de rotation, passage à proximité d'un objet magnétique).

Les clés USB posent également des problèmes de fiabilité (intégrité des données, durée de conservation) et de sécurité (perte, vol, dégradation).

## **2. Stratégies avancées**

### **a) Sauvegarde incrémentielle des données**

Seules les données nouvelles et différentes de la sauvegarde précédente sont sauvegardées. C'est une solution fiable et économe en espace de sauvegarde.

### **b) Sauvegarde distante par internet**

Sauvegarde sur serveur distant avec cryptage de données et protection par mot de passe (transfert FTP « File Transfert Protocol », confirmation par email du bon déroulement).

Ce type de sauvegarde est techniquement très performant : Rapide avec une connexion haut débit (ADSL, Câble), sécurisée, fiable (le prestataire est spécialisé dans la sauvegarde de données).

Au niveau de la CNIL, ce type de solution est complexe : nécessité de déclaration, accord du patient. Ce type de solution est appelé à se développer, dans le contexte du DMP (Dossier Médical Personnel).

### **c) Automatisation**

Pour tout type de solution, le logiciel « Cobian 8 » qui est un freeware (gratuitiel) propose d'automatiser toutes les tâches. La sauvegarde se fait pendant la nuit par exemple. Elle peut être totale ou incrémentielle. Une compression est proposée, pour réduire l'espace de stockage nécessaire. Des options de cryptage, indispensables sont également disponibles. La sauvegarde peut être faite localement, sur disque dur, mais également à distance sur une machine du réseau, et même à distance sur un serveur sur internet (prestataire spécialisé ou système mis en place par le praticien).

## **d) Schéma de sauvegarde**

Il est important de multiplier les sauvegardes et de ne pas compter sur une unique solution.

Voici une proposition de schéma de sauvegarde par roulement sur media réinscriptibles (Disque durs, CDRW ou DVDRW par exemple) :

Dix supports nécessaires, étiquetés :

Lundi, Mardi, Mercredi, Jeudi, Vendredi 1, Vendredi 2, Vendredi 3, Mois 1, Mois 2, Mois 3.

Une sauvegarde est réalisée tous les jours du lundi au jeudi. Puis le vendredi est enregistré sur « vendredi 1 », « vendredi 2 » la semaine suivante, puis « vendredi 3 » la troisième semaine. Le quatrième vendredi est sauvegardé sur « mois1 ». Le même système est répété à l'identique, le dernier vendredi du deuxième mois est cependant enregistré sur le medium « mois 2 ». De même pour le troisième mois avec « mois 3 ».

On a ainsi en cas de problème 3 mois d'archives disponibles. (103)

## **e) Agréments**

Il est important de bien choisir son prestataire. Pour les logiciels il faut vérifier la présence de :

- Agrément CNDA (Centre National de Dépôt et d'Agrément)
- Certification DSIO (Données Standard pour l'Informatique Odontologique) (111).  
Pour une compatibilité maximale en cas de transmission d'information. (112)
- Clause de confidentialité dans les contrats signés par les prestataires. Ceci concerne surtout les entreprises appelées à intervenir sur les ordinateurs du cabinet (maintenance, installation).

## Partie V : Discussion

---

Le praticien intéressé par les bénéfices de la photographie numérique peut être découragé par la complexité du sujet. On peut cependant dégager des recommandations générales, au niveau aménagement du cabinet, choix du matériel et technique photographique.

### **I. Aménagement du cabinet**

Avoir des couleurs neutres en décoration, et au fauteuil. Eviter les surfaces réfléchissantes. Limiter l'influence des sources lumineuses parasites : scialytique : l'éteindre (L'orienter ailleurs ne suffit pas), fenêtres.

S'équiper d'un éclairage du type « lumière du jour ». Changer les ampoules régulièrement.

Au niveau du patient, il faut éliminer les éléments parasites : Bijoux, lunettes, maquillage (41). Il faut faire attention aux vêtements de couleurs vives qui se reflètent sur le visage du patient et modifient la couleur des structures anatomiques. Les cheveux longs doivent être attachés.

### **II. Technique Opératoire**

Il est conseillé de standardiser ses clichés. Les paramètres les plus simples à conserver sont l'opérateur, le photoscope, l'éclairage et l'angle (51). Un cadrage constant est recommandé. Pour une pratique courante, une relative constance dans la prise de vue suffit. Le protocole « vue par vue » détaillé précédemment permet d'améliorer la qualité des clichés obtenus, ceci avec tout type d'équipement (51).

Seul le secteur antérieur est « facilement » photographiable (113)

Selon BENGEL (43), les paramètres à standardiser sont :

Pour les portraits :

- Cadrage
- Position du photoscope
- Position du patient
- Conditions d'éclairage

Pour les vues intrabucales :

- Inclinaison de l'objectif
- Facteur de grandissement (et donc cadrage)



### **III. Matériel**

On distinguera deux types de praticien :

#### **A. Utilisateur simple**

Indications principales en omnipratique :

- Clichés du sourire avant/après traitement, clichés antérieurs
- Communication avec le patient : Recueil du consentement, support de discussion
- Documentation de cas personnels : Examen complémentaire, référence pour le praticien

Pour un tel utilisateur, un photoscope compact de bonne qualité équipé d'un kit macro produira des clichés adaptés à l'utilisation.

#### **B. Utilisateur avancé**

Pour l'omnipratique également mais aussi

- En esthétique
- Cas complexes (Aide pour élaborer le plan de traitement)
- Communication avec le laboratoire
- Illustration de diaporamas ou de cours
- Constitution d'un bilan-photo rigoureux

Les photoscopes compacts présentent de nombreux défauts pour ces indications :

- Mise au point difficile
- Eclairage au flash décalé par rapport à l'objectif, qui entraîne sous exposition et zones d'ombre.
- Temps de latence important au déclenchement
- Faible grandissement

Un boîtier reflex et un flash macro sont donc conseillés, utilisés en mode priorité ouverture. (67) L'ouverture doit être réglée entre f16 et f22 pour avoir une grande profondeur de champ mais conserver un piqué correct. Pour les portraits on peut augmenter l'ouverture jusqu'à f2,8 ou 2,2 pour diminuer la profondeur de champ et obtenir un effet artistique.

Un objectif macro de focale 105mm est le plus adapté (20) aux clichés de ce type avec un grandissement de 1/1 et jusqu'à 1/15. Pour des détails très précis on peut réaliser des clichés avec un grandissement de 2/1.

Il faut nettoyer les poussières du capteur régulièrement, ainsi que le sac de rangement du matériel

## **Conclusion**

En conclusion de la présente étude, on peut dire que la photographie numérique constitue bien une substantielle avancée par rapport aux techniques argentiques. Elle offre de nouvelles applications, au prix cependant inévitable d'une adaptation aux contraintes périphériques à cette technique : informatisation, sauvegardes, investissement dans le matériel, rapidité d'évolution technologique.

Il faut être clairement conscient que les bénéfices obtenus seront proportionnels à l'investissement en formation, en temps et en argent. Ceci d'autant plus que le passage à la photographie numérique s'inscrit dans une logique globale du « paperless office » : du secrétariat au dossier patient en passant par la traçabilité de la stérilisation et la télétransmission. L'avenir est au tout numérique et la mise en place du Dossier Médical Personnel (DMP) illustre bien la convergence des applications informatisées.

Dans ce contexte technique et social, cette « chaîne du numérique », les praticiens ne doivent pas constituer le maillon faible. Il conviendrait donc probablement, au-delà du présent sujet, d'étudier les modalités de formation aux techniques numériques dans leur globalité en odontologie.

## Annexe 1 : Notions d'optique, obturateur (114)

### I. Objectif :

#### A. Caractéristiques d'un objectif

##### 1. Distance focale

Par définition c'est la distance entre la lentille et son foyer principal, le foyer principal étant le point où se forme l'image d'un objet éloigné à l'infini optique.

C'est la distance entre le centre de la lentille et le point où les rayons lumineux convergent.

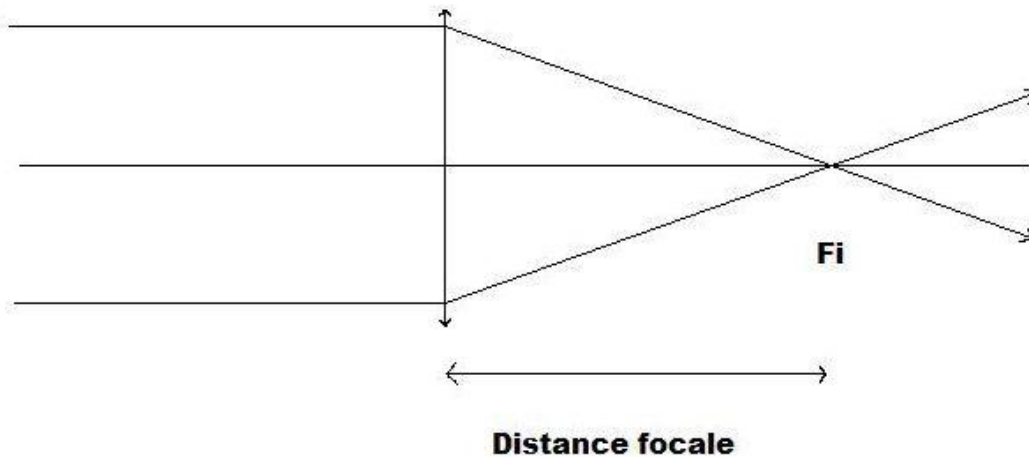


Fig. 49 Distance Focale et Foyer Image (FI)

La distance focale, ou focale est un des paramètres les plus importants dans le choix d'un objectif car elle conditionne d'autres paramètres, en particuliers l'angle de champ.

L'angle de champ est l'angle embrassé par l'objectif : les objets situés en dehors de cet angle ne seront pas sur l'image.

L'œil humain correspond à une distance focale dite « normale » de 50mm pour un film en 24x36mm (format « Full frame »).

Plus la focale est courte, et plus l'angle de champ est important. Un objectif « grand angle » a une focale de 35mm ou moins, un objectif de focale 85mm ou plus sera dit « téléobjectif ».

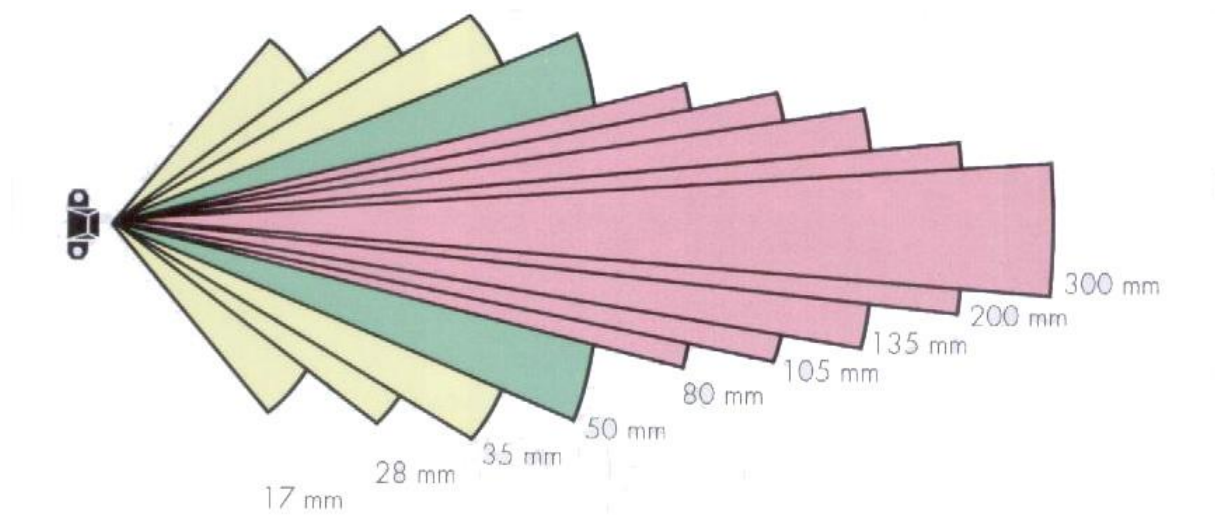


Fig. 50 Angle de champ selon la focale (52)

## 2. Ouverture

L'ouverture se définit comme le rapport de la distance focale sur le diamètre de la lentille d'entrée de l'objectif.

L'ouverture étant un rapport elle n'a pas d'unité. Quand le diamètre augmente, l'ouverture diminue.

Pour un objectif donné, la distance focale étant fixée, le diamètre est le paramètre variable.

Pour un petit « f », on a un grand diamètre d'ouverture, la lumière rentre largement dans l'objectif. Un petit « f » est donc signe d'un objectif dit « lumineux ».

L'échelle des ouvertures, en photo est classiquement :

f/1	f/1,4	f/2,8	f/4	f/5,6	f/8	f/11	f/16	f/22	f/29	f/32
-----	-------	-------	-----	-------	-----	------	------	------	------	------

D'autres valeurs existent mais sont plus rarement rencontrées. D'une valeur de f à l'autre, la quantité de lumière entrant dans l'objectif est divisée ou multipliée par 2.

On comprend bien que pour faire varier le diamètre de la lentille de l'objectif, on a besoin d'un système de cache circulaire sur le bord de la lentille. Ce système est le diaphragme. Sans lui, il faudrait changer d'objectif pour faire varier f.

### 3. Profondeur de Foyer, Profondeur de champ

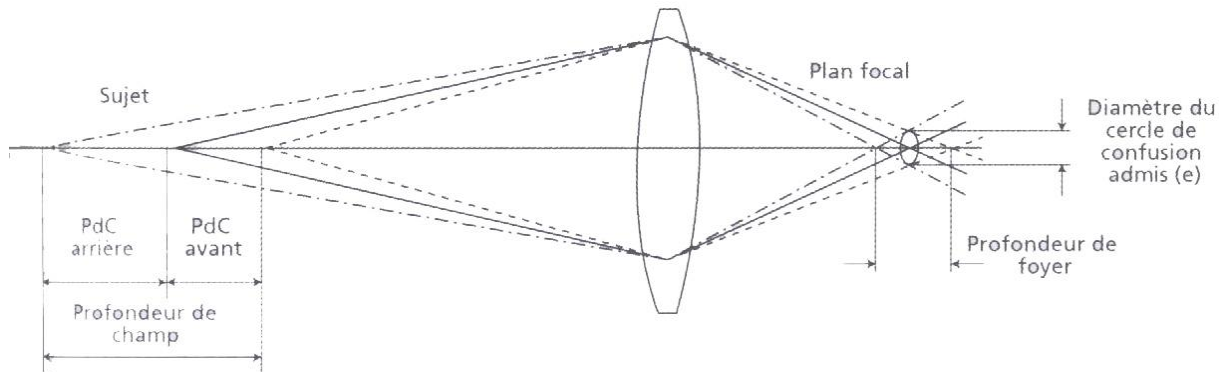


Fig. 51 Profondeur de champ et cercle de confusion (15)

#### a) Profondeur de Foyer

C'est la distance maximale sur laquelle on peut déplacer le plan de mise au point sans que l'œil ne voie l'image floue. L'image d'un point sera une tache de diamètre d'autant plus grand qu'on éloigne le plan de mise au point du plan image. Cependant au delà d'un certain diamètre, l'œil percevra l'image floue. Cette valeur limite est appelée « *valeur du cercle de confusion* ».

#### b) Profondeur de champ

Inversement, si on considère le plan de mise au point fixe, le pouvoir séparateur imparfait de l'œil fait que deux points situés dans des plans image différents peuvent apparaître nets tous les deux sur l'image, qu'ils soient en avant ou en arrière du plan objet (qui est parfaitement net).

La profondeur de champ est donc la zone apparaissant nette, en avant et en arrière du plan objet (sur lequel est faite la mise au point). Elle est déterminée par le diaphragme principalement.

La profondeur de champ est due au pouvoir séparateur de l'œil, qui ne perçoit pas le flou de l'image dans une certaine limite (celle du cercle de confusion).

### **c) Propriétés de la profondeur de champ**

Plus le diaphragme est fermé plus elle est élevée car le cercle de confusion est plus petit pour un petit diaphragme, à cause de l'angle incident de la lumière plus faible.

Donc, quand  $f$  diminue, elle diminue aussi. Une faible profondeur de champ peut être intéressante artistiquement, cependant, en chirurgie dentaire on cherchera à avoir une netteté maximale sur toute la profondeur de l'image, on aura donc souvent une valeur de  $f$  assez élevée (51).

La profondeur de champ est plus faible pour une distance focale importante.

Cette propriété entraîne que les téléobjectifs ont par défaut une profondeur de champ plus faible que les grands angles.

Lorsqu'on fait la mise au point sur l'infini on constate qu'il y a une distance au delà de laquelle tous les éléments de l'image sont nets. Cette distance est appelée l'« *hyperfocale* » et définit l'infini photographique. Elle dépend de la focale et de l'ouverture.

### **d) Répartition de la profondeur de champ**

Si la mise au point est faite sur l'infini ou à des distances grandes par rapport à la distance focale, la profondeur de champ est  $1/3$  en avant du plan de netteté, et  $2/3$  en arrière de ce même plan.

En macrophotographie, avec des rapports de grandissement de l'objet photographié entre  $1 : 1$  et  $10 : 1$ , elle se répartit autant en avant qu'en arrière du plan de netteté.

## **4. Distance minimale de mise au point**

C'est un paramètre important de choix d'un objectif ou d'un photoscope, spécialement pour le chirurgien dentiste. Si elle est trop importante, il faudra un recul important pour faire la mise au point et l'utilisation en cabinet sera difficile.

## **5. Pouvoir séparateur**

L'œil humain n'est pas optiquement parfait : il a un pouvoir séparateur limité. La notion de netteté d'une image variera donc selon les individus. Pour un objectif ou un photoscope donné, on va pouvoir définir un pouvoir séparateur.

En moyenne pour l'œil humain, on considère que deux points de 1mm de diamètre, séparés d'un espace d'1mm apparaissent distincts jusqu'à une distance de 2m50. Au delà, les points apparaissent confondus à l'œil, on dépasse le pouvoir séparateur physiologique de l'œil.

Pour un objectif, le test peut se réaliser en photographiant des lignes parallèles à différentes distances.

En photographie numérique il est important d'avoir une relation cohérente :

- Définition optique/résolution de l'image

C'est-à-dire :

- Nombre de ligne par mm/nombre de pixels en ligne/colonne

A défaut, on risque d'avoir une image optiquement trop fine pour être enregistrée par un capteur dont la résolution informatique est insuffisante, ou inversement un capteur informatique enregistrant une image qui, malgré une très bonne résolution, sera imprécise à cause d'une définition optique insuffisante.

### **B. Défauts optiques des objectifs.**

#### **1. Aberrations chromatiques**

Ce type de défaut est dû à la faculté d'un prisme à décomposer la lumière blanche en plusieurs faisceaux de lumière colorée. Une lentille convergente agit comme deux prismes accolés par leur base.

Les rayons de différentes couleurs ont comme propriété de converger dans différents plans images. Les rayons sont d'autant plus réfractés que leur longueur d'onde est courte.

Les rayons rouges vont converger en arrière du capteur, alors que les rayons bleus convergeront en avant du plan du capteur par exemple.



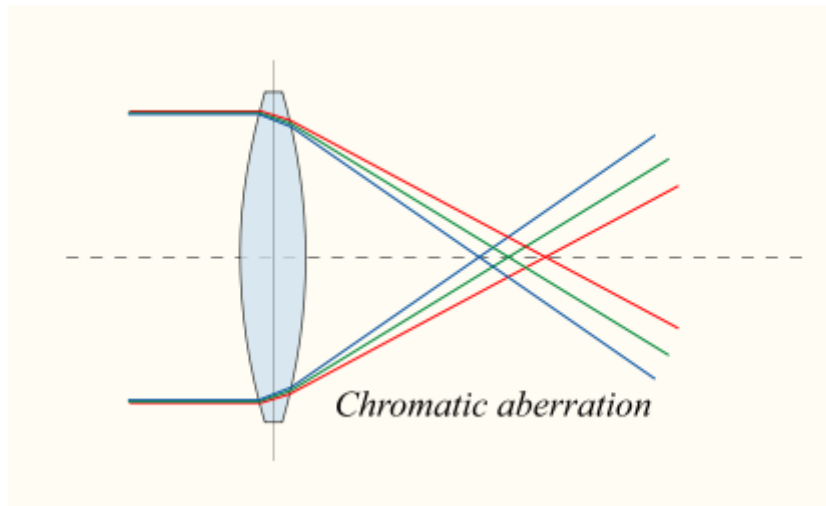


Fig. 52 Séparation des couleurs : Aberration chromatique (115)

Il y a donc un plan image par couleur. En pratique, le capteur étant sur un plan donné, certaines couleurs apparaîtraient floues, la mise au point ne se faisant pas pour ces couleurs. C'est pourquoi on corrige ce défaut dans les objectifs en ajoutant une lentille divergente de même aberration chromatique. L'objectif est alors dit « achromatique » ou « achromat ».

## 2. Aberration sphérique

Les rayons passant près de l'axe optique sont moins déviés que ceux passant à la périphérie de la lentille : Ils ont un foyer plus en avant du capteur alors que les rayons passant au centre ont un foyer plus en arrière.

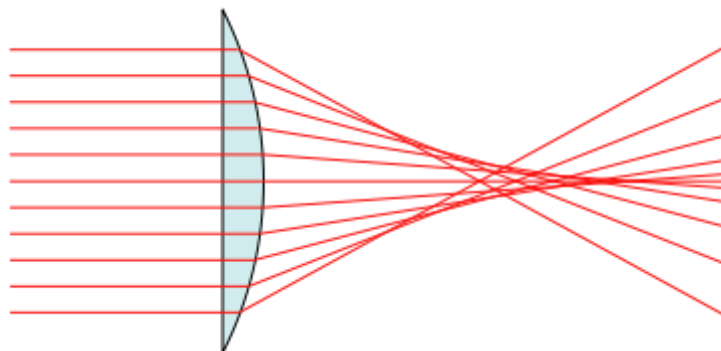


Fig. 53 Défaut de convergence : Aberration sphérique (6)

Le diaphragme, qui élimine les rayons incidents les plus périphériques diminue de beaucoup les aberrations sphériques mais diminue également la quantité de lumière incidente.

Ce défaut peut également être corrigé à l'aide de lentilles divergentes. L'emploi de lentilles asphériques élimine ce défaut.

### 3. Aberration de coma, ou de sphéricité transversale

Ces aberrations accompagnent les aberrations sphériques et se produisent lorsque la lumière pénètre de façon oblique dans l'objectif : Les défauts ne se traduisent plus en points mais en images floues et étirées, en forme de queues de comètes (coma)

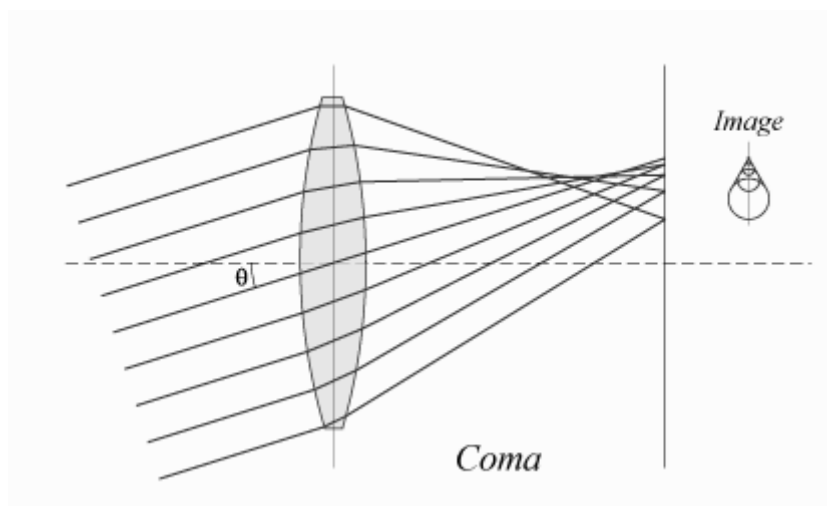


Fig. 54 Aberration de coma, image en queue de comète (6)

Un objectif corrigé au niveau de la sphéricité et du coma est dit « aplanétique ».

### 4. Courbure de champ

Une lentille convergente forme une surface concave et non une image plane.

Pour une lentille présentant ce défaut, il est impossible d'avoir une netteté en périphérie, et au centre.

### 5. Astigmatisme

Une lentille simple ne permet pas d'obtenir une image fidèle de deux lignes perpendiculaires entre elles. Si l'une est nette, l'autre ligne sera floue.

Un objectif dépourvu de ce défaut est dit *anastigmat* ou *anastigmatique* et corrige également la courbure de champ.

## 6. Distorsions en tonneau ou en coussinet

Ce sont des déformations qui transforment des lignes droites en lignes courbes. La netteté n'est pas affectée. Cette déformation est en général plus importante en périphérie de l'image.

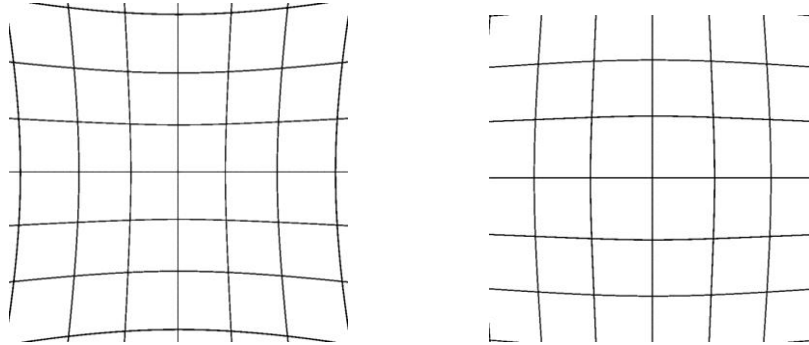


Fig. 55 Déformation en coussinet à gauche, Déformation en barillet à droite

La déformation peut varier d'un type à l'autre sur les objectifs de type zoom, à focale variable. Ainsi, un tel objectif peut présenter une déformation en barillet aux focales les plus courtes, et en coussinet aux focales les plus longues.

Un objectif orthoscopique est un objectif corrigé pour éviter ces déformations.

## 7. Vignetage

C'est le masquage d'une partie de l'image par un élément parasite.

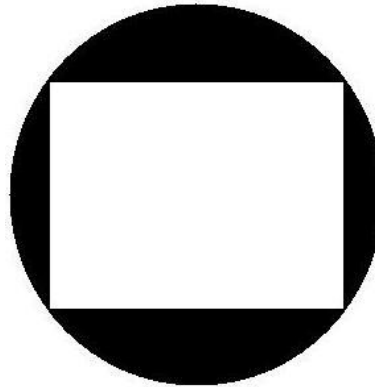


Fig. 56 Cercle image (en noir) et surface sensible du capteur (en blanc).

Alors que l'objectif produit une image circulaire, le capteur enregistre une image rectangulaire. Si le cercle image, en noir ne couvre pas assez le rectangle du capteur, les coins de l'image seront assombris, voire entièrement noirs, l'objectif « *vignette* ».

Exemple de fort vignettage simulé par logiciel : Le centre de l'image est beaucoup plus clair que les coins, alors que l'ensemble de la scène est éclairé de façon uniforme.



Fig. 57 Simulation de vignettage sur photo personnelle

## **II. Obturateur, diaphragme.**

### **1. Définition**

Le diaphragme est un dispositif en iris servant à régler la quantité de lumière frappant le capteur.

L'obturateur sert à fixer le temps d'exposition pendant lequel le capteur sera frappé par la lumière incidente.

L'obturateur a des valeurs normalisées, exprimées en fractions de seconde. Entre deux valeurs, on divise le temps d'exposition par deux.

Sur les compacts grand public on trouve généralement un obturateur-diaphragme. L'iris du diaphragme, normalement fermé complètement s'ouvre alors partiellement le temps de l'exposition, et se referme à la fin.

Il est à noter également que certains photoscopes compacts sont dépourvus d'obturateur, le temps d'exposition étant déterminé par le temps ou les informations sortant du capteur sont enregistrées.

En effet, avec un capteur numérique, la « vitesse d'obturation » correspond à la durée pendant laquelle les charges électroniques seront interprétées par le capteur.

Un obturateur permet aussi de réduire la latence entre le déclenchement et l'enregistrement effectif de l'image. Sur les photoscopes compacts bas de gamme, il n'est pas rare d'avoir une latence entre le moment où on appuie sur le déclencheur et l'enregistrement de l'image de l'ordre de la seconde.

## 2. Obturateur focal

Sur les appareils reflex les plus répandus, l'obturateur est « à rideaux » ou « focal ». Le système est alors composé de deux rideaux métalliques disposés horizontalement et de part et d'autre du capteur.

La pression du doigt sur le déclencheur entraîne le mouvement du premier rideau qui s'enroule sur son axe. Il expose ainsi partiellement le capteur à la lumière. Le deuxième rideau se déroule ensuite, au bout d'un temps déterminé selon le temps d'exposition choisi. Il rattrape le premier rideau, laissant le capteur illuminé pendant le temps d'exposition. Quand les deux rideaux sont superposés en bout de course, le système revient à sa position d'origine.

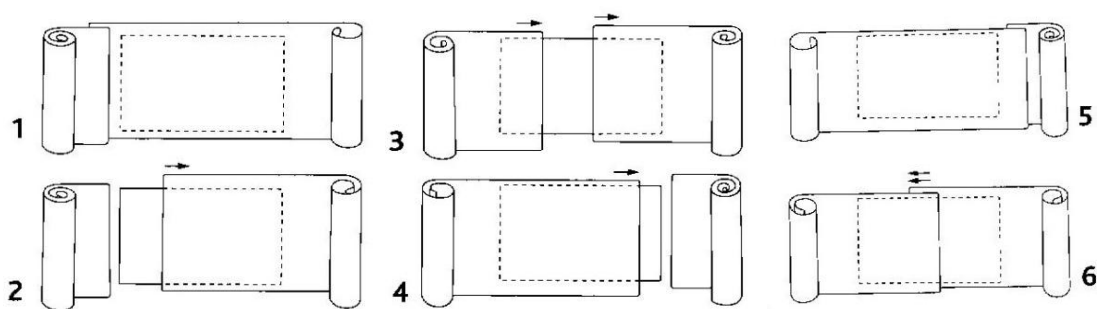


Fig. 58 Déplacement de l'obturateur (2)

Par exemple si on a un temps d'exposition de  $1/1000s$ , le deuxième rideau part un millième de seconde après le premier rideau. Le temps d'exposition se traduit donc par une fente plus ou moins large entre premier et deuxième rideau.

### III. Autofocus

#### A. Autofocus à correction de phase

Il est utilisé en général sur les appareils reflex:

Le faisceau lumineux incident est séparé en deux puis renvoyé vers une série de capteurs autofocus (en général en bas du boîtier). Les faisceaux séparés sont collimatés par des lentilles et illuminent des capteurs CCD. Le sujet est vu sous deux angles différents.

Un système d'analyse électronique compare alors les deux faisceaux sur les capteurs pour déterminer si la mise au point est faite en avant ou en arrière du sujet.

Un capteur autofocus classique fonctionne donc en une dimension, soit verticale soit horizontale. Il est dit « *linéique* ». Les capteurs en croix (en deux dimensions) existent également mais se trouvent sur les photoscopes reflex haut de gamme utilisés par les professionnels.

#### B. Autofocus à mesure de contraste

Ce procédé est utilisé sur les photoscopes compacts en général. Il ne mesure pas la distance au sujet mais consiste en une analyse de l'image enregistrée par le capteur du photoscope. Le système sélectionne une zone de l'image et compare l'intensité lumineuse entre deux zones adjacentes.

La correction est basée sur une constatation : Pour un même sujet, l'image la plus contrastée sera la plus nette. Le système mesure le contraste, commande au moteur un petit mouvement et refait une mesure du contraste. Si l'image est plus contrastée, le système déplace encore le moteur de la mise au point dans le même sens. Si l'image est moins contrastée, le moteur sera déplacé dans le sens opposé.

Les inconvénients du système autofocus sont les mêmes dans les deux systèmes :

- Il nécessite une scène contrastée par nature
- Il nécessite une scène suffisamment éclairée (une scène peu lumineuse est peu contrastée.) Sur certains photoscopes, le flash envoie des éclairs lumineux pour évaluer la distance de mise au point.
- Il est plus ou moins rapide selon la qualité du moteur de mise au point, la rapidité de calcul du microprocesseur du système autofocus et la course de la mise au point entre la mise au point minimale et l'infini.

## **Annexe 2 : Capteurs imageurs**

Le rôle du capteur est de transformer le signal analogique lumineux en charges électroniques. Pour cela, la propriété de semi-conduction du silicium est utilisée.

### **I. Principe de fonctionnement d'un capteur imageur :**

Extérieurement, un capteur est un bloc de silicium intégré dans un châssis. Les capteurs sont fabriqués sur un « wafer » (tranche) de silicium rond puis découpés un par un.

La face sensible du capteur est recouverte d'un filtre anti infrarouge, rayonnement nuisible dans le cas de la photographie.

La face sensible est rectangulaire, composée d'éléments élémentaires photosensibles appelés *pixels* ou *photosites*. Avec un nombre de lignes et de colonnes donné, on définit une matrice.

La résolution du capteur se calcule en multipliant le nombre de lignes par le nombre de colonnes. Par exemple, un capteur 6 millions de pixels comprend : 2872x2160 pixels effectifs mais a plus de lignes et de colonnes sur le capteur. Les photosites non effectifs sur l'image sont utilisés à titre de référence, pour déterminer le noir par exemple.

Le capteur joue son rôle en trois étapes :

- Exposition : La lumière frappe les photosites et est convertie en charges (correspondant à un certain nombre d'électrons)
- Recueil et transfert des électrons (ou charges) ainsi créés
- Accumulation des charges, amplification et création d'un courant, la tension de ce courant étant proportionnelle à la quantité de photons reçue

### **II. Propriétés du silicium**

Le silicium est un matériau dit « semi conducteur ». Il est à la fois isolant et conducteur. Au niveau atomique, il dispose d'électrons (4, il est tétravalent) faiblement liés au noyau, qui peuvent lui être arrachés pour créer une charge électronique mobile.

Un atome de silicium ayant ainsi perdu un électron porte alors un « trou ». Pour combler ce trou, un électron d'un atome voisin va se déplacer à son tour. Au niveau de quelques atomes on peut voir une circulation d'électrons d'un côté, et en sens inverse une circulation de « trous » mobiles. Un courant est né dans le semi-conducteur.

Dans un cristal entièrement composé de silicium pur (semi conducteur intrinsèque), les électrons ne se déplacent pas facilement (sauf sous l'effet de l'agitation thermique), il n'y a en effet aucun trou ni aucun électron libre : les atomes de silicium ont tous 4 liaisons avec les atomes voisins. Le matériau n'est pas conducteur, afin qu'il le devienne il faut le « doper » avec des atomes différents.

### **A. Silicium extrinsèque :**

Dans ce cas, on ajoute un élément autre que le silicium en très faible quantité pour déséquilibrer la quantité d'électrons disponible. On peut ajouter un élément pour avoir des électrons en surnombre ou en nombre insuffisant.

### **B. Semi-conducteur de type n**

Dit de type « *N* » pour négatif. On introduit un élément pentavalent. Cet élément va donc former 4 liaisons covalentes avec le silicium, et abandonner un électron libre. L'élément le plus utilisé est le phosphore P.

Dans le cristal, le phosphore va donc être ionisé s'il perd son cinquième électron et présenter un « trou » mais qui lui sera fixe (les atomes ne peuvent se déplacer à l'intérieur du cristal) s'il perd son cinquième électron. Ce « trou » fixe est bien différent du « trou » mobile du silicium : on l'appelle *site donneur*. Les électrons libres sont en majorité, les centres donneurs ionisés en minorité.

Un atome de phosphore est donc un atome donneur et la plupart du temps positif : même s'il capte à nouveau un électron, celui ci est si faiblement lié qu'il est aussitôt arraché.



### C. Semi-conducteur de type p

Dit de type « **P** » pour positif. L'élément ajouté en petite quantité dans le cristal est trivalent, il possède trois électrons sur sa couche externe. Le Bore est ici largement utilisé. Il va donc capter les électrons libres, créant des « trous » mobiles. Les porteurs de charge majoritaires dans un tel semi-conducteur sont les « trous » mobiles notés  $e^+$  par abus de langage.

Les atomes de bore vont devenir des ions négatifs, et sont des sites *accepteurs* (d'électrons).

### D. Jonction p-n

Si on accole un semi-conducteur p et un semi-conducteur n on obtient une jonction p-n. Les électrons dans une telle structure se déplaceront vers le semi-conducteur p alors que les trous mobiles se déplaceront vers le semi-conducteur n.

Le total est neutre, mais la région n sera polarisée positivement alors que la zone p sera polarisée négativement.

La conséquence est la création d'une zone, à la jonction entre les deux semi-conducteurs où les porteurs de charge, que ce soit des électrons ou des trous mobiles, sont rares. Cette zone est appelée la zone de déplétion, ou puits de potentiel.

L'ajout d'un courant électrique à un tel semi-conducteur peut avoir deux résultats opposés, selon le sens du courant appliqué :

- 1) Si le courant est orienté de la même façon que le dipôle : Semi-conducteur n relié à la borne + du générateur, Semi-conducteur p relié à la borne – du générateur.

Dans ce cas, la polarisation du dipôle est renforcée, la zone de déplétion est accentuée.

Le courant est bloqué par la jonction

- 2) Si le courant est orienté en sens inverse du dipôle : Semi-conducteur n relié à la borne - du générateur, Semi-conducteur p relié à la borne + du générateur.

Dans ce cas, le générateur s'oppose à l'effet du dipôle. La zone de déplétion est annulée et le courant passe dans la jonction.

Globalement le semi-conducteur fonctionne alors comme une diode.

### **III. Action de la lumière sur le capteur**

Les capteurs sont constitués de semi-conducteurs, ainsi qu'il a été écrit plus haut

Les éléments photosensibles du capteur réagissent à la lumière incidente. Les propriétés du solide sont modifiées par l'action de la lumière. C'est l'effet photoélectrique,

Il peut se traduire de deux façons :

#### **A. Effet photoélectrique externe, de surface.**

La surface du solide émet des électrons lorsqu'elle est frappée par des photons. C'est l'effet photovoltaïque.

#### **B. Effet photoélectrique interne**

Les photons incidents entraînent la libération de photons à l'intérieur du matériau (dans le semi-conducteur). La profondeur à laquelle les photons pénètrent le matériau avant de libérer un électron est fonction de leur énergie, et donc de leur longueur d'onde.

### **IV. Cellule MOS (Metal Oxide Semiconductor) :**

C'est l'élément de base du capteur, il peut être utilisé de deux façons différentes :

- Capteur de photons :

La capacité MOS va alors transformer les photons incidents en électrons accumulés dans sa zone de déplétion (ou puits de potentiel) tant qu'elle est frappée par des photons.

- Cellule de stockage et de transfert des charges

La capacité est alors masquée de la lumière et sert alors à transporter vers la sortie du capteur les charges recueillies par les photocalités MOS.

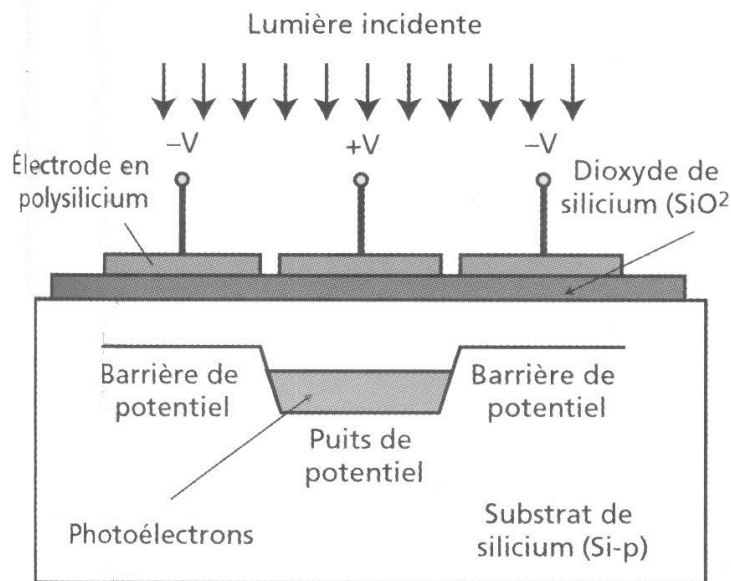


Fig. 59 Schéma d'une photocapacité MOS (15)

Un semi-conducteur de type p est recouvert d'une fine couche de semi-conducteur de type n, ce qui forme une jonction pn.

Au dessus on place 3 électrodes : On applique une tension plus importante sur l'électrode centrale que sur les électrodes périphériques ce qui crée un puits de potentiel central, dans lequel les électrons libres sont entraînés.

Lorsque la lumière frappe la photocapacité, les électrons formés dans le silicium sont entraînés dans le puits de potentiel alors que les « trous » sont neutralisés par le semi-conducteur p.

A l'aide des électrodes et de ce semi-conducteur (à jonction pn) on forme donc un « piège » à photoélectrons qui les force à s'accumuler dans le puits de potentiel. Plus la différence de potentiel appliquée entre les électrodes est importante, et plus les électrons sont attirés vers le fond du puits de potentiel. De même, le temps pendant lequel la tension est appliquée aux électrodes détermine le temps pendant lequel les électrons vont s'accumuler dans le puits. Ce temps correspond au « temps d'intégration » de la capacité. Par analogie avec la photographie argentique, on peut le comparer au temps d'exposition.

Comme on l'a dit, un paramètre de l'effet photoélectrique est la longueur d'onde de la lumière incidente. Ainsi, les photons vont pénétrer plus ou moins profondément dans le semi-conducteur avant de libérer un électron.

Dans la capacité MOS, les photons de longueur d'onde équivalente au rouge pénètrent plus profondément alors que les photons de longueur d'onde équivalente au bleu pénètrent très peu dans le semi-conducteur. En effet ils s'arrêtent le plus souvent dans le semi-conducteur voire dans les couches protectrices très fines au dessus des électrodes.

C'est un problème qui entraîne un manque de sensibilité général des capteurs dans les longueurs d'ondes correspondant au bleu. Pour minimiser ce problème, on utilise les couches les plus transparentes et les plus fines possibles au dessus des capacités MOS.

Ce principe de transduction de la lumière en paquet d'électrons est commun à tous les capteurs. L'ensemble de ce paquet d'électrons doit ensuite être exploité pour former une image numérique en couleurs.

## **V. Bruit**

C'est un terme qui peut s'appliquer à tous les signaux électroniques. Il représente les informations parasites du signal. Un signal n'est exploitable que si le rapport signal sur bruit est élevé. On distingue plusieurs types de bruit.

### **1. Bruit thermique ou courant d'obscurité**

Toujours constant, c'est le « bruit de fond » du capteur. Il est causé par les électrons générés spontanément dans le silicium, en permanence. Il dépend principalement de la température du capteur et augmente avec le temps de pose (il est négligeable pour les temps de pose courts). Il double tous les 6 à 8 degrés Celsius (15).

Parasites de l'environnement électromagnétique, ils se traduisent par des pixels isolés saturés.

### **2. Bruit de lecture**

Il est produit par le transfert de charges d'un puits de potentiel à un autre qui est plus ou moins efficace selon les capteurs et par le préamplificateur en sortie du capteur.

### **3. Bruit de photons.**

Il est causé par la charge du capteur et augmente avec le temps d'exposition. Il est toujours présent et a une nature aléatoire (comme est aléatoire le nombre de photons émis par une source lumineuse). Il est cependant proportionnel à l'exposition.

### **4. Bruit dû à l'environnement électromagnétique**

Il se traduit par des pixels isolés saturés (blancs). Il dépend du blindage du capteur contre ces parasites causés par tout appareil électrique ou magnétique. Au cabinet dentaire, la présence d'appareils radiographique rend ce blindage d'autant plus important.

### **5. Bruit de « puits plein »**

Le puits de potentiel a une limite de remplissage : un nombre d'électrons qui définit la valeur FWC « Full Well Capacity ». Une fois plein, il ne recueille plus d'informations et diffuse même ses charges dans les pixels voisins (phénomène de débordement), se traduisant par des défauts et artefacts dans l'image finale à type de « bloom » et de « smear ». Le bloom est l'aveuglement d'un pixel, causant le « débordement » du puits de potentiel dans les capacités voisines. Le « smear » se traduit sur l'image par une raie verticale parasite. Le débordement de la capacité se fait verticalement à l'occasion du transfert de charges. Du fait de la structure du CCD le passage horizontal est impossible.

Le smear est heureusement souvent bien maîtrisé et absent des images produites par les photoscopes de qualité.

### **6. Dispositifs pour réduire bloom et smear**

Pour minimiser les défauts de ce type de capteur, les fabricants ont mis au point des dispositifs tels que des « stoppeurs de canaux » (Channel Stopper Gate) et des « drains d'évacuation » (Lateral Overflow gate). Le premier dispositif a pour effet d'empêcher la diffusion des charges d'une capacité à ses capacités voisines tant que l'exposition n'est pas terminée. Le second dispositif vise à diminuer l'aveuglement des pixels : en cas de trop forte exposition à la lumière, il évacue les charges excédentaires inutiles au signal.

## **VI. Application : les divers types de capteur**

### **A. CCD**

#### **1. Principe**

Transfert de charges : le capteur CCD (Charge Coupled Display). Le capteur CCD a été mis au point par les laboratoires Bell en 1969 par Willard Boyle and George Smith.

Le transfert de charges consiste à récupérer les charges accumulées dans les puits de potentiel de chaque photocapacité et à les transférer par des capacités CMOS dédiées. On parle de « lecture » du capteur. A la fin de cette opération il ne reste aucune charge dans les capacités. Le transfert se fait d'une capacité à l'autre, chaque élément de base étant constitué d'une photocapacité et d'une capacité CMOS de transfert.

#### **a) Traitement des charges en sortie de chaîne et création du signal.**

En sortie de capteur CCD, les charges passent dans un détecteur de charges, sont amplifiées et converties en tension électrique de l'ordre du millivolt, qui constitue le signal. La tension obtenue en sortie est proportionnelle au nombre de charges recueillies. Ce système doit donc être étalonné au début de la phase de traitement pour avoir un niveau de tension de référence. Les variations de tension en sortie du capteur expriment donc la quantité de lumière recueillie.

#### **b) « Rendement » du capteur : l'efficacité quantique.**

En théorie, un photon incident se traduira par un électron dans le puits de potentiel. L'efficacité quantique est en théorie de 100%. En pratique elle est toujours inférieure pour deux raisons principales :

#### **(1) Le rapport d'ouverture (RO) ou Fill-Factor (FF)**

Selon le type du capteur utilisé, une part plus ou moins importante de la surface de celui-ci est photosensible, le reste du capteur n'étant pas sensible à la lumière. Le pourcentage de surface sensible par rapport à la taille du capteur est appelé le rapport d'ouverture du capteur. C'est un paramètre important pour évaluer la qualité d'un capteur.

## (2) Le rendement spectral du capteur

Comme dit plus haut, la longueur d'onde est un paramètre important de l'effet photoélectrique interne. Un défaut constitutif des capteurs utilisés en photographie est une faible sensibilité dans le domaine du bleu. Un capteur de bonne qualité aura un rendement spectral sensiblement constant, et le plus proche de 100% possible.

### 2. Différents types de capteurs CCD :

#### a) Capteur à transfert d'image entière (FFT)

Il est dit FFT pour Full Frame Transfert CCD. Il est le plus simple des capteurs à deux dimensions. Il est composé de photocalités MOS qui jouent aussi le rôle de capacités de transfert verticales, d'un registre horizontal, et d'un système de détection/amplification. Après la phase d'exposition à la lumière, les photocalités se vident verticalement jusqu'au registre horizontal qui transmet le signal au système de détection/amplification.

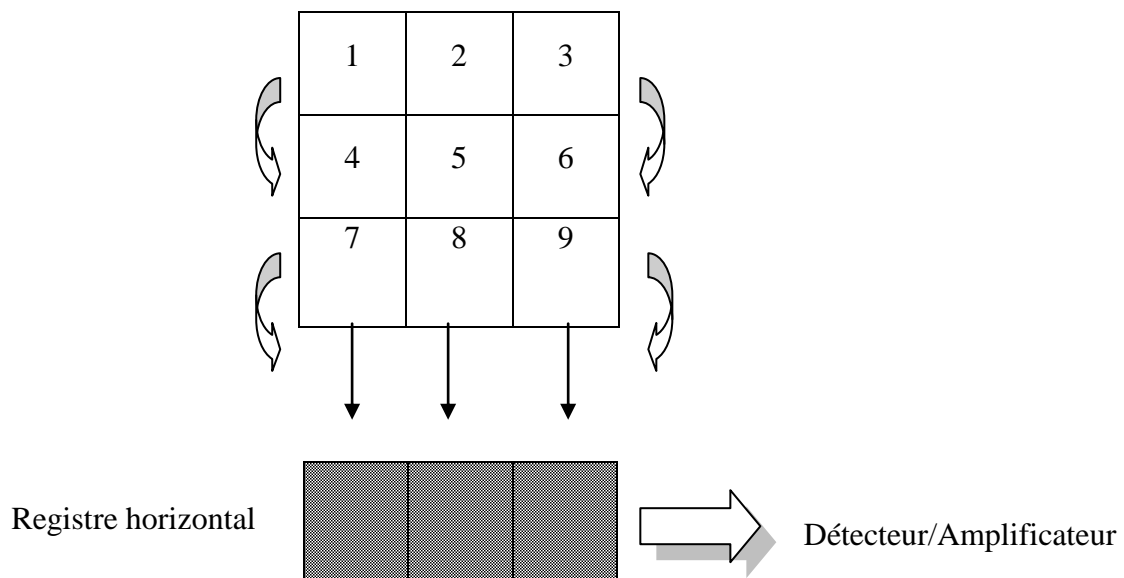
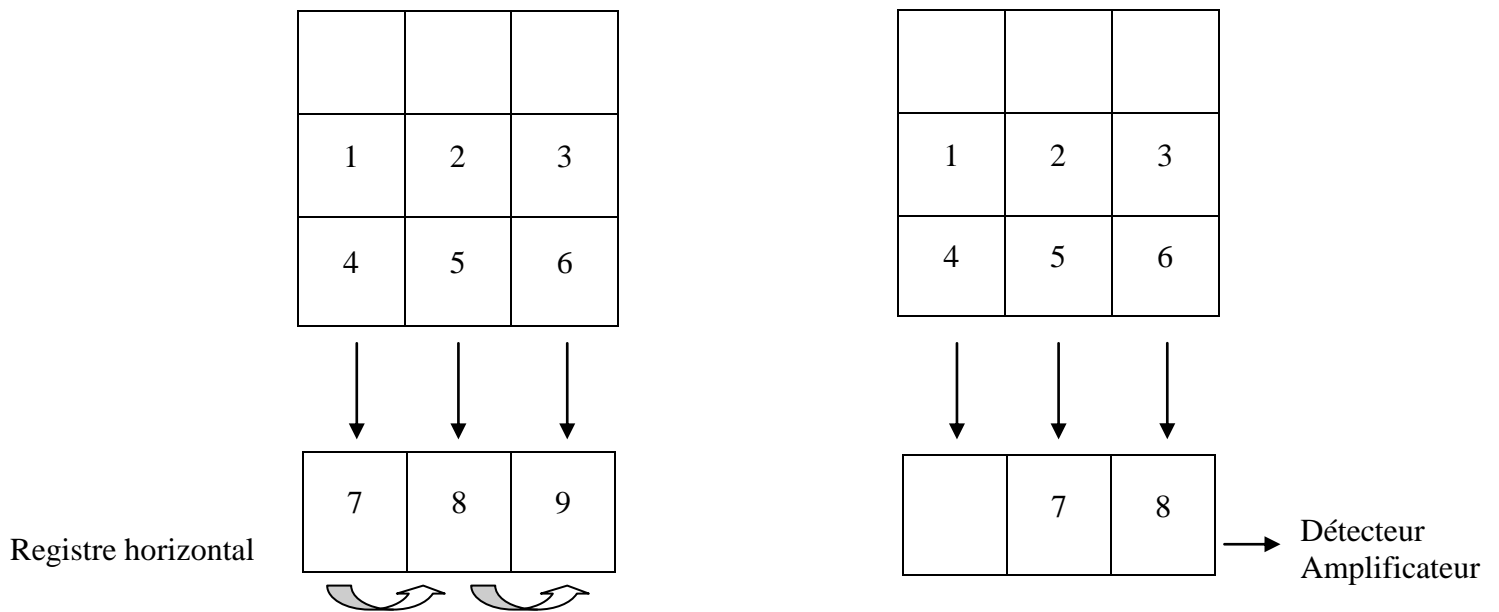


Fig. 60 CCD Full Frame



Chaque rangée de charges se décale ainsi successivement dans le registre horizontal jusqu'à ce que toutes les rangées aient été traitées.

### ***b) Capteur CCD à transfert d'interligne (CCD-IT)***

Ce type de capteur se compose de colonnes de photocapacités MOS alternées avec des colonnes de capacités MOS de stockage (masquées à la lumière et servant à vider les photocapacités adjacentes).

Ce capteur comprend donc des colonnes photosensibles, des registres verticaux et un registre horizontal.



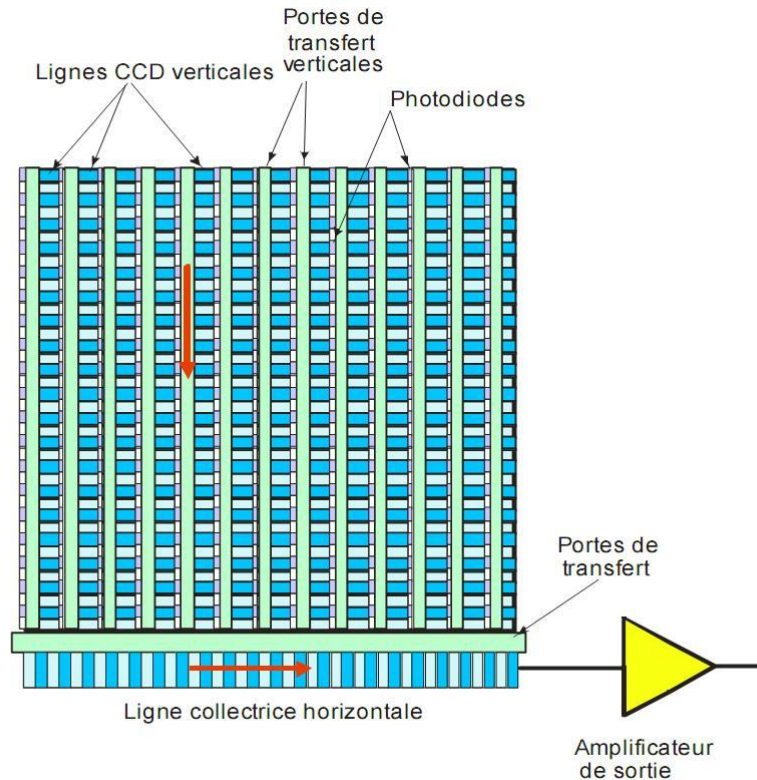


Fig. 61 CCD IT (116)

Pendant la phase de lecture, les charges sont transférées horizontalement du photosite vers la zone de stockage adjacente, puis verticalement vers le registre horizontal et enfin vers le système détecteur/amplificateur.

Les charges sont ainsi très rapidement transférées du photosite à la capacité adjacente. L'inconvénient est que seulement la moitié des photopertes est photosensible.

### ***c) Capteur CCD à transfert d'image***

Ce type de capteur est dit CCD-FT (CCD « Frame Transfer »). Dans un tel capteur, la zone photosensible est doublée d'une zone de transfert de même dimension. On a donc une évacuation très rapide des charges de la zone photosensible vers le registre de transfert. Une fois dans le registre de transfert, les charges sont transférées de la même façon que dans un CCD-FF mais pendant ce temps la zone photosensible est disponible pour une nouvelle exposition.

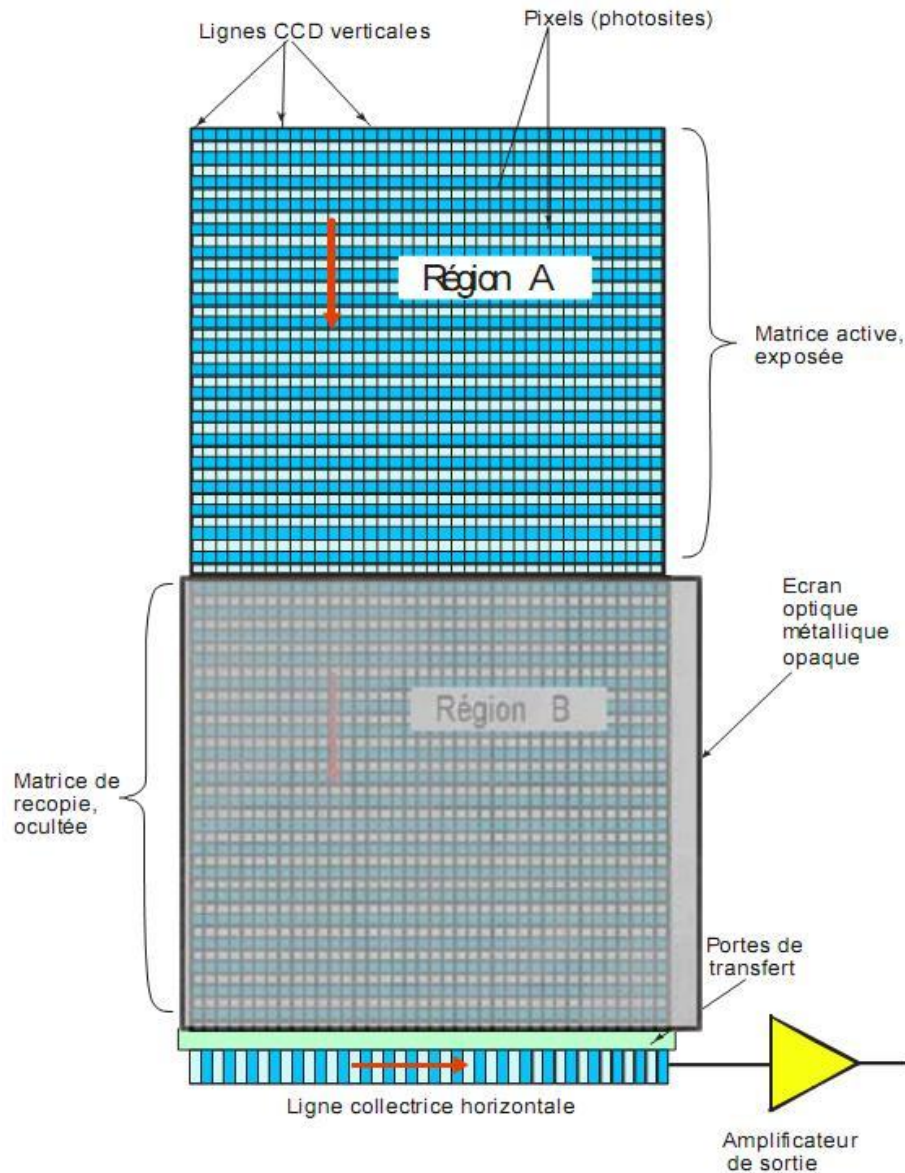


Fig. 62 CCD Frame Transfert (116)

### 3. Evolutions des structures classiques CCD :

Ce sont des perfectionnements mis au point par les fabricants avec les années.

#### a) Capteur CCD « Hole Accumulated Diode » (CCD HAD)

Mis au point par la société Sony, ce type de CCD rajoute une couche de semi-conducteur P dite « HAL ». La couche HAL capte et annule les charges parasites au niveau de la jonction Si/SiO<sub>2</sub>. Ainsi on réduit d'un facteur 10 le « bruit de fond » électronique du semi-conducteur.

Les avantages de la structure HAD sont les suivants :

- Augmentation de la surface photosensible (et donc du rapport d'ouverture) car le dispositif de drain d'évacuation (Lateral overflow gate) est en profondeur dans le capteur.
- Augmentation de la sensibilité (rendement spectral) dans le domaine du bleu
- Meilleur rendement quantique grâce à une évacuation complète des charges du puits de potentiel (contrairement à la structure classique où il reste quelques charges).

Cette structure, développée à l'origine par Sony est utilisée à quelques variantes près par la majorité des fabricants.

### **b) Amélioration de la sensibilité spectrale**

La sensibilité maximale des capteurs est dans l'orange, le rouge et l'infrarouge. C'est pourquoi les capteurs sont équipés d'un filtre infrarouge et que les fabricants ont développé des technologies améliorant la sensibilité au bleu-violet.

- Kodak « Blue Plus »

Le matériau de l'électrode de silicium est remplacé par un matériau à base d'indium, plus transparent à la lumière bleue et aux ultraviolets. La sensibilité dans le domaine du bleu est améliorée.

### **c) Ajout de microlentilles**

Sur presque tous les capteurs actuels on retrouve ce réseau de microlentilles. Utilisé en premier par Sony sur ses capteurs HAD, le réseau de microlentilles permet d'améliorer la sensibilité de 25 à 40%. Un tel dispositif n'est pas indispensable sur un CCD FT, mais sur un CCD IT « classique » non HAD, seule 25% de la surface est photosensible. Ce pourcentage monte à 35% dans le cas d'un capteur HAD.

Récemment, Nikon a rajouté un second réseau de microlentilles sur son capteur

Dans le contexte de miniaturisation des photoscopes, la taille des capteurs a suivi cette tendance, réduisant de plus en plus la taille des pixels. L'ajout de microlentilles a permis de miniaturiser les capteurs en conservant une sensibilité acceptable.

Aujourd'hui les fabricants sont capables de poser des microlentilles sur des millions de pixels aussi petits que 1.75 microns de côté (Sharp 8 millions de pixels dans un capteur de 1/2,5 pouces) (117)

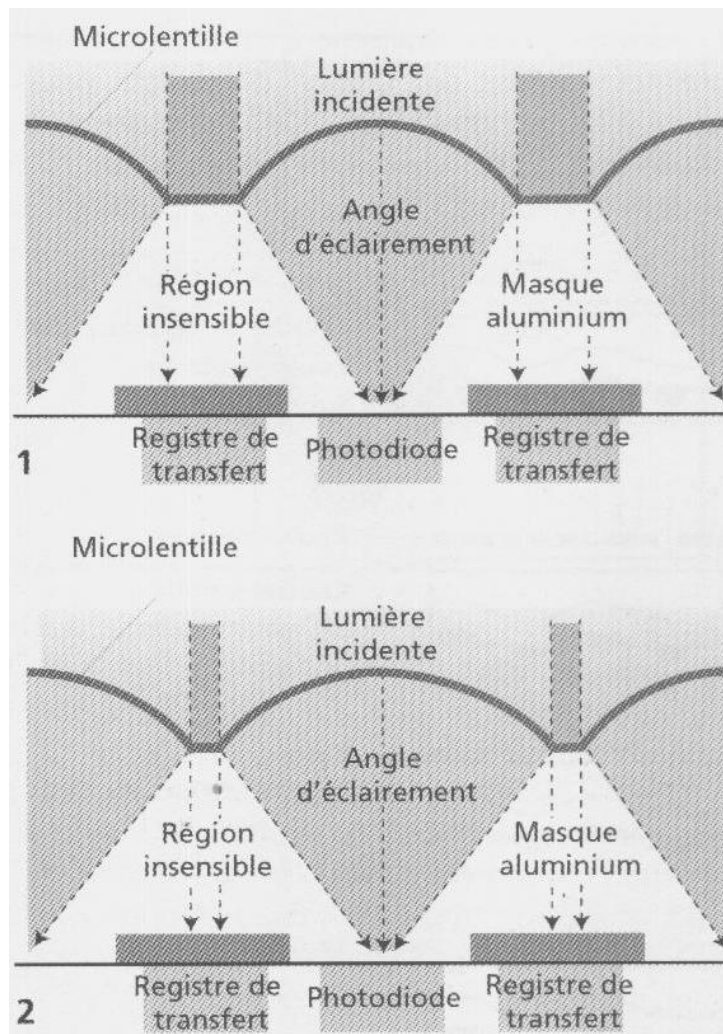


Fig. 63 L'ajout de microlentilles augmente la surface sensible (15)

#### d) Pixels non carrés

Classiquement, les pixels sont carrés, et disposés de manière perpendiculaire.

Un fabricant, Fuji, a proposé avec son capteur dit « super CCD » de disposer des pixels octogonaux en quinconces. Si on compare les deux architectures, on remarque un gain de place entre les pixels : la zone photosensible est plus importante.

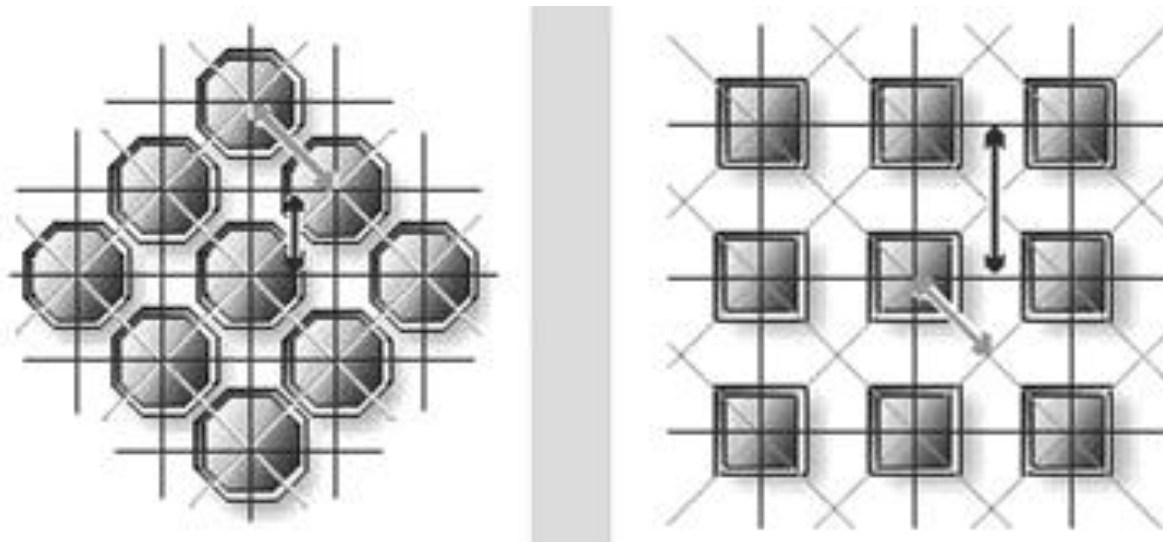


Fig. 64 Architecture Super CCD à gauche, CCD classique à droite. Documentation Fuji®

Le fabricant a proposé une évolution de cette architecture en 2003, le « Super CCD SR » avec la même disposition octogonale mais chaque pixel comprend alors deux photocalités : une photocalité primaire dite S, à haute sensibilité, et une photocalité secondaire dite R plus petite et moins sensible, adaptée aux fortes conditions d'éclaircment. Dans une seconde évolution, le capteur « Super CCD SR II », les photocalités R ont été déportées dans les espaces entre les photocalités S.

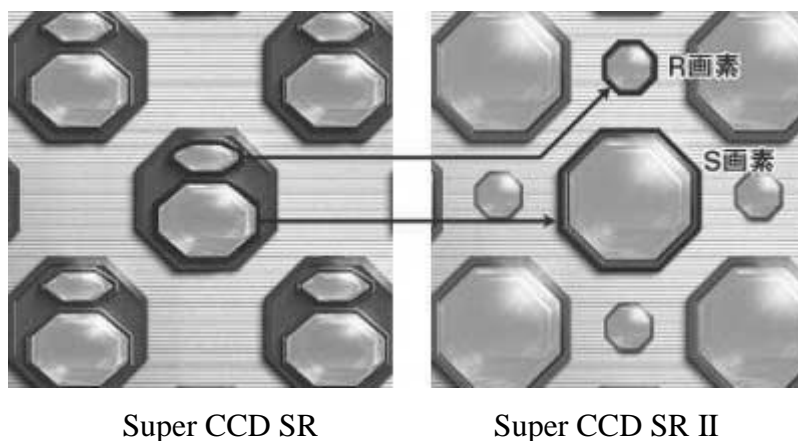


Fig. 65 Evolution du Super CCD SR en Super CCD SR II (118)

## **B. Capteur CMOS**

### **1. Principe**

Développé plus tardivement que le capteur CCD, le capteur CMOS fonctionne selon une technologie différente. La lumière interagit avec le capteur de la même façon que dans le capteur CCD, la différence se situe au niveau de la gestion de la charge recueillie dans le pixel : Dans un capteur CCD, la charge est transférée verticalement jusqu'au registre horizontal puis vers la sortie du capteur ou elle est convertie en tension et amplifiée.

Dans un capteur CMOS, la charge est détectée et convertie en tension au niveau de chaque pixel.

On distingue deux types de capteurs CMOS :

- Capteurs CMOS passifs (CMOS PPS) :

Il n'y a qu'un seul amplificateur de charges par colonne de pixels.

- Capteurs CMOS actifs (CMOS APS) :

Chaque pixel est doté d'un détecteur/amplificateur de charges. C'est le type de capteur CMOS le plus performant. Il est utilisé de plus en plus sur les reflex. Canon a été le premier fabricant à utiliser ce type de capteurs.

### **2. Phase de lecture :**

La lecture d'un capteur CMOS se fait de manière parallèle, contrairement à un capteur CCD qui se lit en série (rangée horizontale après rangée horizontale). La lecture est donc beaucoup plus rapide. De plus il est possible de ne lire qu'une partie du capteur.

Le signal est amplifié localement au niveau de chaque pixel mais également plus loin dans la chaîne de traitement du capteur. Ces étapes d'amplification font que le bruit est un défaut plus courant sur les capteurs CMOS que sur les capteurs CCD.

### **3. Améliorations du capteur CMOS.**

#### **a) Utilisation de photodiodes à la place de capacités CMOS**

Les photodiodes sont plus fréquemment utilisées sur les capteurs récents que ce soit pour les capteurs CCD-IT ou CMOS.

Elles ont une meilleure sensibilité dans les longueurs d'onde correspondant au bleu et un bruit de structure réduit.

#### **b) Double échantillonnage corrélé de l'image (Correlated Double Sampling CDS)**

C'est une méthode de réduction du bruit par corrélation. Le bruit de structure est en effet le principal défaut des capteurs CMOS : dans un capteur CMOS, une même quantité de lumière incidente pourra donner un signal légèrement différent selon le pixel illuminé. Il y a une différence de réponse à la lumière entre les pixels, contrairement à un CCD qui a une efficacité constante.

Pour corriger ce bruit de structure, on va faire deux échantillonnages pendant le cycle de lecture du capteur. On fait un premier échantillonnage juste après initialisation du pixel, pour avoir une valeur de référence « à vide ». On enregistre ensuite la charge recueillie pendant l'exposition. La différence entre les deux donnera l'information. Tout se passe comme si on étalonnait le convertisseur analogique numérique et l'amplificateur de chaque pixel à sa valeur « à vide » avant la lecture du capteur.

### **C. Capteur Foveon® X3**

C'est un type de capteur CMOS très particulier : Il exploite la propriété de variation de la pénétration des photons selon leur longueur d'onde. Les photons rouges pénètrent le plus profondément dans le capteur, les photons verts pénètrent moins profondément, et les photons bleus s'arrêtent dans la couche superficielle.

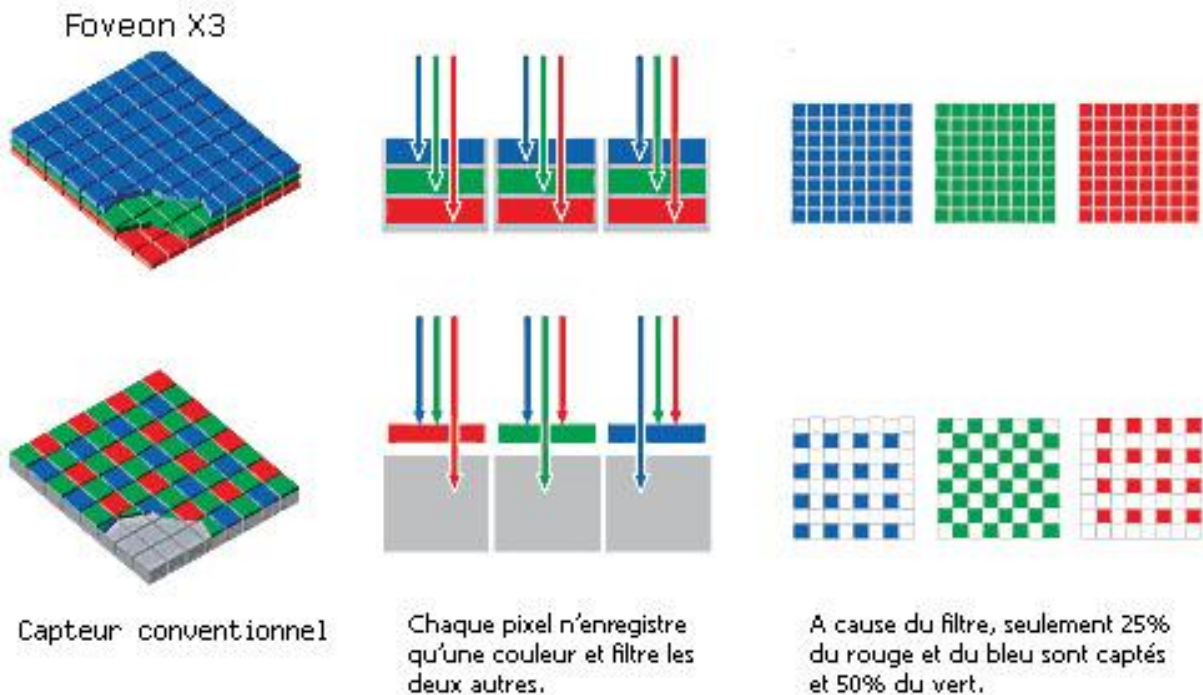


Fig. 66 Documentation Foveon®

La différence de profondeur de pénétration est utilisée pour séparer les trois couleurs primaires. Chaque pixel recueille donc les trois couleurs primaires contrairement à un capteur classique qui utilise un filtre coloré pour ne recueillir qu'une couleur par pixel.

Le capteur Foveon® évite d'avoir à reconstituer l'image en couleur, contrairement à un capteur classique qui donne trois images « monochromes » dans chacune des couleurs primaires (rouge, vert, bleu).

Ce capteur équipe les modèles SD9, SD10 et maintenant SD14 de Sigma (10 à 14 millions de pixels), un modèle de Polaroid (X530, 4 millions de pixels).

#### D. Capteur Sony « ClearVid® »

Il s'agit d'un nouveau type de capteur CMOS lancé par Sony au début de l'année 2006. Il s'inspire de la disposition inclinée à 45 degrés du capteur SuperCCD mais les pixels restent carrés. Une autre particularité est d'avoir six pixels filtrés en vert pour chaque pixel filtré en bleu et en rouge.

L'avantage d'un tel capteur, comme le SuperCCD est de réduire la place perdue entre les pixels, et donc d'avoir une meilleure résolution à taille de capteur équivalente. Sony annonce un gain de 1,4 alors que le gain en résolution du SuperCCD est de 1,24.



On voit que les choses évoluent vite dans le domaine et que un constructeur tel que Sony, qui équipait tous ses modèles de photoscopes de capteurs CCD développe également des capteurs CMOS qui deviennent de plus en plus intéressants.

Il en va de même pour les principaux fabricants : Kodak, Sony, Dalsa (filiale de Philips), Canon, Fujitsu, etc.

## Bibliographie

1. **Gandolfo, J-P.** Histoire des procédés photographiques. *Encyclopédie universalis*. 2007.
2. **Ferrières, M. De.** *Eléments de technologie pour comprendre la photographie*. 8ème édition. s.l. : Editions VM.
3. **Touati, B., Friedlander L.** Kit pour photographie numérique dentaire Kodak DX 4900. *I.D. inf dent*. 2003, Vol. 85, 30, p. 2101.
4. **Laboratoire Fnac.** Dossier Technique Fnac Photo numérique. [En ligne] 2007.  
[http://www.fnac.com/Magazine/home\\_dossiers.asp](http://www.fnac.com/Magazine/home_dossiers.asp).
5. **D'Incau, E.** Photographie dentaire : Le matériel. *I.D. inf dent*. 2006, Vol. 88, 36, p. 2243.
6. **Champion, M.** Appareils Photo Argentiques. *Encyclopédie Universalis*. 2006.
7. **Canon.** *Manuel Canon EOS 350D/Digital Rebel Xt*. Janvier 2005.
8. **Champion, M.** Appareils Photo Numériques. *Encyclopédie Universalis*. 2006.
9. **Putnam, G.** Understanding sensitivity. *Optical Engineer SPIE*. [En ligne] Janvier 2002.  
[Citation : 11 Mars 2007.] <http://oemagazine.com/fromTheMagazine/jan02/testtalk.html>.
10. **Tervil, B.** *La Photographie Numérique en odontologie*. s.l. : Editions CDP, 2006.
11. **Picard, G.** Couleurs et dyschromatopsies en odontologie : méthode d'évaluation des dyschromatopsies chez le chirurgien-dentiste. *Th Doct Odontologie*. Bordeaux : Université Bordeaux II, 2006.
12. **Sevenravenspix.** Galerie de sevenravenspix. *Flickr*. [En ligne] 2006.  
<http://www.flickr.com/photos/sevenravens/85909230/>.
13. **Nilsson L., Wigzell H.** *Etre*. s.l. : La Martinière, 2006. ISBN : 2732433810.
14. **Chu, S., Devigus A., Mielezsko, A.** *Fundamentals of color : shade matching and communication in esthetic dentistry*. s.l. : Quintessence Publishing, 2004.
15. **Bouillot, R.** *Cours de Photographie Numérique*. 2ème édition. s.l. : Dunod, 2006.
16. **Lasserre, J.-F., Pop, I.S., D'Incau, E.** La couleur en odontologie : 1ère partie : Déterminations Visuelles et instrumentales. *Cah Prothèse*. Septembre 2006, 135, pp. 25-39.
17. **Wandell, B., Silverstein, L.** Digital Color Reproduction. [auteur du livre] Optical Society of America. [éd.] S. Shevell. *The Science of Color*. 2nd edition. 2003, pp. 281-316.
18. **Touati, B., Miara, P., Nathanson, D.** *Dentisterie esthétique et restaurations en céramique*. [éd.] CDP. 1999.
19. **Gatineaud, C.** Relations entre le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse : éléments à transmettre & moyens de communication : application à la mise au point du logiciel sopra

- imaging de la caméra sopro 717® acteon. *Th Doct Odontologie*. Bordeaux : Université Bordeaux II, 2006.
20. **Paris, JC., Faucher, A.** *Le guide esthétique : comment réussir le sourire de vos patients*. s.l. : Quintessence International, 2003.
21. **Zyman, P.** Le choix de la teinte...vers un protocole rationnel. *Réalités Cliniques*. 2003, Vol. 14, 4, pp. 379-392.
22. **Lasserre, JF.** Les sept dimensions de la couleur des dents naturelles. *Clinic*. Juillet 2007, Vol. 28, 7. Cahier 1.
23. **Reveillac, JM.** *Créez des photos numériques extraordinaires*. Paris : Dunod, 2003. ISBN 2100071009.
24. **Metz, D.** Le modèle couleur RVB. *Profil Couleur*. [En ligne] 2007. <http://www.profil-couleur.com/ec/104-espace-couleur-rvb.php>.
25. **Smith, T., Guild, J.** The C.I.E. colorimetric standards and their use. *Trans Opt Soc*. Janvier 1931, Vol. 33, 3, pp. 73-134.
26. **Weiss, J.** Perception visuelle humaine. *Supelec Rennes*. [En ligne] octobre 1998. <http://www.rennes.supelec.fr/ren/perso/jweiss/tv/perception/perception.pdf>.
27. **Fairman H., Brill M., Hemmendinger H.** How the CIE 1931 Color-Matching Functions Were Derived from the Wright–Guild Data. *Color res appl*. 1997, Vol. 22, 1, pp. 11-23.
28. —. Erratum: How the CIE 1931 Color-Matching Functions Were Derived from the Wright–Guild Data. *Color res appl*. 1998, Vol. 23, 4.
29. **Broadbent, A.** A critical review of the development of the CIE1931 RGB color-matching functions. *Color res appl*. 2004, Vol. 29, 4, pp. 267-272.
30. **Commission Electrotechnique Internationale.** Mesure et gestion de la couleur dans les systèmes et appareils multimédia - Partie 2-1: Gestion de la couleur - Espace chromatique RVB par défaut - sRVB. [En ligne] Octobre 1999. <http://webstore.iec.ch/webstore/webstore.nsf/artnum/025408>. IEC 61966-2-1 (1999-10).
31. **Adobe.** The AdobeRGB Specification. [En ligne] Mai 2005. <http://www.adobe.com/digitalimag/pdfs/AdobeRGB1998.pdf>.
32. **Commission Internationale de l'Eclairage (CIE).** Recommendations on uniform color spaces, color-difference equations, psychometric color terms. *Supplement No. 2 of publication CIE No. 15 (E-1.3.1)*. Paris : Bureau Central de la CIE, 1978.
33. **Metz, Daniel.** Qu'est-ce que la luminosité ? *Le Blog de la Couleur*. [En ligne] 10 Septembre 2007. <http://www.blog-couleur.com/spip.php?article8>.

34. **Seghi R., Hewlett E, Kim J.** Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res.* Decembre 1989, Vol. 68, 12, pp. 1760-1764.
35. **Kuehni, R., Marcus, R.** An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Res Appl.* 1979, 4, pp. 83-91.
36. **Douglas, R., Steinhauer, T., Wee, A.** Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent.* Avril 2007, Vol. 97, 4, pp. 200-208.
37. **Johnston W, Kao E.** Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* Mai 1989, Vol. 68, 5, pp. 819-822.
38. **Sandler J., Murray A.** Recent developments in clinical photography. *Br J Orthod.* Dec. 1999, Vol. 26, 4, pp. 269-272.
39. **Haak R, Schirra C.** Dental photography in support of patient documentation and communication. *Quintessence Int.* Oct 2000, Vol. 31, 9, pp. 649-657.
40. **Ettorre G., Weber M., Schaaf H., Lowry JC., Mommaerts MY., Howaldt HP.** “Standards for digital photography in cranio-maxillo-facial surgery - Part I: Basic views and guidelines. *J Craniomaxillofac Surg.* Mars 2006, Vol. 34, 2, pp. 65-73.
41. **Cranin, A.N.** Developing skills in clinical photography. *J Oral Implantol.* 1998, Vol. XXIV, 3, pp. 119-120.
42. **McKeown H.F., Murray A.M., Sandler P.J.** How to avoid common errors in clinical photography. *J Orthod.* 2005, Vol. 32, 1, pp. 43-54.
43. **Bengel, W.** *Mastering Digital Dental Photography.* s.l. : Quintessence Publishing, 2006.
44. **Sandler J., Murray A.** Clinical photographs: The gold standard. *J Orthod.* Juin 2002, Vol. 29, 2, pp. 158-161.
45. **Peterson, B.** Preventing mouth mirrors from fogging. *J Am Dent Assoc.* Novembre 1997, Vol. 128, 11, p. 1574.
46. **Goldstein, B.** The five worst mistakes made by digital dental photographers. *Parkell : Solutions for the problem-solving dental professional.* [En ligne] [Citation : 31 05 2007.] <http://www.parkell.com/goldsteinphotos.html>.
47. **Ortet S, Humeau A, Monleau JD, Lucci D, Etienne JM, Paris JC et al.** Le relevé de la couleur : techniques avancées Partie 2. *I.D. inf dent.* 2005, Vol. 85, pp. 1995-1999.
48. **Thompson, C.** Health and safety issues pertaining to dental photographic mirrors and cheek and lip retractors. *J Audiov Media Med.* Juin 2002, Vol. 25, 2, pp. 54-58.

49. **Spaulding, E.** Chemical disinfection and antisepsis in the hospital. *J Hosp Res.* 1972, 9, pp. 5-31.
50. **Zadeh, P.** Dental office lighting. *Dent Today.* Décembre 2006, Vol. 25, 12, pp. 90-93.
51. **Nayler, JR.** Clinical photography: a guide for the clinician. *J Postgrad Med.* Juillet-Septembre 2003, Vol. 49, 3, pp. 256-262.
52. **Luc, V.** *Maitriser le Canon 350D.* 4ème édition. s.l. : Editions VM, 2006.
53. **Lattka, K.** Colour management: a workable solution. *J Audiov Media Med.* Mars 2004, Vol. 27, 1, pp. 14-19.
54. **Niamtu, J.** Image is everything: pearls and pitfalls of digital photography and PowerPoint presentations for the cosmetic surgeon. *Dermatol Surg.* Janvier 2004, Vol. 30, 1, pp. 81-91.
55. **Chuman, T.A., Hummel, S.K., Bokmeyer, T.J.** Evaluation of working distances at a 1:1 reproduction ratio for seven popular 35-mm dental camera systems. *J Prosthodont.* 1998, Vol. 7, 2, pp. 91-99.
56. **Vargas, MA.** Photographs of the face for publication and presentations. *J Prosthodont.* Mars 2003, Vol. 12, 1, pp. 47-50.
57. **Young, S.** Maintaining standard scales of reproduction in patient photography using digital cameras. *J Audiov Media Med.* Décembre 2001, Vol. 24, 4, pp. 162-165.
58. **Bister D., Mordarai F., Aveling RM.** Comparison of 10 digital SLR cameras for orthodontic photography. *J Orthod.* Septembre 2006, Vol. 33, 3, pp. 223-230.
59. **Dunn J., Beckler G.** Digital Photography technology Offers Unique Capabilities, Advantages, and Challenges to Dental Practices. *J Calif Dent Assoc.* Octobre 2001, Vol. 129, 10, pp. 744-750.
60. **Goldstein, C., Garber, D., Goldstein, R.** *Imaging in esthetic dentistry.* [éd.] Quintessence. 1998.
61. **D'Incau, E.** Photographie dentaire : Les méthodes. *I.D. inf dent.* 2006, Vol. 88, 41, p. 2649.
62. **Vargas M, Lloyd P.** Maxillary and mandibular lateral view photographs. *J Prosthodont.* Septembre 2003, Vol. 12, 3, pp. 227-229.
63. **Vargas, M.** Photographing objects: Backgrounds and techniques. *J Prosthodont.* Decembre 2002, Vol. 11, 4.
64. **Vachiramon A., Wang WC., Tovee M.** A Lighting Approach for Clinical Photographs of the Face. *J Contemp Dent Pract.* Mai 2006, Vol. 7, 2, pp. 153-159.

65. **Ikeda I, Urushihara K, Ono T.** A pitfall in clinical photography: the appearance of skin lesions depends upon the illumination device. *Arch Dermatol Res.* Janvier 2003, Vol. 294, 10-11, pp. 438-443.
66. **Digital Photography Blog.** Nikon Speedlight SB-R200 and Command Unit SU-800. [En ligne]  
[http://www.livingroom.org.au/photolog/accessories/nikon\\_speedlight\\_sbr200\\_and\\_command\\_unit\\_su800.php](http://www.livingroom.org.au/photolog/accessories/nikon_speedlight_sbr200_and_command_unit_su800.php).
67. **Magne P., Belser U.** *Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique.* s.l. : Quintessence Int., 2003. ISBN 2-912550-17-3.
68. **Stumpel, L.** Simplifying the correction of the digital image in shade communication. *J prosthet dent.* 2004, Vol. 92, 2, pp. 202-203.
69. **Christensen, G.** Intraoral television cameras versus digital cameras, 2007. *J Am Dent Assoc.* Août 2007, Vol. 138, 8, pp. 1145-1147.
70. **Sarver DM., Ackerman MB.** Dynamic smile visualization and quantification: part 1. Evolution of the concept and dynamic records for smile capture. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* Juillet 2003, Vol. 124, 1, pp. 4-12.
71. **Richelme J., Casu J.P.** Apport de la nouvelle céramique IPS e.max dans les plans de traitement esthétiques. *Stratégie Prothétique.* 2006, Vol. 6, 5.
72. **Ward, D.** The vision of digital dental photography. *Dent Today.* Mai 2007, Vol. 26, 5, pp. 100,102,104-105.
73. **Zyman, P., Etienne, J.M.** Recording and communicating shade with digital photography: concepts and considerations. *Pract Proced Aesthet Dent.* Janvier-Février 2002, Vol. 14, 1, pp. 49,51,53,55,57.
74. **Launois C., Marechal H., De March P.** La détermination de la couleur et sa communication au laboratoire. *Clinic.* 2007, Vol. 28, 7.
75. **Smit, R., Wagenaar, R.** Prise de teinte : éviter toute erreur humaine. *Tech dent.* 2004, 217, pp. 19-27.
76. **Dozic A., Kleverlaan C., Aartman I. et all.** Relation in color of three regions of vital human incisors. *Dent Mater.* Novembre 2004, Vol. 20, 9, pp. 832-838.
77. **O3 Dental Studio.** New Technologies at O3 Dental Studio. [En ligne]  
<http://www.o3dentalstudio.com/newtechnologies.htm>.
78. **Raigrodski, A., Chiche G., Aoshima H., Spiekerman C.** Efficacy of a computerized shade selection system in matching the shade of anterior metal-ceramic crowns : a pilot study. *Quintessence Int.* Novembre-Décembre 2006, Vol. 37, 10, pp. 793-802.

79. **Chu, S.** Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. *Pract Proced Aesthet Dent*. Janvier-Février 2002, Vol. 14, 1, pp. 79-83.
80. **Dozic A., Kleverlaan C., El-Zohairy A., Feilzer A., Khashayar G.** Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont*. Mars-Avril 2007, Vol. 16, 2, pp. 93-100.
81. **Pop I., D'Incau E., Lasserre JF.** Détermination de la couleur à l'aide de la caméra Sopro 717. *Cah Prothèse*. 2006, 135, pp. 41-49.
82. **Christensen, G.** Important clinical uses for digital photography. *J Am Dent Assoc*. Mai 2005, Vol. 136, 1, pp. 77-79.
83. **Dunn JR, Hutson B, Levato CM.** Photographic Imaging For Esthetic Restorative dentistry. *Comp Cont Educ Dent*. Aout 1999, Vol. 20, 8, pp. 766-768,770.
84. **Benjamin, S., Aguirre, A., Drinnan, A.** Digital photography enables better soft tissue screening, diagnosis, and case acceptance. *Dent Today*. Novembre 2002, Vol. 21, 11, pp. 116-121.
85. **Agarwal, T.** Using digital photography to increase case acceptance in hygiene. *Dent Today*. Mai 2007, Vol. 26, 5, pp. 62-63.
86. **Sandler J., Sira S., Murray A.** Photographic 'Kesling set-up'. *J Orthod*. Juin 2005, Vol. 32, 2, pp. 85-88.
87. **Lowe C, Sandler J.** How to do... a case report. *J Orthod*. Juin 2002, Vol. 29, 2, pp. 143-147.
88. **Monier, T.** Application du numérique à l'Odonto-Stomatologie. *I.D. inf dent*. 2003, Vol. 85, 44, p. 3516.
89. **Griffin, J. Jr.** Assessing aesthetic composite veneer placement via digital photography. *Pract Proced Aesthet Dent*. Juin 2007, Vol. 19, 5, pp. 289-294.
90. **Čelebić, A.a c , Stipetić, J.a , Nola, P.a , Petričević, N.a , Papić, M.b.** Use of digital photographs for artificial tooth selection. *Coll Antropol*. 2004, Vol. 28, 2, pp. 857-863.
91. **Benson, P., Shah, A., Willmot, D.** Measurement of White Lesions Surrounding Orthodontic Brackets: Captured Slides Vs Digital Camera Images. *Angle Orthod*. Mars 2005, Vol. 75, 2, pp. 226-230.
92. **Denissen, H., Kuijkens, A., Dozić, A.** A photographic method to measure the colour characteristics of healthy gingiva. *Int J Dent Hyg*. Février 2007, Vol. 5, 1, pp. 22-26.
93. **Bengel, W.** Digital photography and the assessment of therapeutic results after bleaching procedures. *J Esthet Restor Dent*. 2003, Vol. 15, suppl. 1, pp. S21-S32.
94. **Castro, C.** *La photo numérique :ateliers pratiques*. s.l. : Dunod, 2004.

95. **Fidler, A., Likar, B., Skalerič, U.** Lossy JPEG compression: Easy to compress, hard to compare. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006, Vol. 35, 2, pp. 67-73.
96. **Siragusa M., McDonnell D.J.** Indirect digital images : limits of image compression for diagnosis in endodontics. *International endodontic journal.* 2002, Vol. 35, 12, pp. 991-995.
97. **Loaëc, R.** Sous les capots Nikon. Octobre 2007, 297, pp. 138-141.
98. **Farman, AG.** Use and implication of the DICOM standard in dentistry. *Dent Clin North Am.* Juillet 2002, Vol. 46, 3, pp. 565-573.
99. **Farman, AG.** Applying DICOM to dentistry. *J Digit Imaging.* Mar 2005, Vol. 1, 18, pp. 23-27.
100. **Riddle WR., Pickens ,DR.** Extracting data from a DICOM file. *Med Phys.* Juin 2005, Vol. 32, 6, pp. 1537-1541.
101. **Chaumeil, B., Bonneville, JP.** *Informatique Odontologique : Du B.A.-BA à la maîtrise.* s.l. : Editions CDP, 2004.
102. **Güneri, P., Akdeniz, B.** Fraudulent management of digital endodontic images. *Int Endod J.* Mars 2004, Vol. 37, 3, pp. 214-220.
103. **Alsobrook, S.** Security in dental office computing. *Dent Assist.* Mars-Avril 2003, Vol. 72, 2, pp. 10-12,14.
104. **ADF.** La Sécurité informatique au cabinet dentaire. [En ligne] 2005. [Citation : 30 Septembre 2007.] [http://www.adf.asso.fr/pdf/Securite\\_informatique\\_2005.pdf](http://www.adf.asso.fr/pdf/Securite_informatique_2005.pdf).
105. **CNIL.** Le guide des professionnels de santé. [En ligne] [Citation : 30 Septembre 2007.] [http://www.cnil.fr/fileadmin/documents/La\\_CNIL/publications/broch\\_sant\\_\\_a5.pdf](http://www.cnil.fr/fileadmin/documents/La_CNIL/publications/broch_sant__a5.pdf).
106. **Zhang, J., Yu, F., Sun, J., Yang, Y., Liang, C.** DICOM image secure communications with Internet protocols IPv6 and IPv4. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* Janvier 2007, Vol. 11, 1, pp. 70-80.
107. **Mupparapu, M.** Contemporary, Emerging, and Ratified Wireless Security Standards: An Update for the Networked Dental Office. *J Contemp Dent Pract.* Février 2006, Vol. 7, 1, pp. 174-185.
108. **Hitachi.** Hitachi lays groundwork for 20GB microdrive with century-old technology. *Hitachi Global : News release.* [En ligne] 5 Avril 2005. [Citation : 10 Juin 2007.] <http://www.hitachi.com/New/cnews/050405.html>.
109. **McEvoy, F., Svalastoga E.** Security of Patient and Study Data Associated with DICOM Images when Transferred Using Compact Disc Media. *J Digit Imaging.* Août 2007. Publication électronique pas encore sous presse.



110. **Costini J., Morgand J.** Gestion informatique du cabinet dentaire. *Encycl Méd Chir.* 1997.
111. **AFNOR.** *Informatique de santé - Données standard pour l'informatique odontologique.* XP S97-542 Mai 1998.
112. **ANAES, Service des recommandations et références professionnelles.** Le dossier du patient en odontologie. <http://www.anaes.fr>. [En ligne] Mai 2000.
113. **Wong H M, McGrath, C et al.** Photographs as a means of assessing developmental defects of enamel. *Community Dent Oral Epidemiol.* Dec 2005, Vol. 33, 6, pp. 438-446.
114. **Martin, P.** Optique Photographique. *Encyclopédie Universalis.* 2006.
115. **Wikipedia.** Chromatic aberration. [En ligne]  
[http://en.wikipedia.org/wiki/Chromatic\\_aberration](http://en.wikipedia.org/wiki/Chromatic_aberration).
116. **Berquet, D.** Les Capteurs CCD. [En ligne]  
[http://perso.orange.fr/xcotton/electron/Les\\_Capteurs\\_CCD.pdf](http://perso.orange.fr/xcotton/electron/Les_Capteurs_CCD.pdf).
117. **Sharp.** Communiqué de Presse. *Sharp Japan.* [En ligne] [Citation : 10 Juin 2007.]  
<http://www.sharp.co.jp/corporate/news/070116-a.html>.
118. **FujiFilm.** FujiFilm Professional Photography FinePix S3 Pro Manuals & Brochures. *FujiFilm USA.* [En ligne]  
<http://www.fujifilmusa.com/JSP/fuji/epartners/proPhotoProductS3Brochures.jsp>.

## Serment

---

En présence des Maîtres de cette école et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'Honneur et de la Probité dans l'exercice de l'Art Dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Reconnaissant envers mes Maîtres, je tiendrai leurs enfants et ceux de mes confrères pour des frères et, s'ils devaient apprendre l'Art Dentaire ou recourir à mes soins, je les instruirais et les soignerais sans salaire ni engagement.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux règles prescrites par le Code de Déontologie et aux principes traditionnels qui y sont contenus.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes.

Si je le viole et que je me parjure, puissè-je avoir un sort contraire.

## Abstract

The use of digital cameras for everyday's use has significantly increased over the past years, making the use of film cameras almost obsolete. Is the same trend observed for professional dental use? The aim of this study is (1) to analyze the needs in dental photography and (2) to examine how this field can benefit from the use of digital photography. In the first part of the study, after briefly describing general photographic techniques, we highlight the specific features of digital photography. We emphasize on the differences between the new technologies involved (semiconductors, CCD, and CMOS) both for point-and-shoot and prosumer cameras. In a second part, after reviewing on human vision and color perception, we point out the importance of light and color environment.

We then review the specific equipment needs (mirrors, retractors) to obtain the picture quality required, and we provide guidelines for standardized photography. White balance and calibration in the digital workflow is then explained, and a simple method for organizing files is provided. In the third part of the study, we detail the numerous medical applications for the pictures, along with the sensitive legal aspects of the patient's picture. The study then details the creation of a computer picture file out of the camera sensor, and lists the various picture file formats. A consequence of the digital age is the need for a reliable process of backing up and archiving. We expose this process and the various methods for the creation of a reliable save batch.

As a conclusion, this study points out the benefits one can expect from converting to digital photography, but also underlines the need for a strict observance of well defined guidelines and backup policy.

Vu,  
Le Président du Jury :

Vu,  
Le Directeur de L'U.F.R. d'Odontologie :

Vu,  
Le Président de l'Université Bordeaux 2 :