

Formation de l'image en microscopie optique

Aude Jobart-Malfait

Plateforme de recherche
« Imagerie des processus dynamiques en Biologie Cellulaire
et Biologie du Développement »
IFR 117 - Institut Jacques Monod
Tel: 01 44 27 57 84
jobart@ijm.jussieu.fr
www.ijm.jussieu.fr

Quelques rappels...

La lumière

Optique géométrique

Formation de l'image

La fluorescence

La nature de la lumière

Aspect ondulatoire

Huygens, Young



Christaan Huygens
(1629-1695)



Thomas Young
(1773-1829)

Aspect corpusculaire

Newton, Planck



Sir Isaac Newton
(1642-1727)



Max Planck
(1858-1947)

Lumière = Onde électromagnétique

Lumière = Photons

Dualité onde-particule

Einstein, 1906

Énergie transportée par les photons → $E = h \times \nu$ ← Fréquence de la lumière (Hertz)

↑
Constante de Planck
($h = 6.62 \times 10^{-34}$ J.s)



Albert Einstein
(1879-1955)

Onde électromagnétique

Superposition d'un champ magnétique et d'un champ électrique oscillants simultanément dans la même direction de propagation

✓ Longueur d'onde (en m) :

Trajet parcouru par l'onde pendant une période

$$\lambda = c / \nu$$

c : célérité de la lumière dans le vide

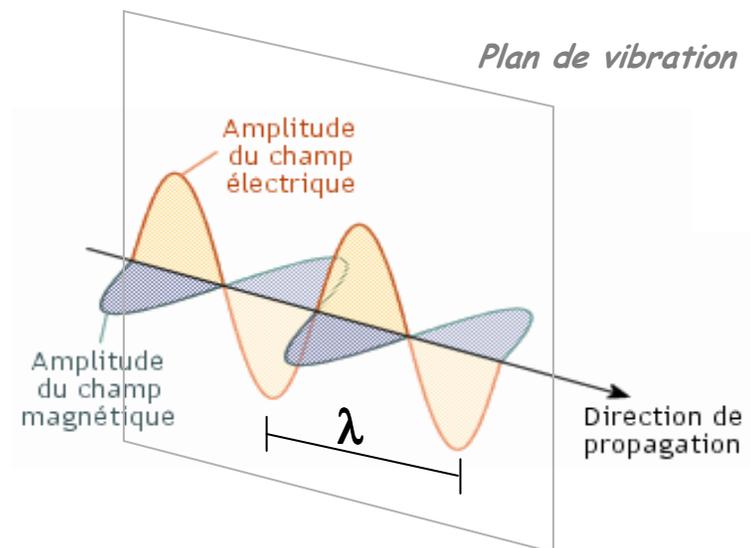
ν : fréquence (nb perturbations en 1s)

$$E = h \times \nu \quad \rightarrow \quad \lambda = (c \cdot h) / E$$

Longueur d'onde et énergie sont inversement proportionnelles

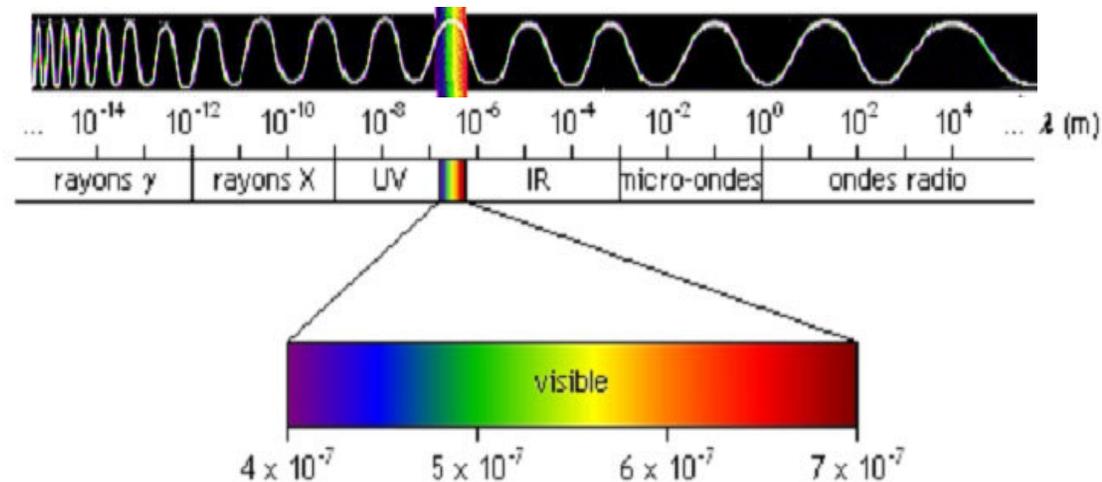
✓ Plan de vibration :

Plan dans lequel le champ électrique se propage



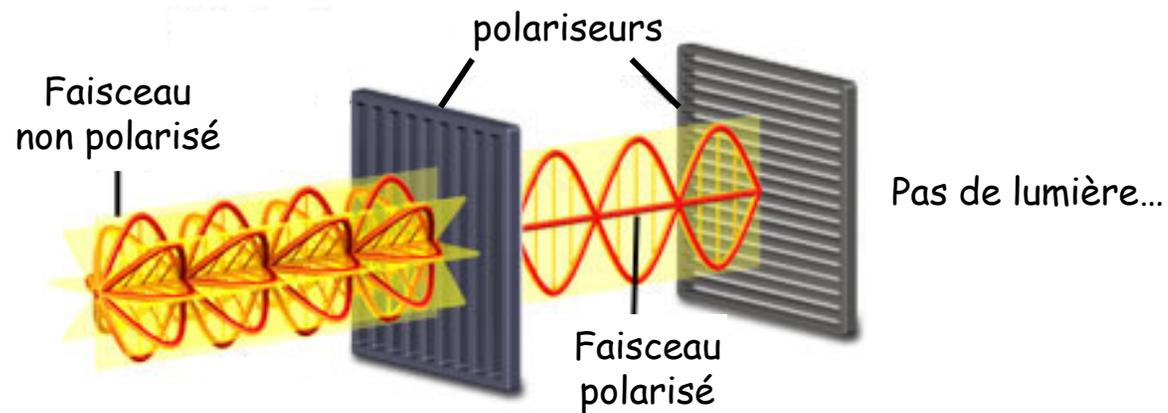
Spectre électromagnétique

des rayons γ aux ondes radio
Fortement énergétiques Faiblement énergétiques



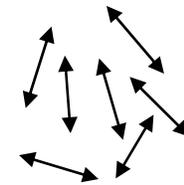
Longueurs d'onde du visible : 400nm - 700nm
Du violet ... au rouge

Polarisation de la lumière



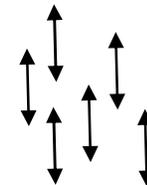
Lumière non polarisée

Plan de vibration aléatoire



Lumière polarisée

Un seul plan de vibration



Quelques rappels...

La lumière

Optique géométrique

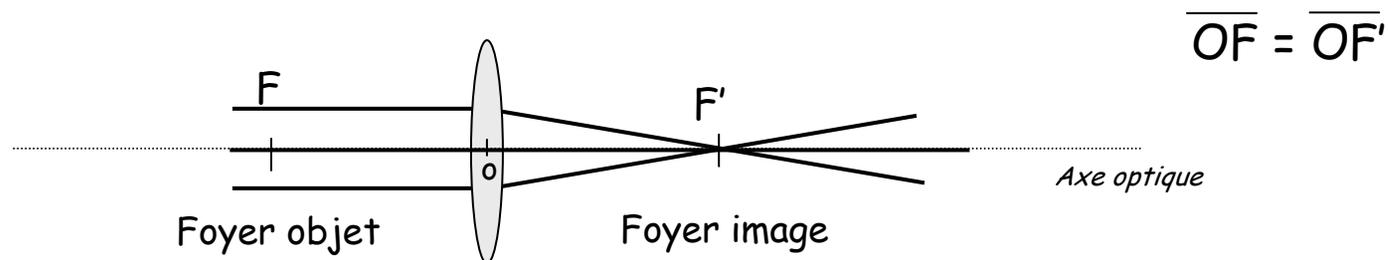
Formation de l'image

La fluorescence

Optique géométrique

On considère l'aspect corpusculaire de la lumière uniquement.
Les rayons lumineux sont rectilignes.

Définition d'une lentille convergente :

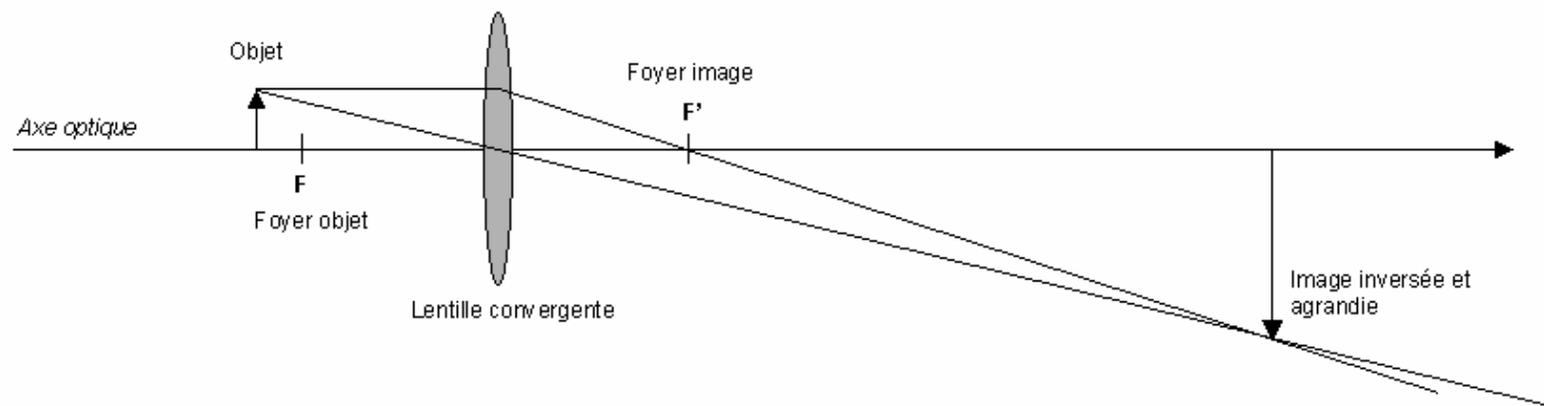


Les rayons parallèles à l'axe optique coupent celui au point focal F' de la lentille.
Les rayons passant par le centre de la lentille ne sont pas déviés.

Formation de l'image d'un objet par une lentille convergente

3 cas : objet situé sur F , avant F ou après F

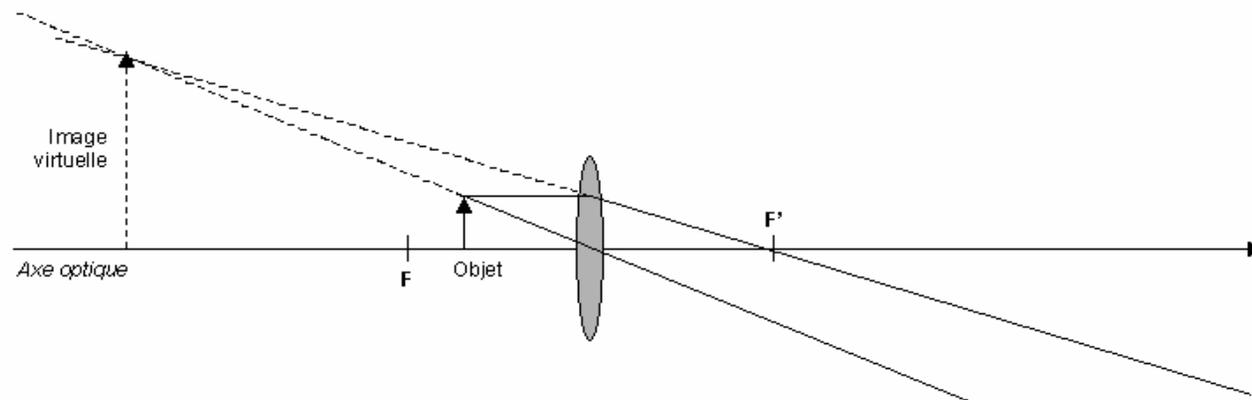
1^{er} cas : objet avant F



Plus l'objet sera proche du foyer objet de la lentille et plus l'image sera grande

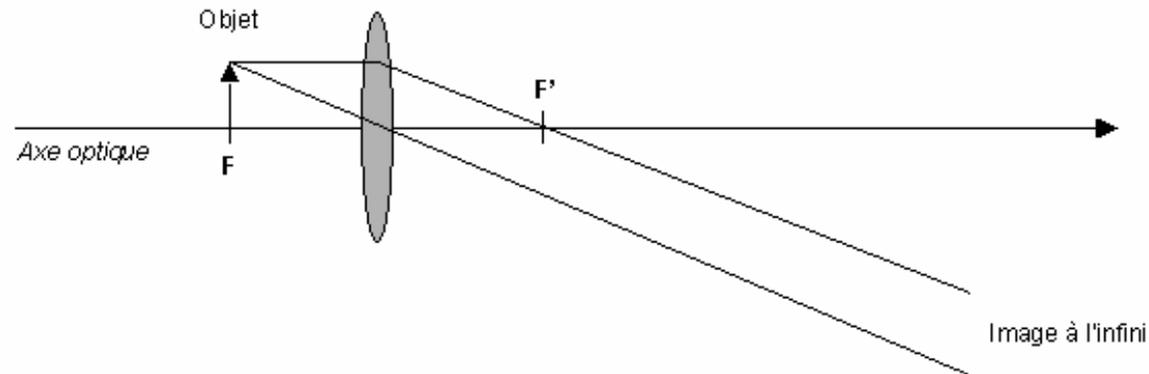
Formation de l'image d'un objet par une lentille convergente

3^{ème} cas : objet entre F et la lentille



Plus l'objet sera proche du foyer objet de la lentille et plus l'image sera grande

2^{ème} cas : objet sur F



Quelques rappels...

La lumière

Optique géométrique

Formation de l'image

La fluorescence

Formation de l'image

Dualité de la nature de la lumière

Approche géométrique

Approche ondulatoire

Réfraction

Réflexion

Interférences

Diffraction

Diffusion

Absorption

Réfraction

Indice de réfraction Mesure de la densité optique d'un milieu

$$n = c/v \quad n \geq 1$$

C : célérité de la lumière dans le vide

V : vitesse de la lumière dans le milieu traversé

Vide = 1

Air = 1,00029

Eau = 1.33

Verre = 1.5

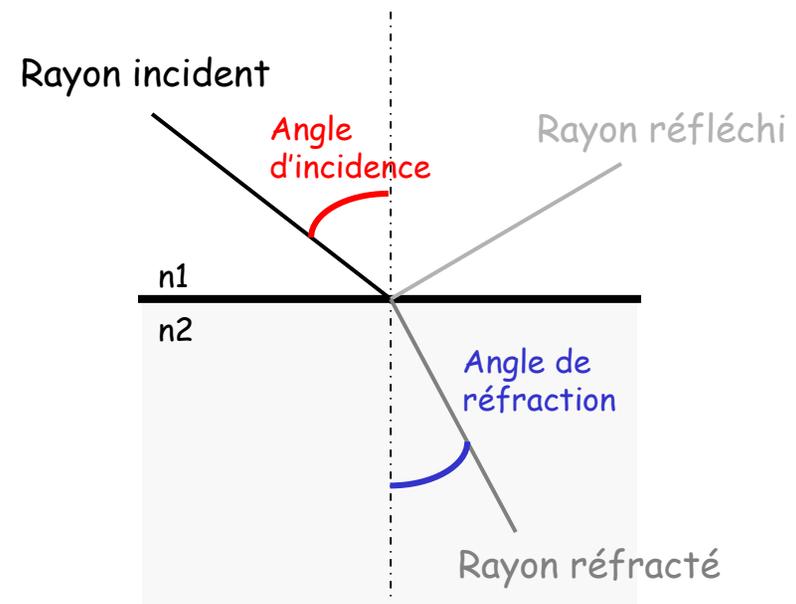
Glycérol = 1.47

Huile = 1.512

Déviatoin de la direction de propagation du rayon lors d'un changement de milieu

Le faisceau incident va être dévié selon la loi de Snell-Descartes.

$$n_1 \cdot \sin i_1 = n_2 \cdot \sin i_2$$

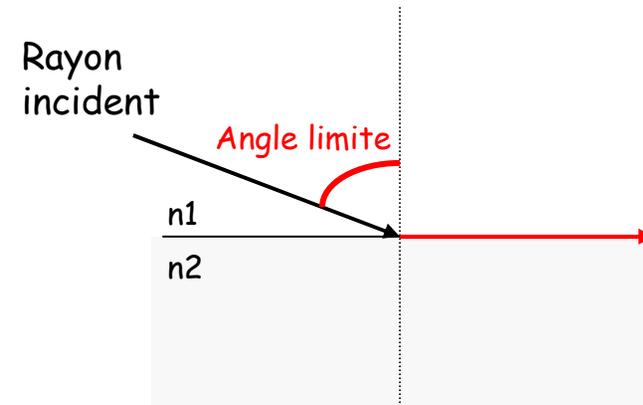


Angle limite et réflexion totale

Rayon à l'interface des 2 milieux

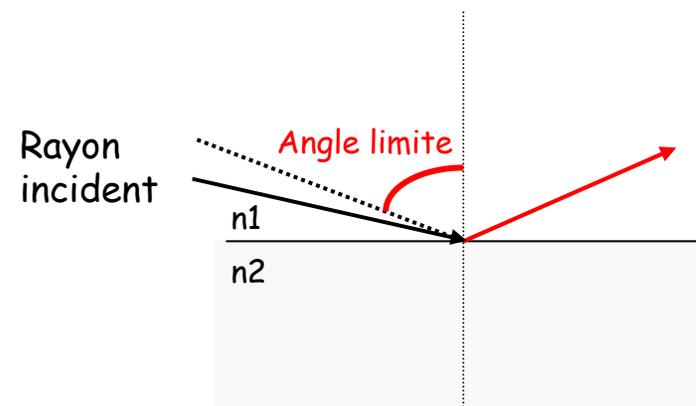
$$i_2 = 90^\circ \rightarrow \sin i_1 = n_2/n_1$$

= angle limite de réfraction



Angle incidence > angle limite,

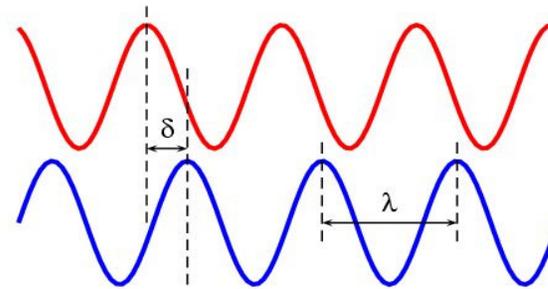
Pas de réfraction, phénomène de réflexion totale.



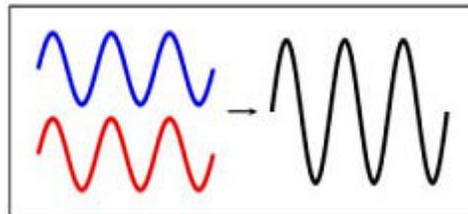
Interférences

2 ondes se rencontrant dans un même point de l'espace et ayant la même direction de propagation vont pouvoir se composer.

L'onde résultante dépend de la différence de marche δ .

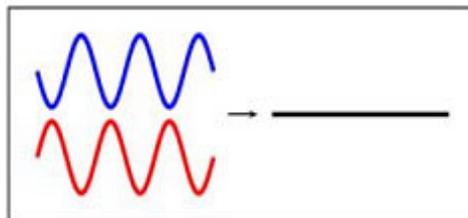


Nb pair λ



Interférences constructives : les amplitudes s'ajoutent

Nb impair $\lambda/2$



Interférences destructives : les amplitudes s'annulent

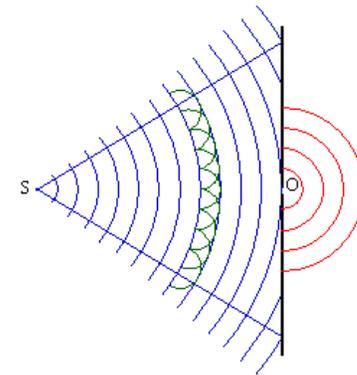
$\lambda/2 < \delta < \lambda$ \rightarrow Interférences partiellement destructives

Diffraction

Lorsque une onde rencontre d'un obstacle ou une ouverture

Principe de Huygens-Fresnel

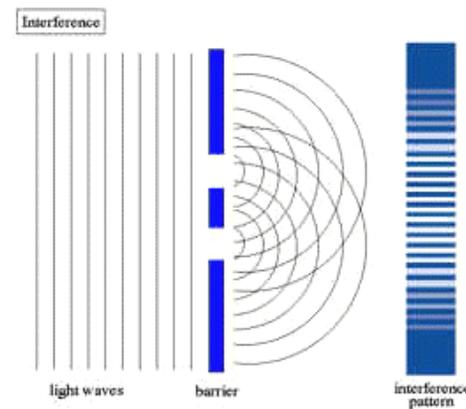
Chaque point d'une onde peut être considéré comme la source d'une nouvelle petite onde (ondelette)



Fentes d'Young (1802)

Interférences entre les ondelettes

→ pattern de diffraction



Diffusion

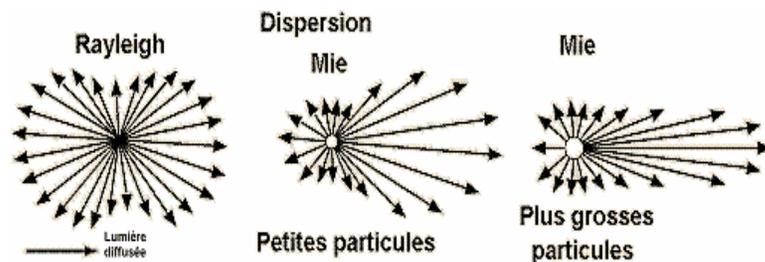
Déviation du faisceau lumineux dans de multiples directions

Selon la taille des particules par rapport à la longueur d'onde incidente

Diffusion élastique

Pas de changement de fréquence

Diffusion Rayleigh, Mie



Diffusion inélastique

Changement de fréquence

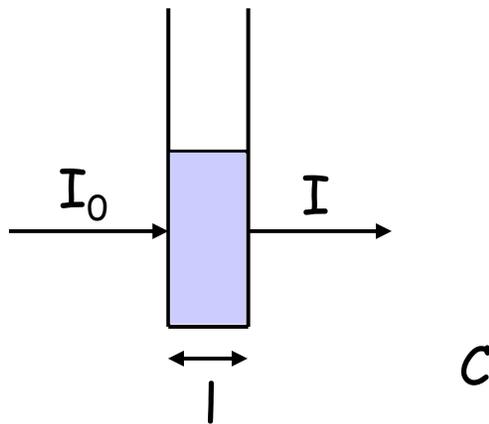
Effet Raman

Si $\nu_{\text{diff}} < \nu_0$: diffusion Stokes
Augmentation de la longueur d'onde

Si $\nu_{\text{diff}} > \nu_0$: diffusion anti-Stokes
Diminution de la longueur d'onde

Absorption

Due à l'absorption de photons lors de la traversée d'un matériau



Absorbance du milieu définie par la loi de Beer-Lambert :

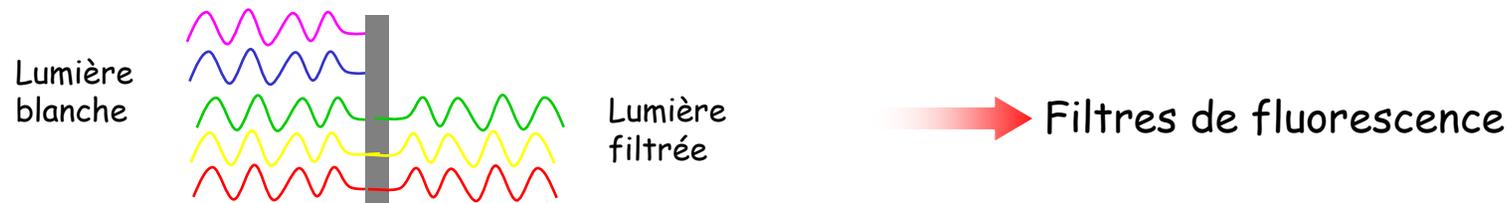
$$A = DO = \log(I_0/I) = \epsilon.l.C$$

ϵ : coefficient d'extinction molaire ($L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$)

l : distance (cm)

C : concentration substance (mol.L^{-1})

Propriété d'absorption des matériaux permettent de filtrer certaines longueurs d'onde



Quelques rappels...

La lumière

Optique géométrique

Formation de l'image

La fluorescence

Qu'est ce que la fluorescence ?

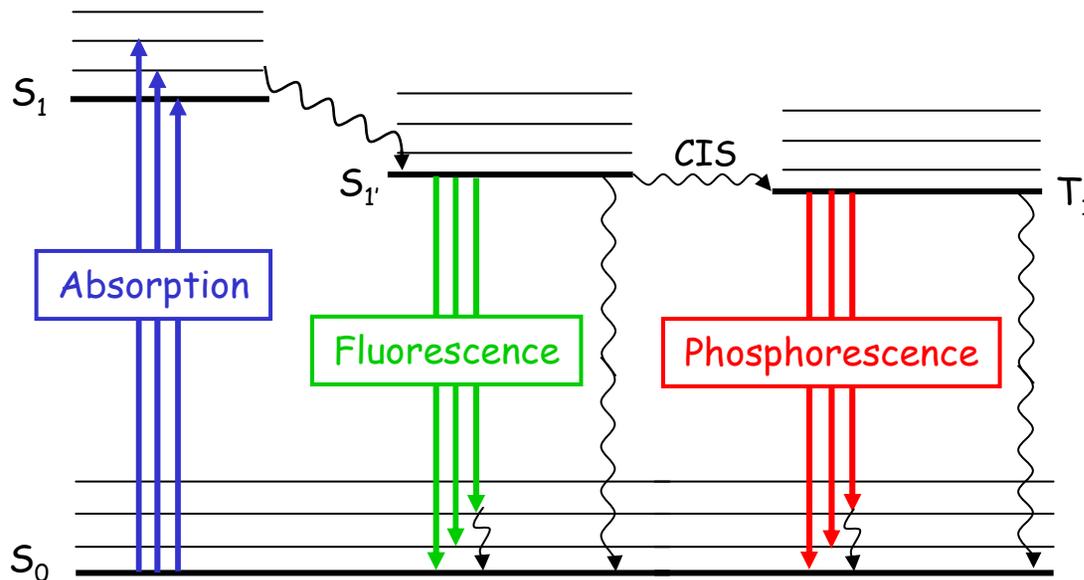
Luminescence Émission d'un rayonnement électromagnétique
Classement en fonction du mode d'excitation

Chaleur	Thermoluminescence
Réaction enzymatique	Bioluminescence
Réaction chimique	Chimiluminescence
Champ électrique	Electroluminescence

Photons	Photoluminescence	→ Fluorescence État excité : quelques nanosecondes
		→ Phosphorescence État excité : quelques secondes Passage à un état intermédiaire (état triplet)

Diagramme de Jablonski

Représente les différents niveaux d'énergie d'une molécule



① Absorption

Absorption de l'énergie d'un photon (10^{-15} s)

② Conversion interne

Relaxation vibrationnelle (10^{-12} - 10^{-10} s)

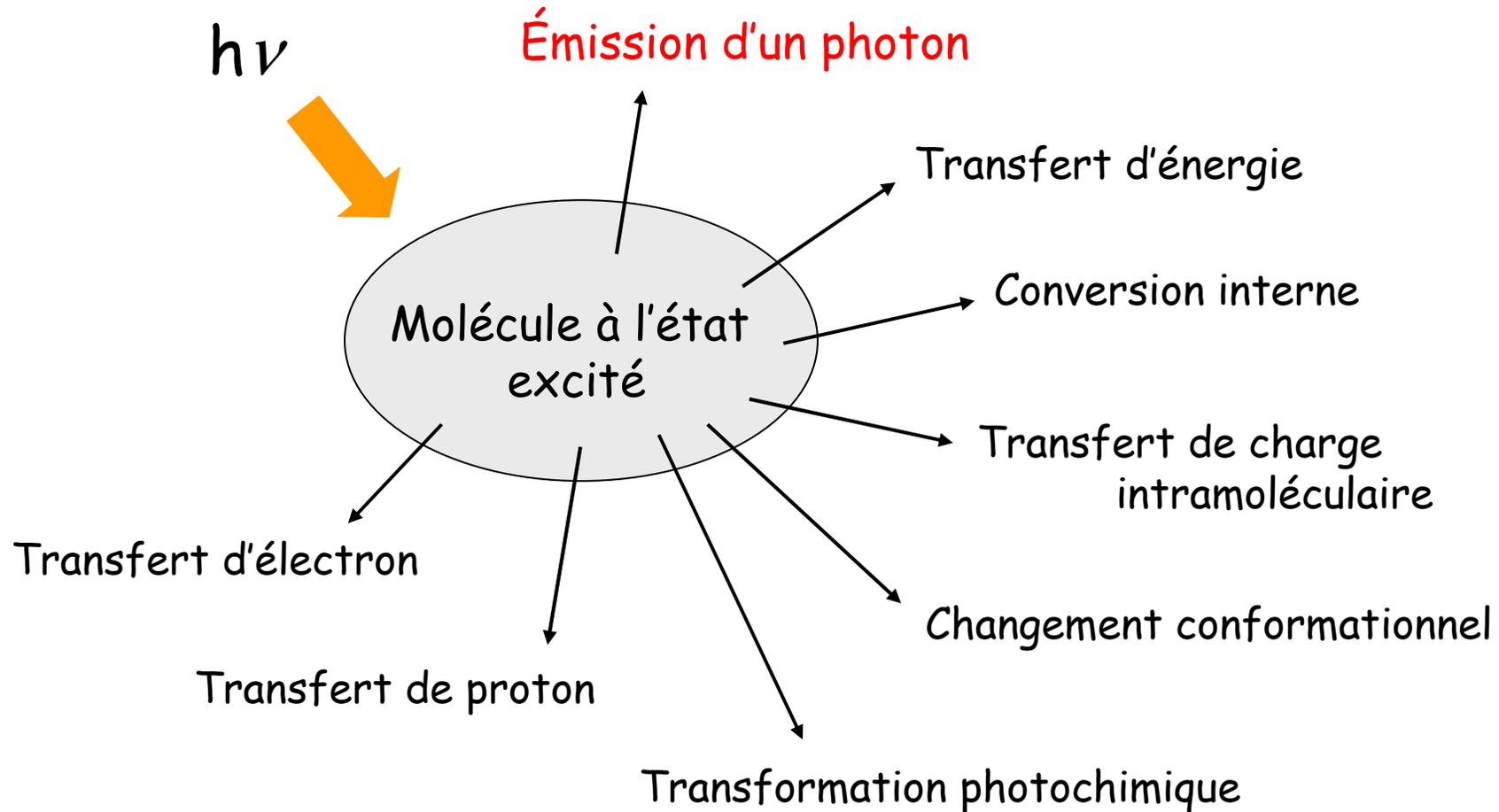
③ Retour à l'état fondamental

Émission d'un photon...

... Ou phénomènes non radiatifs
(quenching, transfert d'énergie,...)

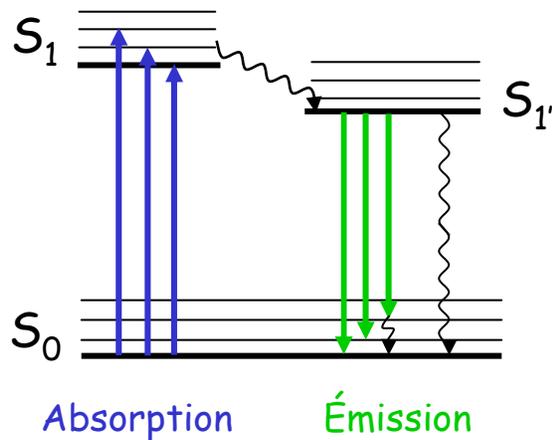
- Phénomènes radiatifs
- ~~~~~ Phénomènes non radiatifs (pas d'émission de photon)
- ==== États vibrationnels

Les différents modes de désexcitation



Spectres d'émission et d'excitation

Caractéristiques d'une molécule donnée, dans des conditions données.

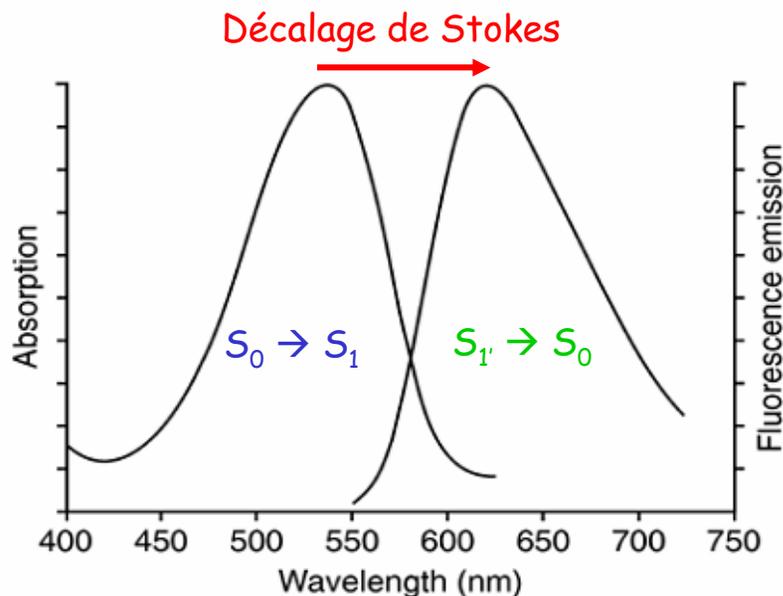


Effet miroir :

image inversée des spectres
d'absorption et d'émission

Décalage de Stokes :

déplacement du spectre d'émission vers +
grandes longueurs d'onde



Overlap :

→ nécessité de séparer lumière
d'excitation et d'émission par des filtres

$$\lambda_{em} > \lambda_{ex}$$

$$E_{em} < E_{ex}$$

Caractéristiques de la fluorescence

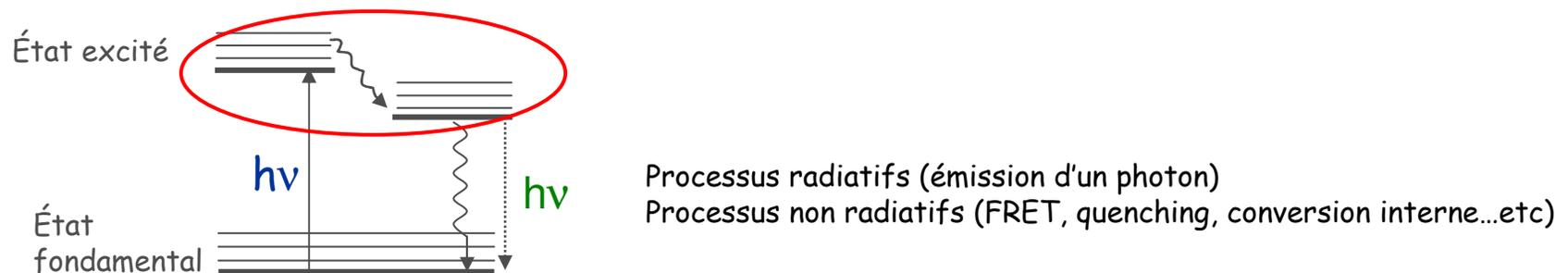
Rendement quantique :
$$\frac{\text{Nb photons émis}}{\text{Nb photons absorbés}}$$

Rend compte de la compétition entre les phénomènes de désexcitation radiatifs et non radiatifs
Compris entre 0.1 et 1

Coefficient d'extinction (ϵ) : Probabilité d'absorption d'un photon

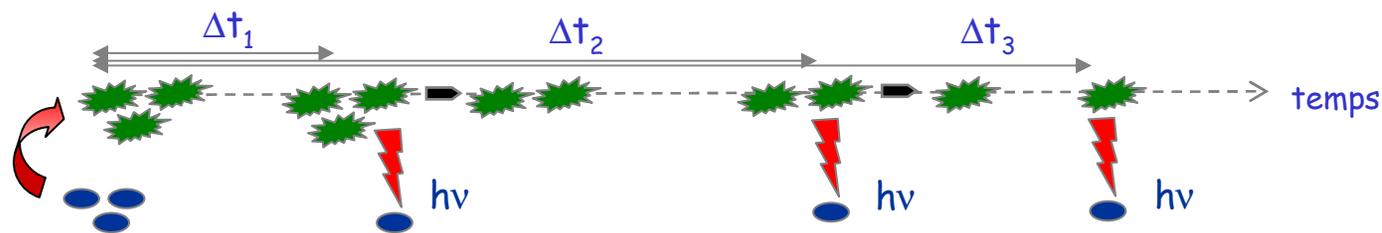
Plus ϵ élevé, plus fluorescence élevée, à intensité incidente et rendement quantique égaux

Durée de vie : Temps moyen qu'une molécule reste à l'état excité



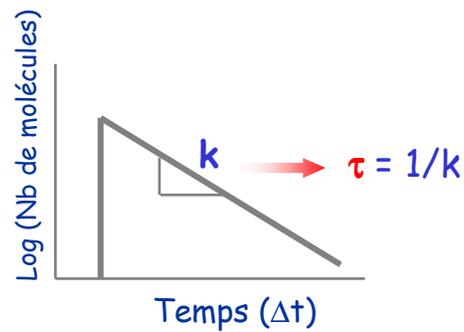
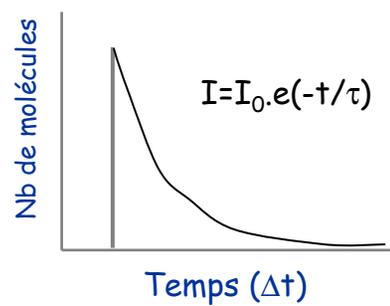
Durée de vie de fluorescence

A l'échelle d'une population de molécules :



$$\tau = (\Delta t_1 + \Delta t_2 + \Delta t_3) / 3$$

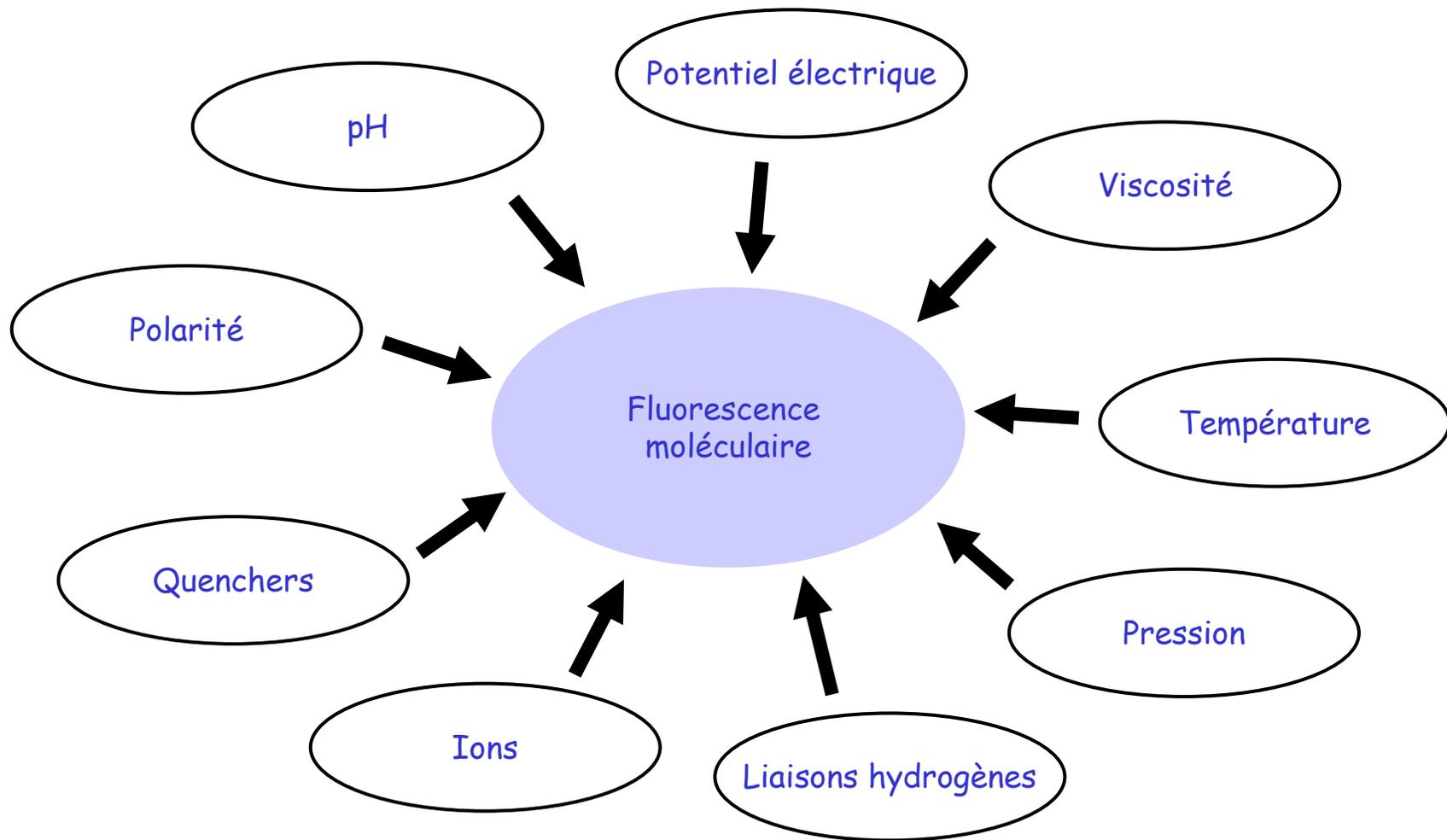
La durée de vie de la population est la moyenne des durées de vie de toutes les molécules qui constituent la population.



K = constante cinétique du processus de désexcitation

τ = durée de vie

Influence de l'environnement

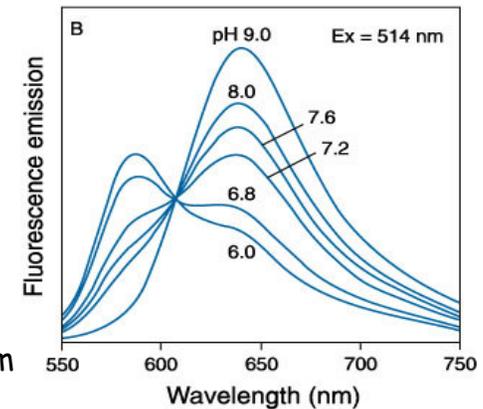


Influence du pH sur la fluorescence

Modification du rendement quantique

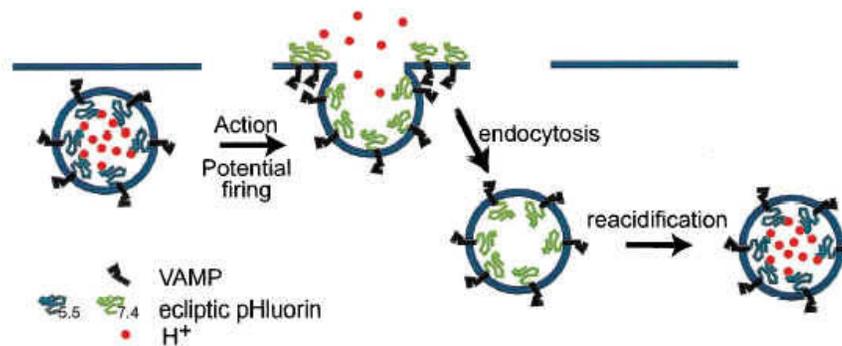
Modification des spectres

Décalage du maximum d'émission vers les grandes/courtes longueurs d'onde



SNARF-1, ex 514nm

Développement de sondes sensibles au pH :



GFP pHluorine

Influence des ions sur la fluorescence

Mg^{2+} , Mn^{2+} , Na^+ , Cl^- , K^+ , ion bromure ...

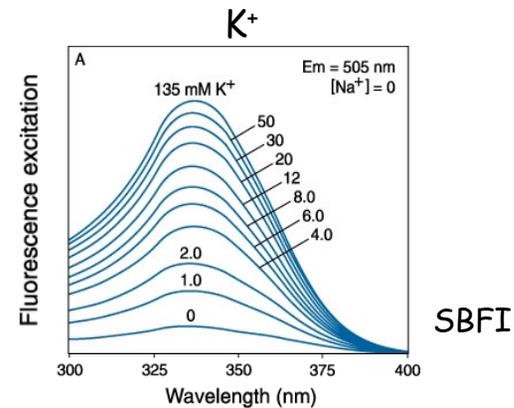
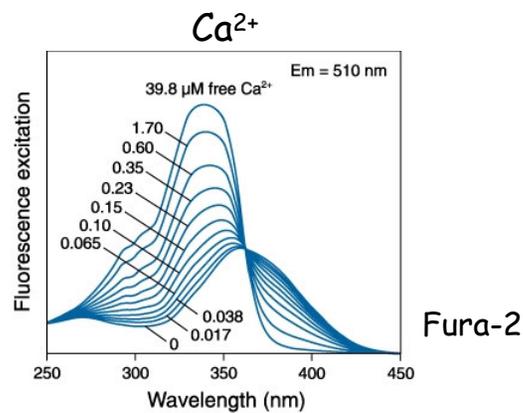
Modifications de l'intensité de fluorescence

Modification des spectres

Décalage vers les grandes / courtes longueurs d'onde

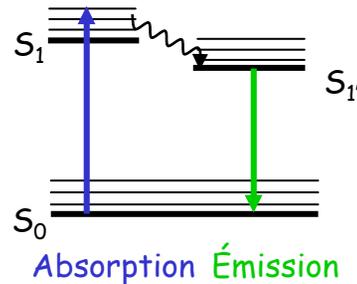
Développement de sondes ratiométriques :

Mesure des concentrations cellulaires en Ca^{2+} , Na^+ , Cl^- , K^+ , ...

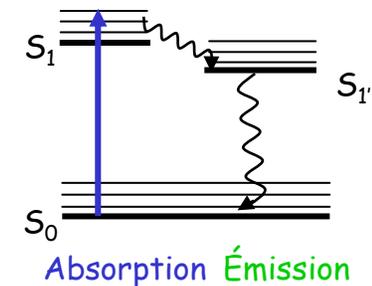


Influence de l'environnement

Polarité État excité + stable avec augmentation de la polarité du milieu
Décalage du spectre d'émission vers le rouge



Quenchers Favorisent transitions non radiatives (O_2)



Température Augmentation du rendement quantique avec une baisse de température

Le microscope optique



Les composants du microscope optique

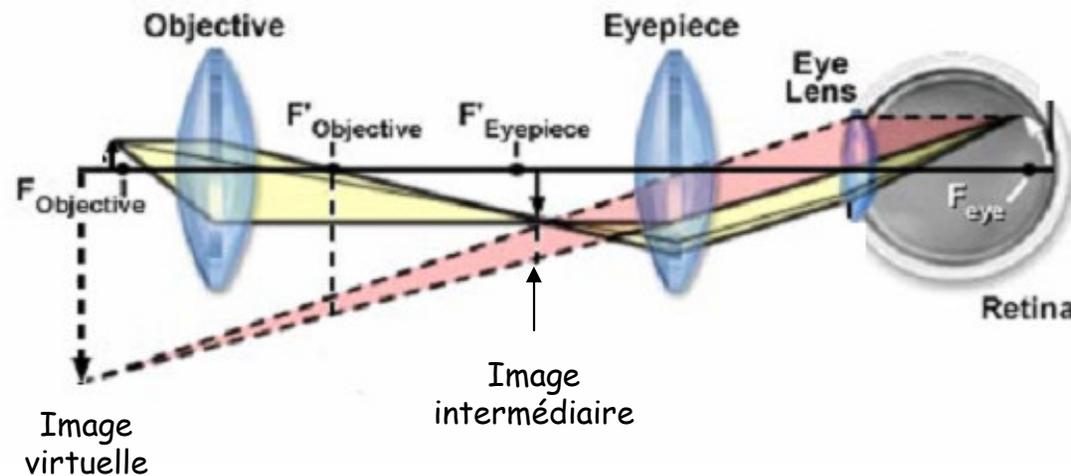
Trajets optiques en lumière blanche

Trajets optiques en fluorescence

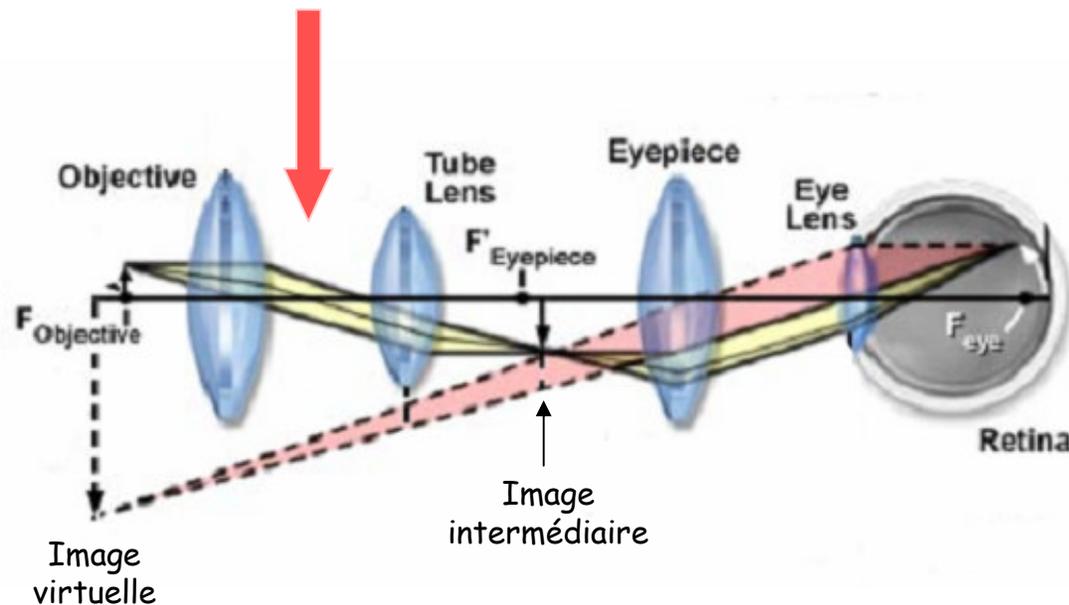
Résolution

Le microscope optique

- ✓ Produire une image agrandie de l'objet
- ✓ Séparer les détails de l'objet
- ✓ Rendre les détails visibles par l'œil ou le capteur



Le microscope optique à l'infini

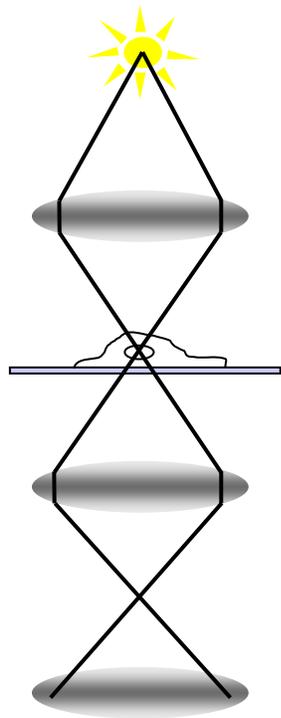


Insertion d'éléments optiques :

anneaux de phase, prismes de Wollaston, polariseur, filtres de fluorescence...

... Sans modifier la localisation du plan image intermédiaire

Les principaux composants du microscope optique



Lampe

Condenseur

Concentre la lumière sur l'échantillon

Échantillon

Objectif

Produit une image agrandie de l'échantillon

Oculaires

Agrandit l'image produite par l'objectif

Modern Microscope Component Configuration

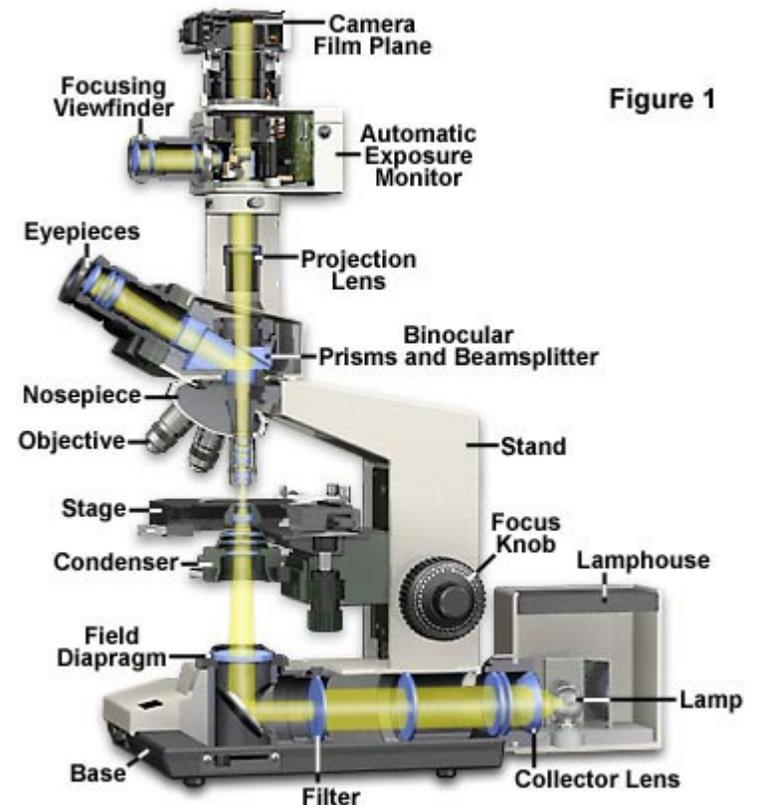


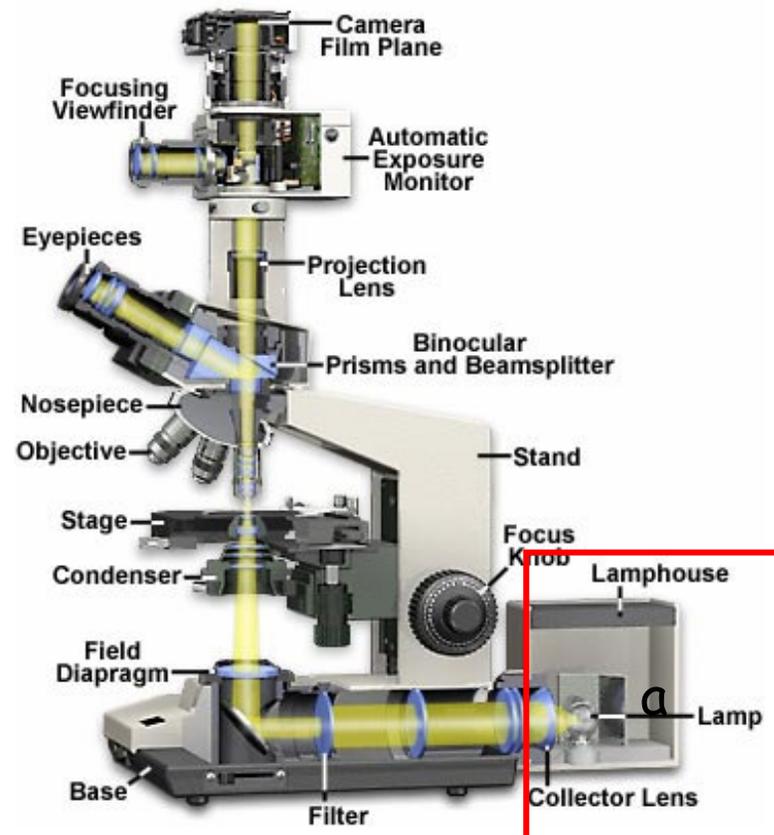
Figure 1

Source lumineuse

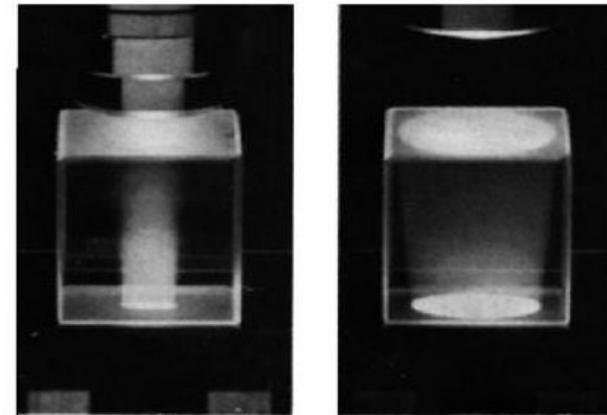
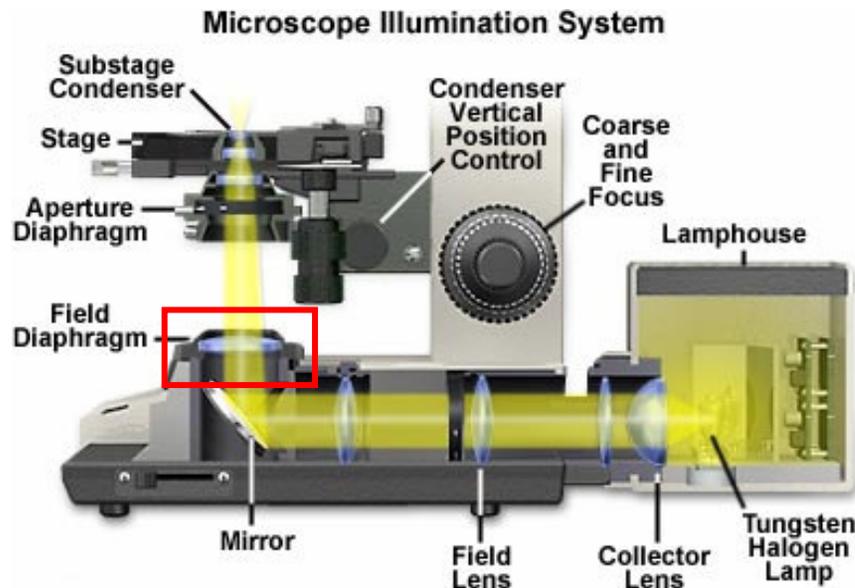
Lumière blanche

Lampe halogène,
filament de tungstène

Modern Microscope Component Configuration



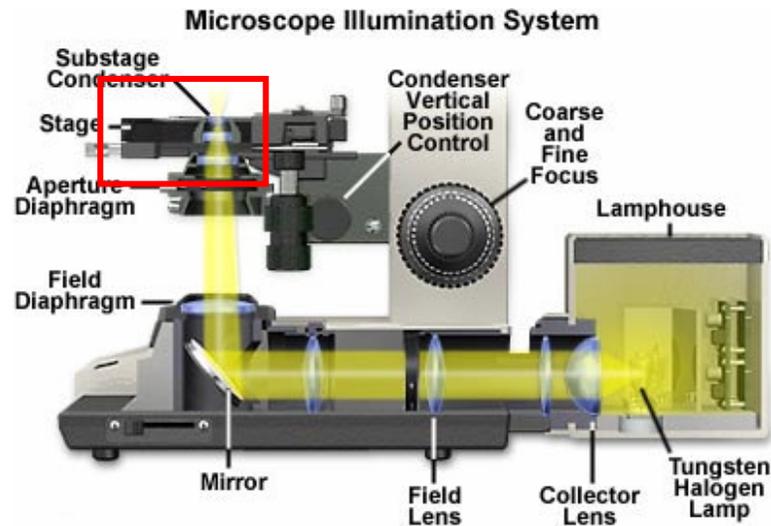
Le diaphragme de champ



Le diaphragme de champ permet d'optimiser la taille de l'illumination à la taille du champ d'observation.

Son ouverture modifie l'intensité lumineuse mais pas la résolution du système.

Le condenseur et le diaphragme d'ouverture



Condenser Illuminating Cones



L'ouverture du diaphragme de condenseur est responsable de l'angle du cône d'illumination et par conséquent de l'ouverture numérique du condenseur

Condenser Aperture Size and Image Quality

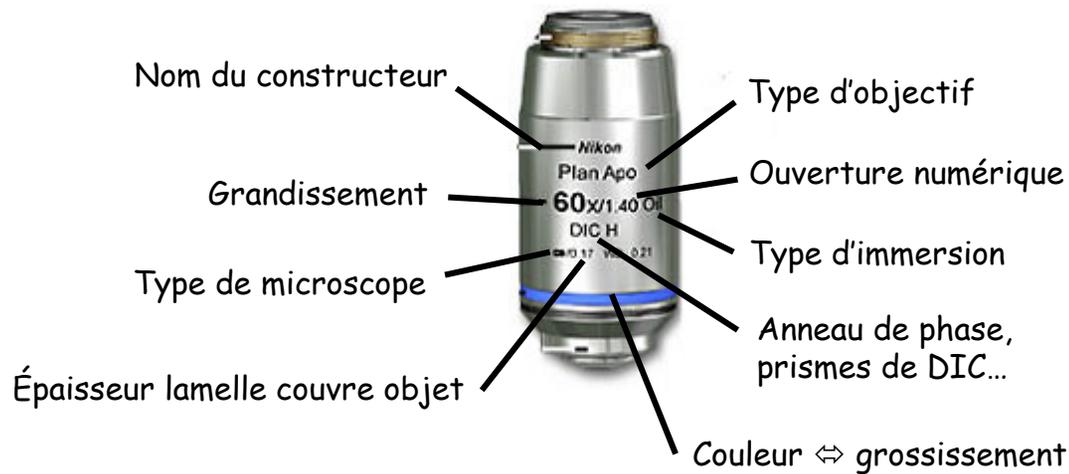


90%, NA 0.81 70%, NA 0.54 20%, NA 0.18

La résolution est optimale pour une ouverture du diaphragme de condenseur de l'ordre de 70%.

L'ouverture du diaphragme ne doit pas servir à modifier l'intensité lumineuse !!!

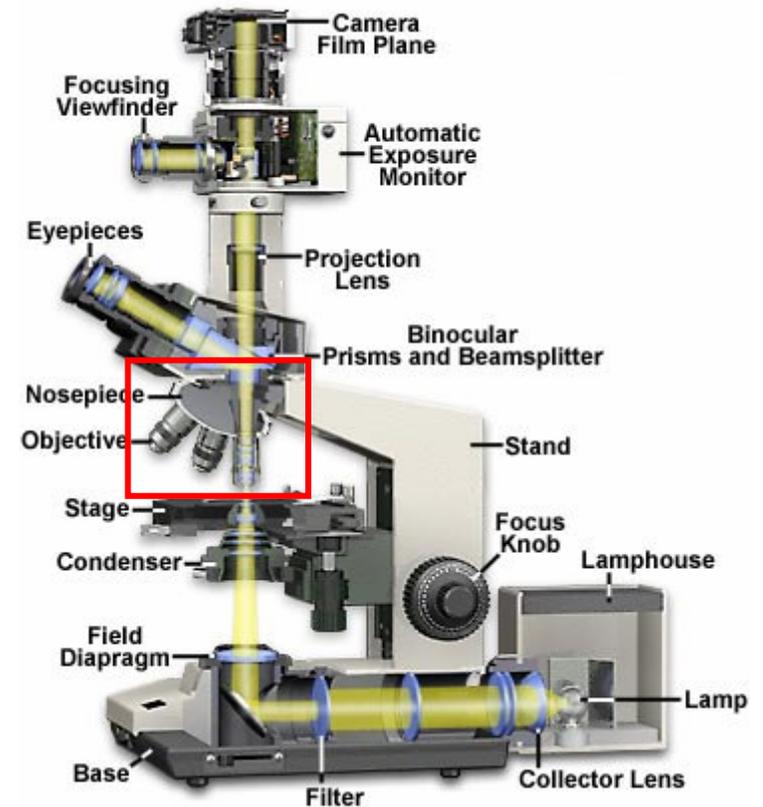
Composant majeur : l'objectif



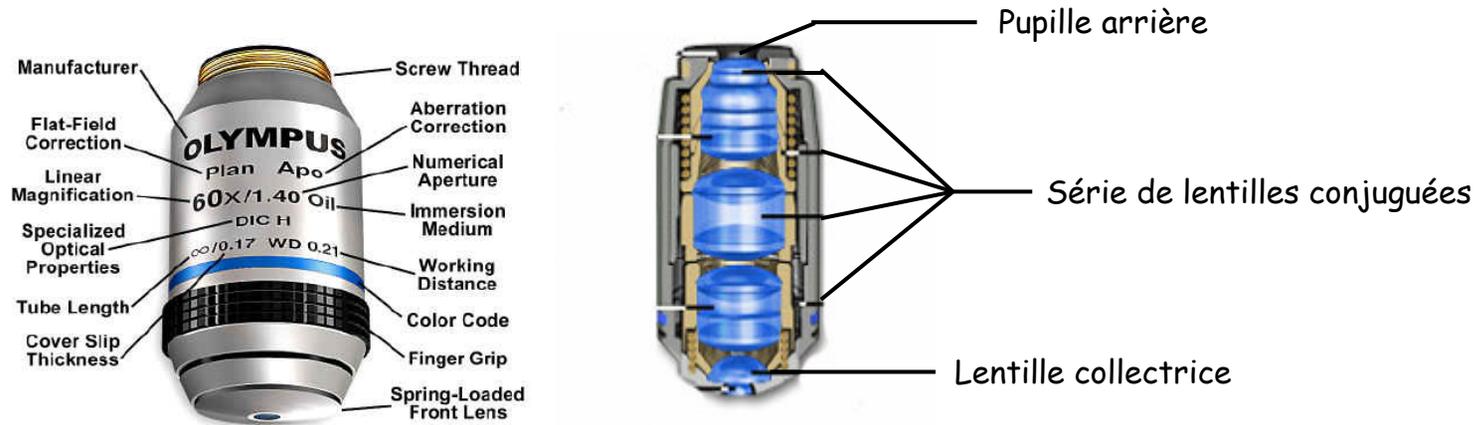
+ éventuellement bague réglable

Correction épaisseur lamelle
Ouverture numérique variable
Type d'immersion

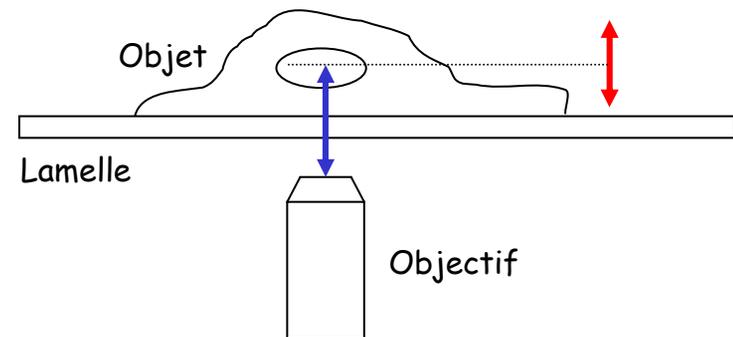
Modern Microscope Component Configuration



L'objectif

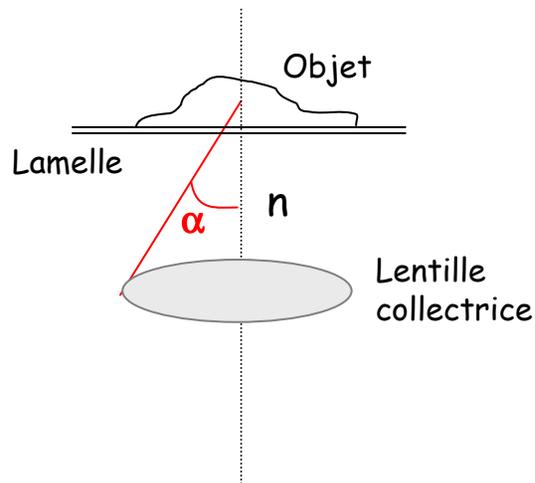


- ✓ Distance de travail
Distance entre objectif et objet
- ✓ Profondeur de champ
Épaisseur de l'échantillon dans laquelle mise au point réalisable
- ✓ Ouverture numérique



Ouverture numérique

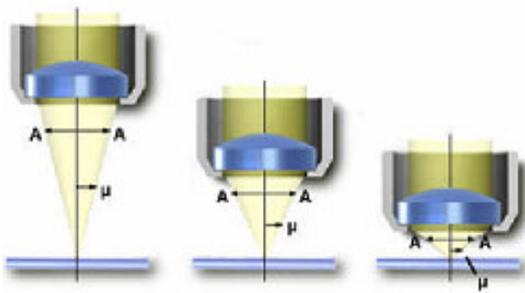
NA = LA caractéristique essentielle pour la résolution de l'objectif



$$NA = n \cdot \sin \alpha$$

α : demi angle du cône de lumière récupéré par l'objectif

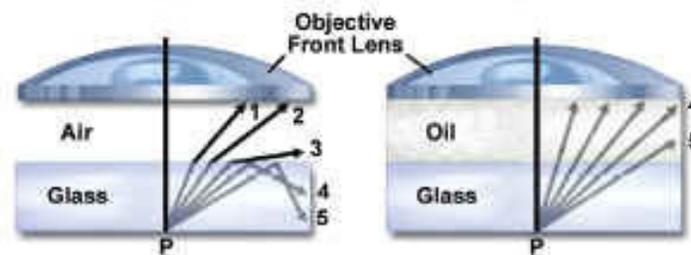
n : indice de réfraction du milieu



Profondeur de champ et distance de travail diminuent lorsque NA augmente

Objectifs à immersion

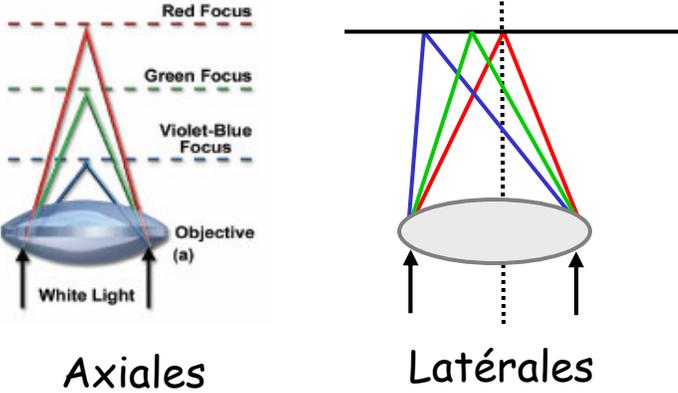
Diminuer les différences d'indice des milieux traversés pour capter davantage de rayons lumineux



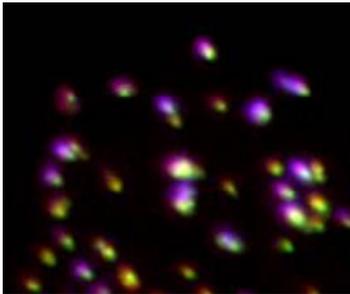
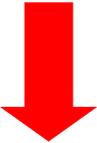
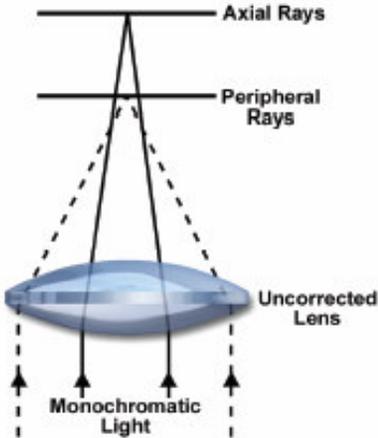
Milieux d'immersion : Eau, Huile, Glycérol
(indices proches de celui du verre)

Aberrations optiques

Chromatiques

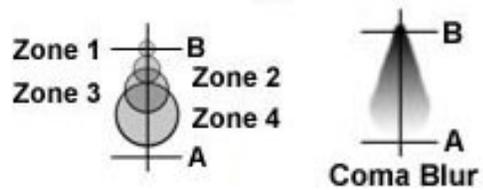
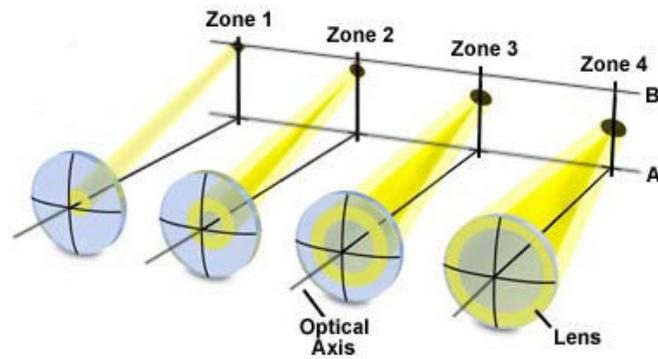


Sphériques

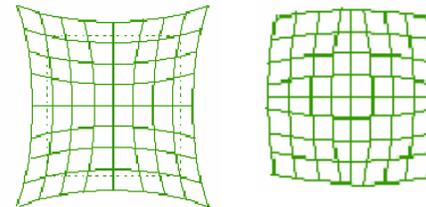
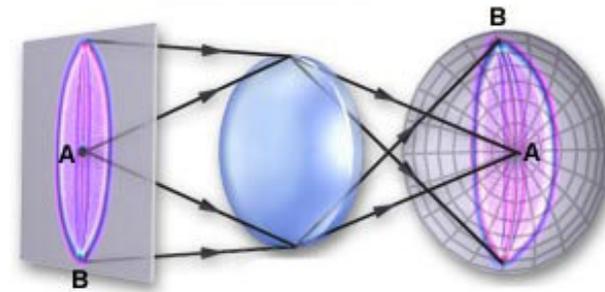


Aberrations optiques

Coma



Courbure de champ



Correction des aberrations

Quelques définitions..

Type d'objectif	Correction aberration sphérique	Correction aberration chromatique	Correction planéité du champ
Achromat	1 couleur	2 couleurs	non
Apochromat	3-4 couleurs	4-5 couleurs	non
Fluorite	2-3 couleurs	2-3 couleurs	non
Plan	---	---	oui
Plan-Apo	3-4 couleurs	4-5 couleurs	oui

Le microscope optique



Les différents composants du microscope optique

Trajets optiques en lumière blanche

Trajets optiques en fluorescence

Résolution

Les capteurs

Microscopie en lumière blanche



August Köhler
(1866-1948)

Alignement de Köhler (1893)

Centrage des lentilles et diaphragmes du chemin optique

- ✓ **Illumination homogène de l'échantillon**
Réglage de l'ouverture du diaphragme de champ
- ✓ **Optimisation de la résolution et du contraste**
Réglage de l'ouverture du diaphragme d'ouverture

Trajets optiques dans l'illumination de Köhler

2 séries de plans focaux conjugués

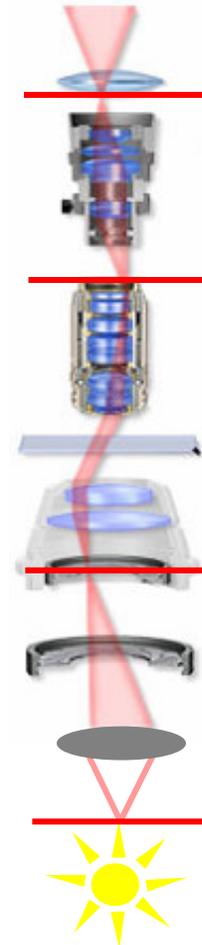
Chaque point de la source illumine tous les points de l'objet

Tous les points de la source illuminent un point de l'objet

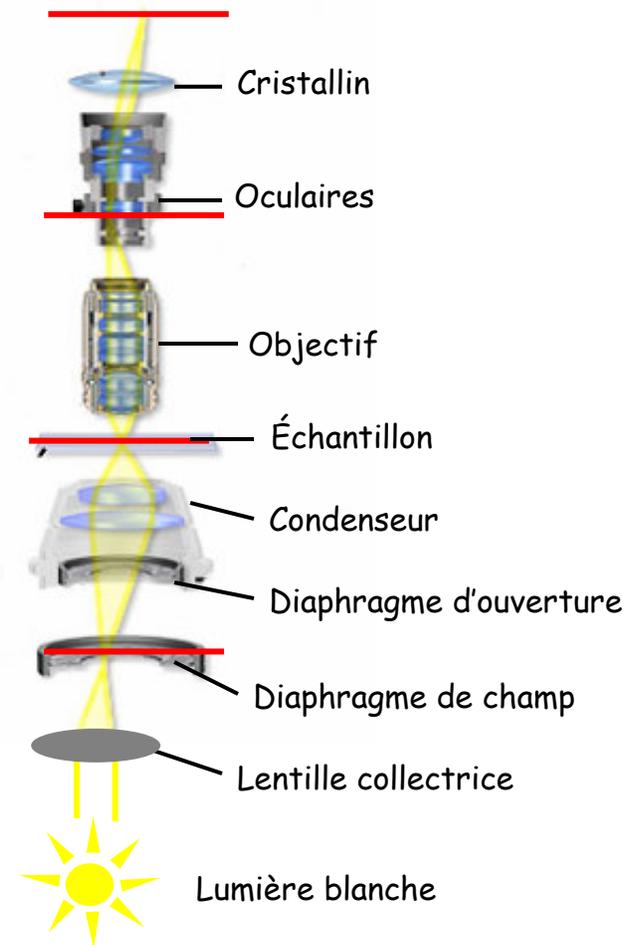


Illumination homogène de l'échantillon

Optimisation de la résolution et du contraste

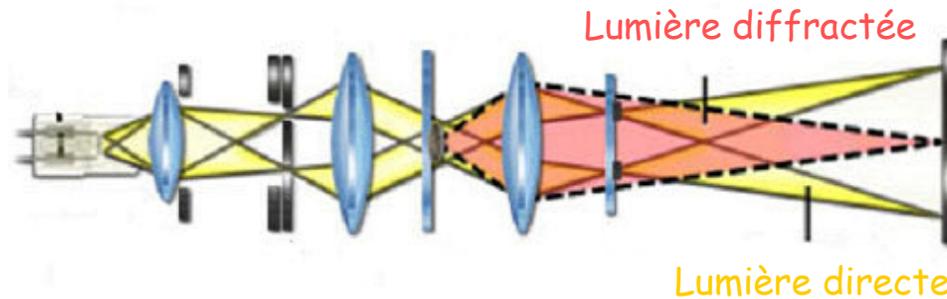


Trajet conoscopique
(Illumination)

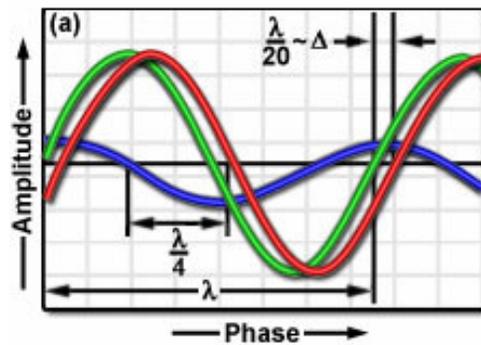


Trajet orthoscopique
(Formation de l'image)

Pourquoi le contraste est-il mauvais en lumière blanche ?



La lumière diffractée possède un retard de phase d' $\frac{1}{4}$ de longueur d'onde par rapport à la lumière directe



D : onde diffractée
S : onde directe
P : onde résultante

$$P = S + D$$

L'œil humain est sensible uniquement aux différences d'amplitude (intensité) et pas aux différences de phase.

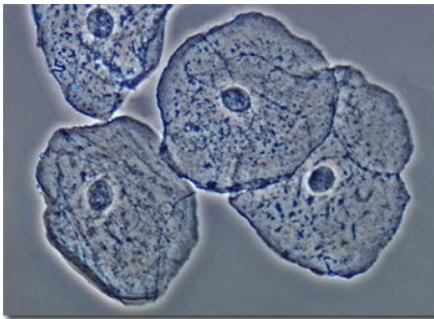
➡ Les objets transparents présentent peu ou pas de contraste.

Augmenter le contraste en microscopie en lumière blanche

En transformant les différences d'indices de réfraction en différences d'intensité, on augmente le contraste des échantillons transparents.

✓ Contraste de phase

Zernike, 1934

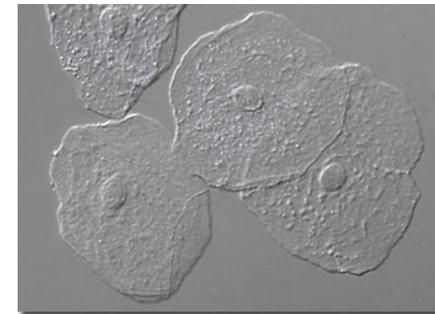


Köhler

- + anneau de phase
- + diaphragme annulaire

✓ Contraste interférentiel

Nomarski, 1955



Köhler

- + polariseur/analyseur
- + prismes de Wollaston

Le contraste de phase

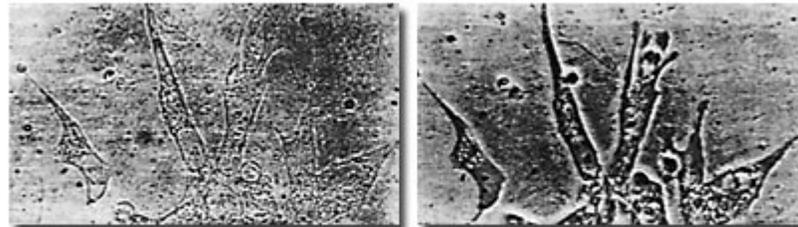


Frits Zernike
(1888-1966)

Décrit par Fritz Zernike en 1934, prix Nobel en 1953

Technique qui permet d'obtenir des images contrastées à partir d'échantillon transparents.

Original Phase Contrast Photomicrographs of Human Cells



Brightfield

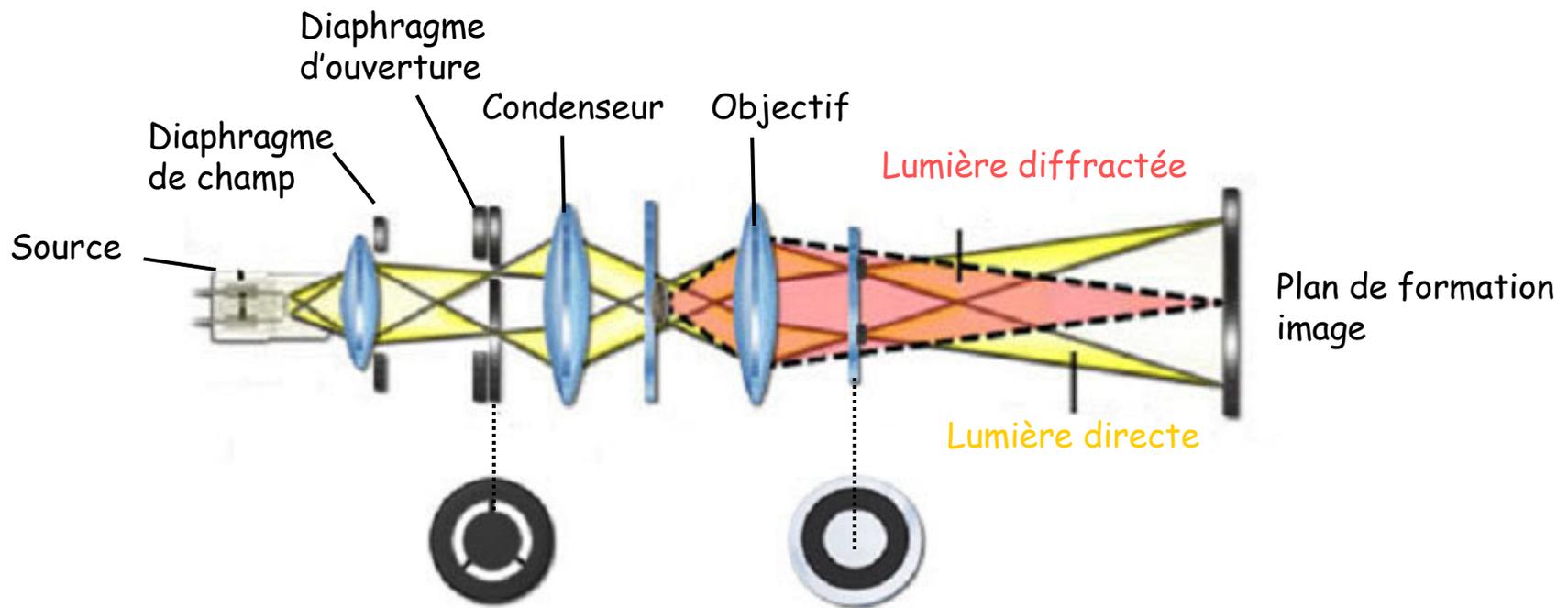
Figure 1

Phase Contrast

Transformer des différences de phase en différences d'intensité

Utilisé pour l'observation de cellules vivantes, micro-organismes, coupes de tissus, organites cellulaires.

Trajets optiques en contraste de phase



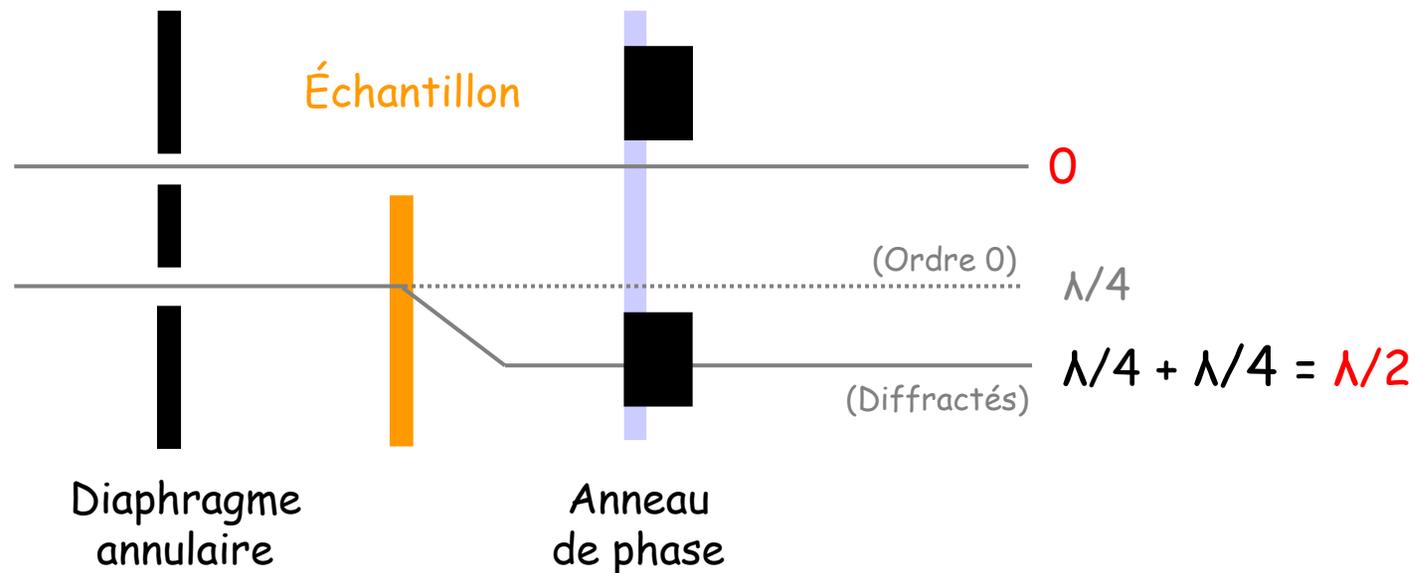
Diaphragme annulaire

Dans le plan focal objet du condenseur
Créé un cône creux de lumière qui
illumine l'échantillon

Anneau de phase

Dans le plan focal arrière de l'objectif
Verre transparent \longrightarrow 0
Masque absorbant \longrightarrow $\lambda/4$

Principe du contraste de phase positif



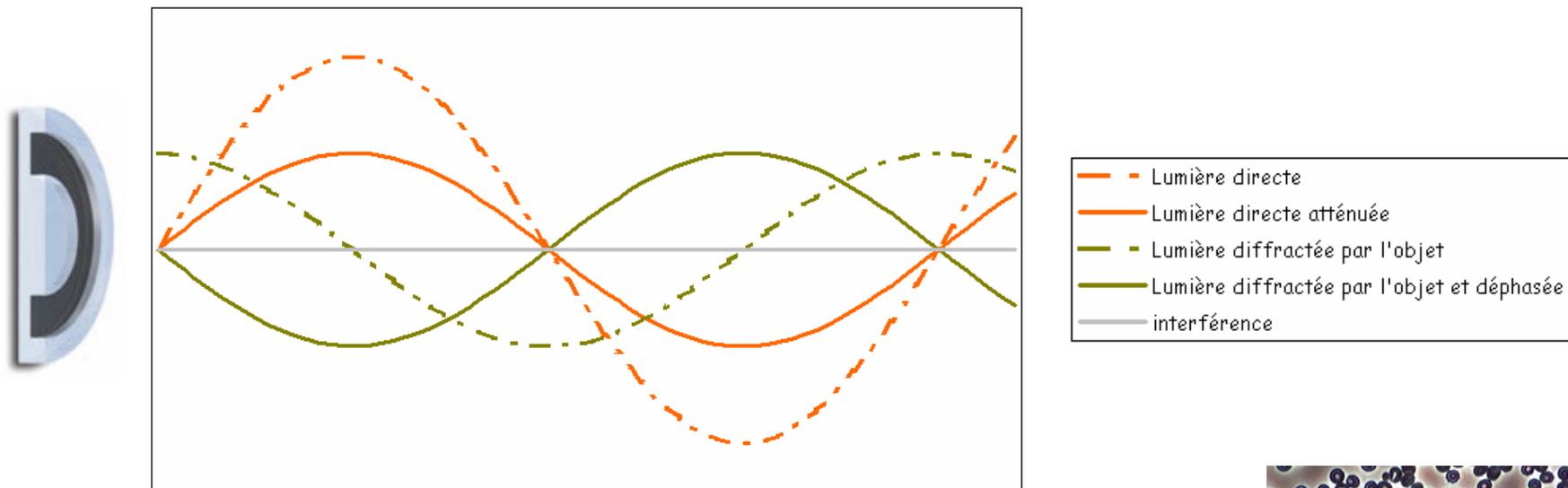
Les rayons qui ne traversent pas l'échantillon ne subissent pas de retard de phase

Les rayons qui traversent l'échantillon subissent un retard de phase de $\lambda/4$

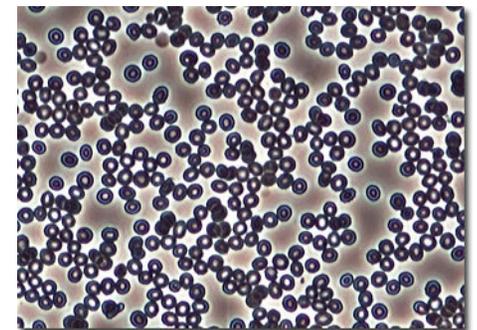
Les rayons diffractés au passage dans l'échantillon traverseront le masque absorbant de l'anneau de phase où ils subiront un retard de phase de $\lambda/4$.

Principe du contraste de phase positif

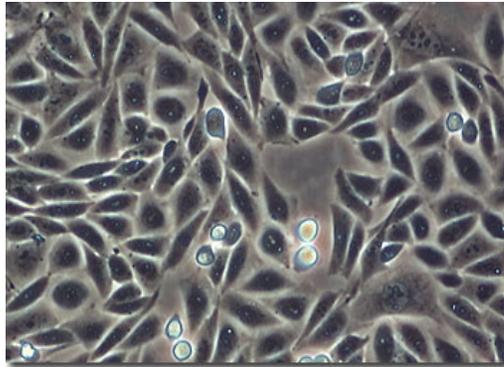
Le centre de la plaque de phase diminue l'amplitude de la lumière directe de façon à ce qu'elle puisse interférer avec la lumière diffractée et déphasée par l'objet



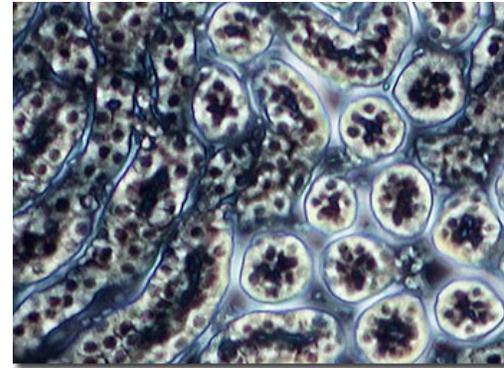
➔ **Création d'interférences destructives.
Les objets apparaissent en noir sur fond clair**



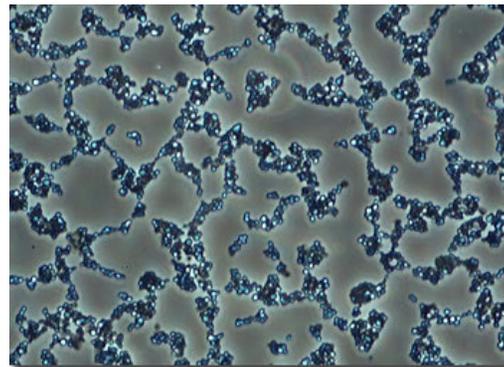
Images en contraste de phase



Cellules CHO en culture



Coupe de rein de souris



Sacharomyces cerevisiae

Le DIC : Differential Interference Contrast



Georges (Jerzy) Nomarski
(1919-1997)

Les différences de chemin optique sont transformées en différences d'intensité

OPD : Optical Path Difference

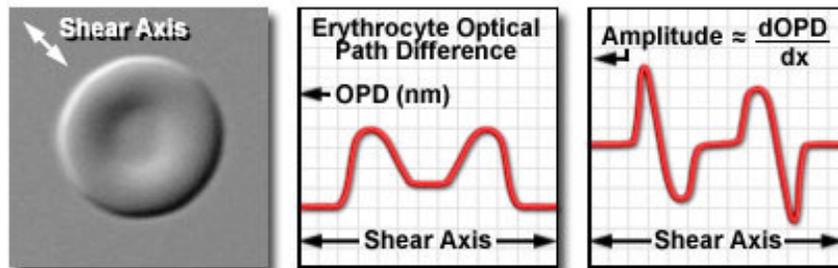
$$OPD = (n_2 - n_1) \times T$$

n_2 : indice réfraction échantillon

n_1 : indice réfraction milieu

T : épaisseur de l'échantillon

Specimen Optical Path Difference and DIC Amplitude Profile



$$\text{Intensité} \sim \frac{dOPD}{dX}$$

L'intensité des images de contraste interférentiel est équivalente à la dérivée première de la différence de chemin optique

➡ Image d'un objet transparent apparaît en « pseudo volume »

Utilisé pour l'observation de cellules vivantes, micro-organismes, coupes de tissus, organites cellulaires.

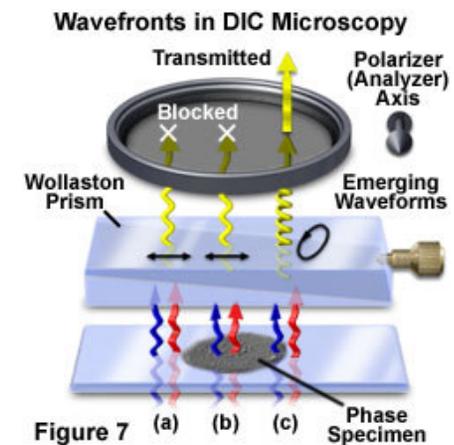
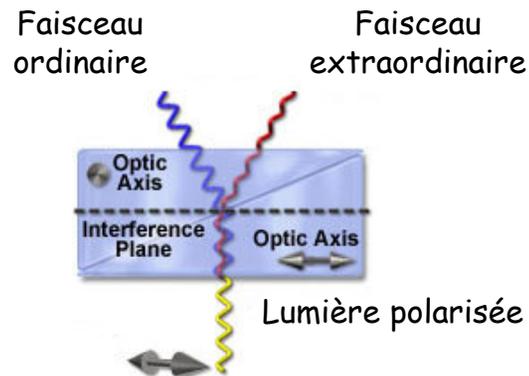
Principe du contraste interférentiel

Polariseur

Polarise la lumière provenant de la source

Prisme de Wollaston

Sépare la lumière provenant de la source en deux faisceaux orthogonaux et très proches

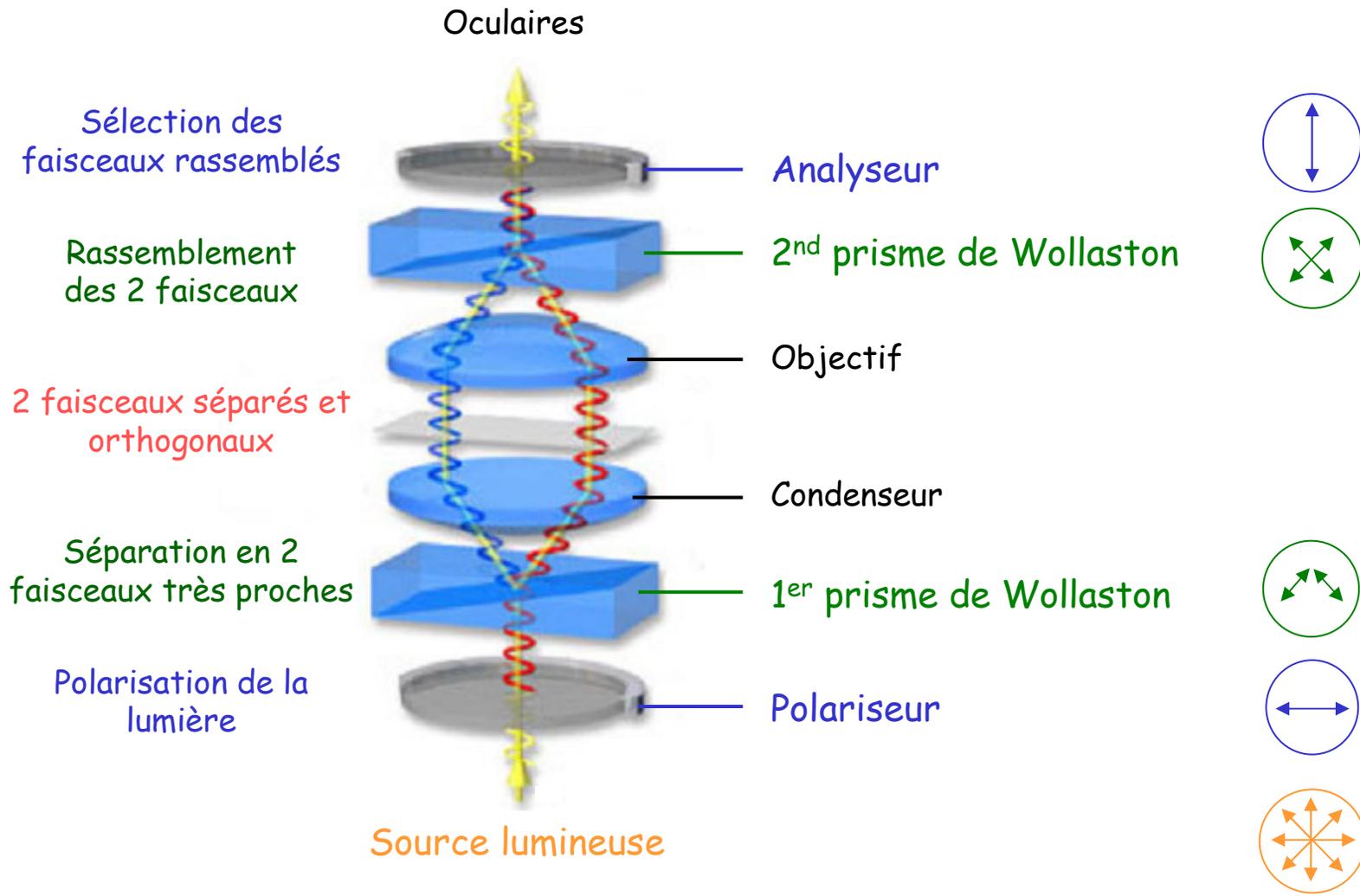


Analyseur

Bloque la lumière provenant de la source

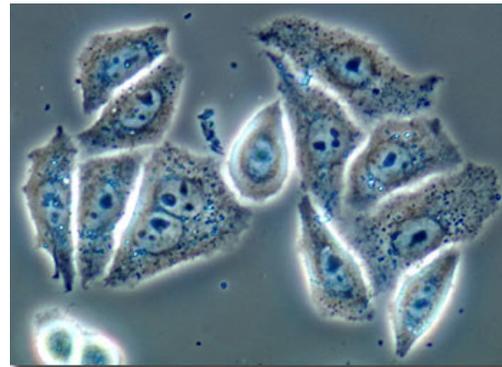
Laisse passer uniquement la lumière déviée par l'échantillon

Trajets optiques en DIC



Images en contraste interférentiel

Cellules Hela en culture



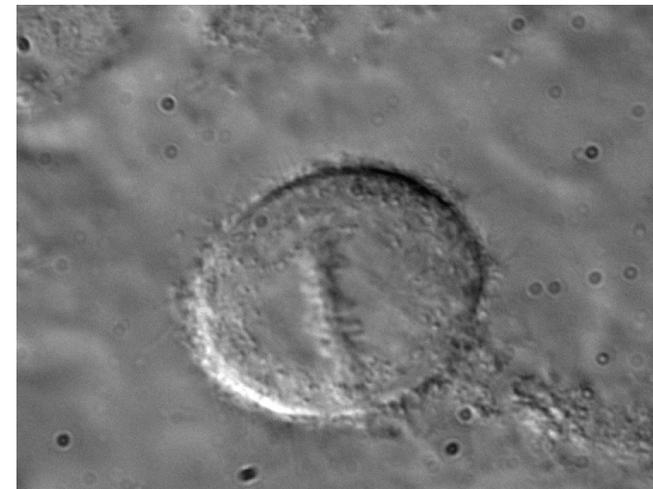
Contraste de phase



DIC



Cellules 3T3 en culture



Cellule Hela en mitose
O.Bregerie, Hôpital Necker

Le microscope optique

Les différents composants du microscope optique

Trajets optiques en lumière blanche

Trajets optiques en fluorescence

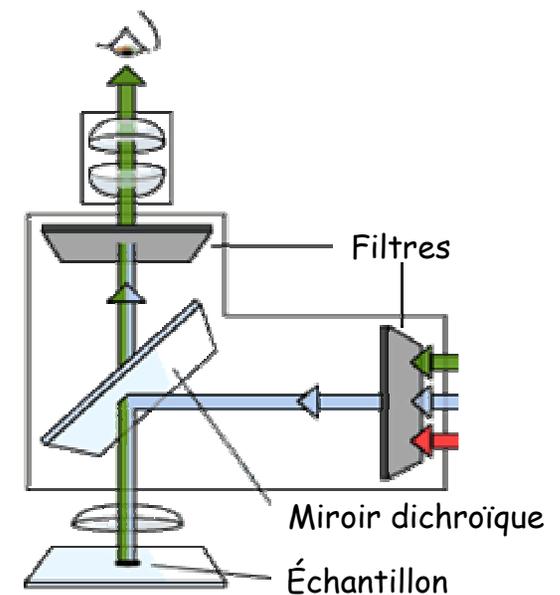
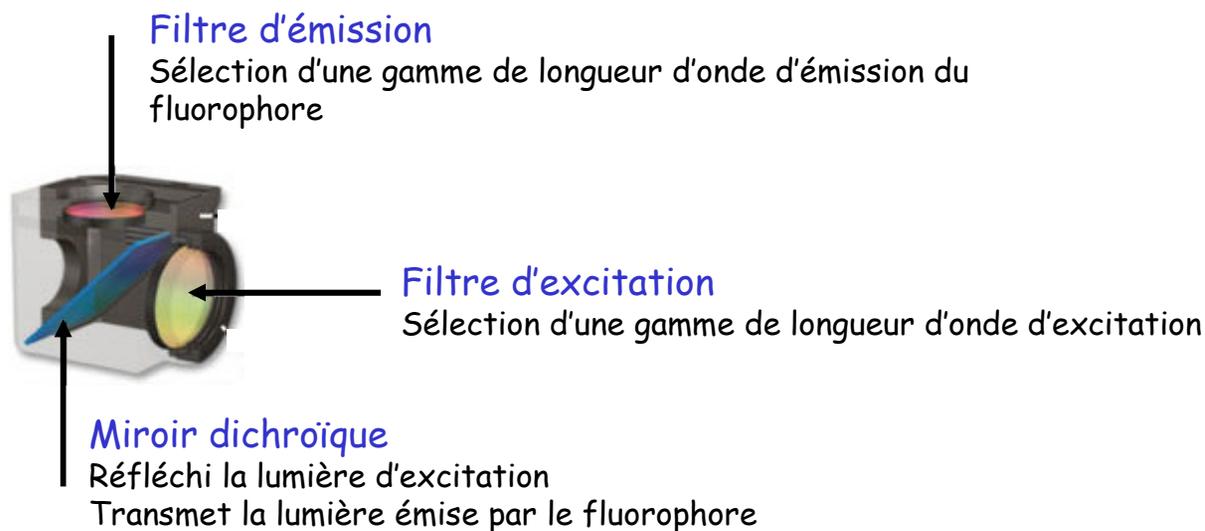
Résolution

Microscopie de fluorescence

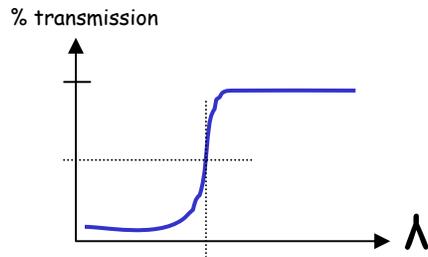
Diffusion, Absorption

↳ **Epi-illumination**

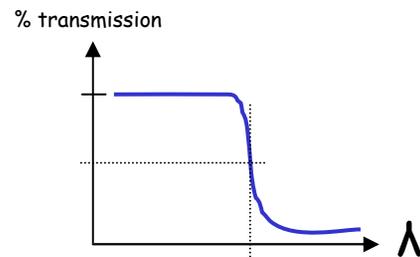
↳ Nécessité de séparer la lumière excitatrice de la lumière émise



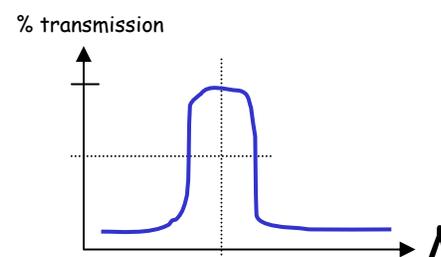
Les filtres de fluorescence



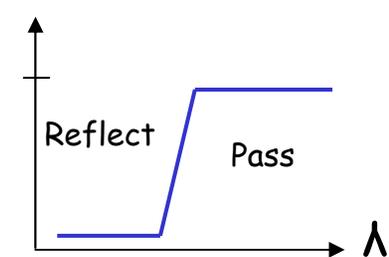
Long pass
LP 610
> 610 nm



Short pass
SP 560
< 560 nm

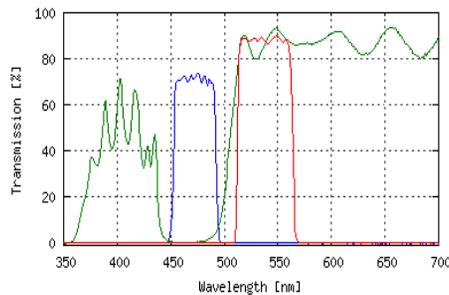


Band pass
BP 530/30
530 ± 15 nm

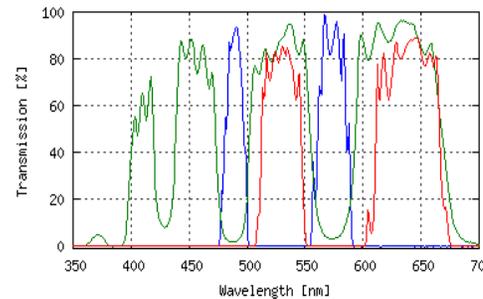


Miroir dichroïque
DM 460

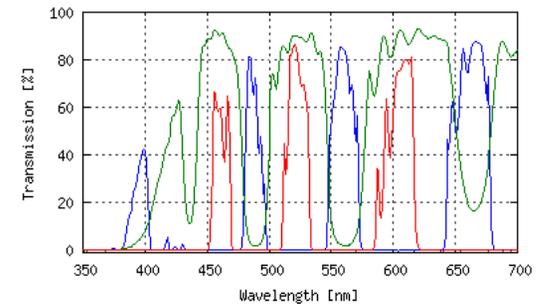
Blocs filtres



Bloc filtre « simple »



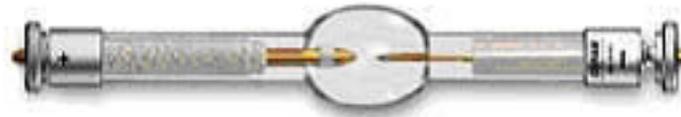
Bloc filtre « double »



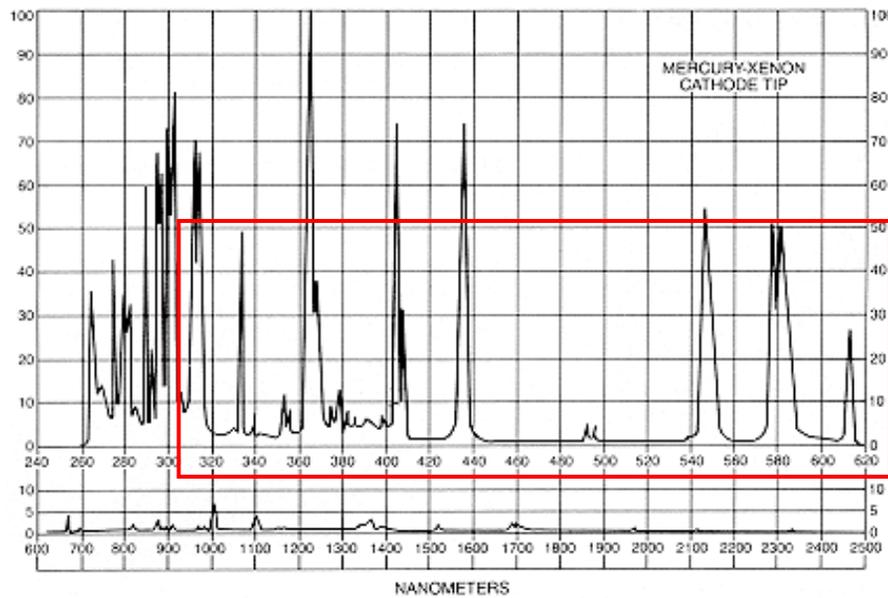
Bloc filtre « triple »

Sources lumineuses en fluorescence

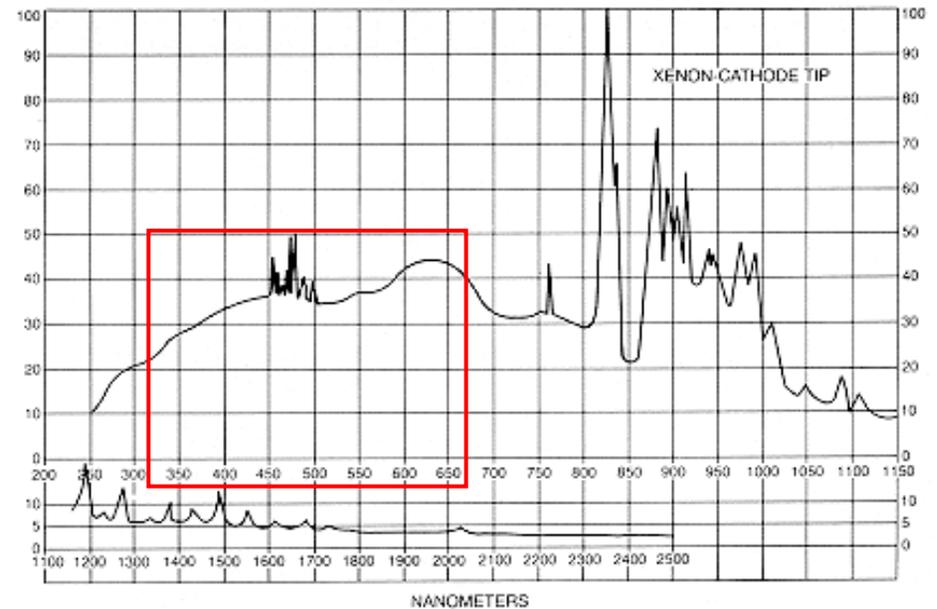
Les lampes à arc



Ampoule contenant un gaz (mercure, xénon) vaporisé par l'arc électrique



Lampe à vapeur de Mercure (Hg)

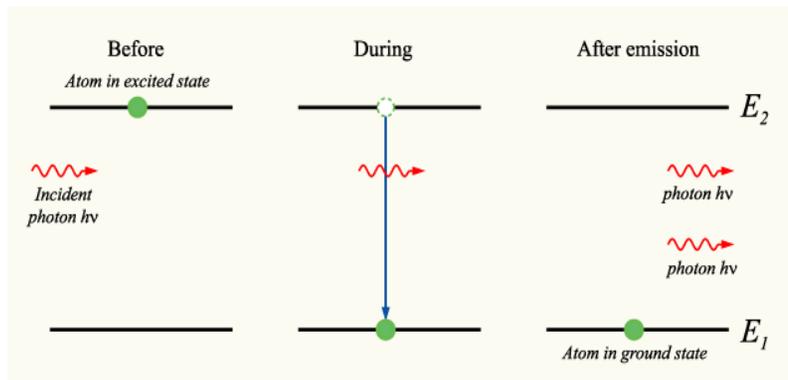


Lampe à vapeur de Xénon (Xe)

Sources lumineuses en fluorescence

Les LASER

Light Amplified by Stimulated Emission of Radiations



Emission stimulée :

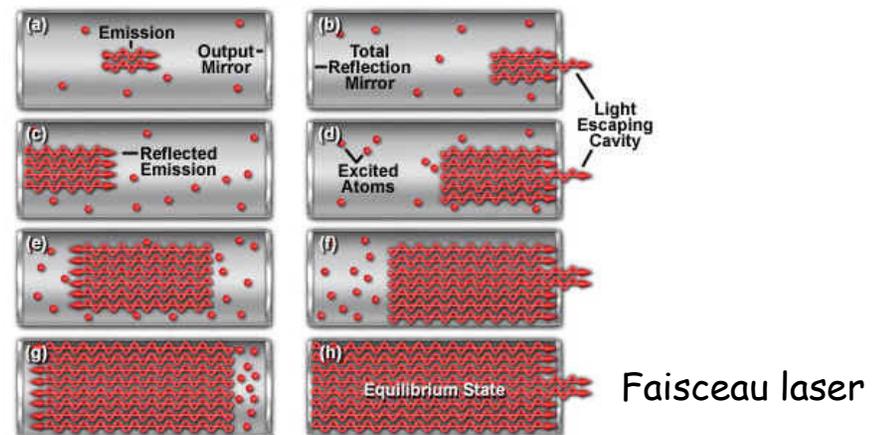
Un photon interagissant avec un atome retournant à l'état fondamental produit 2 photons.

Pompage :

La lumière ou l'électricité sont utilisés pour exciter le milieu amplificateur

Amplification :

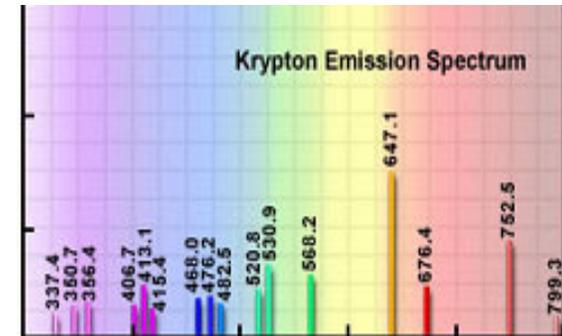
Miroirs aux extrémités dont un semi transparent



Les différents types de LASERs

LASER à gaz

Argon, Krypton, Hélium Néon,
Argon ion...



LASER solides

Cristal Ti:Sa

Accordables en longueur d'onde
(700-1000 nm)

Cristal dioxyde de silicium
(diodes laser)

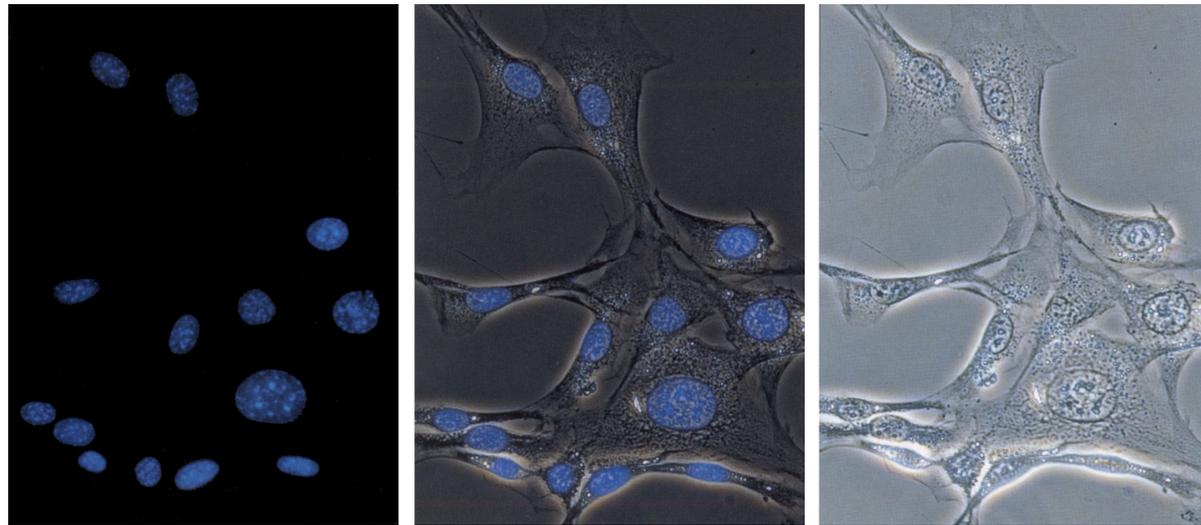
405 nm, 488 nm, 561 nm...

LASER liquides

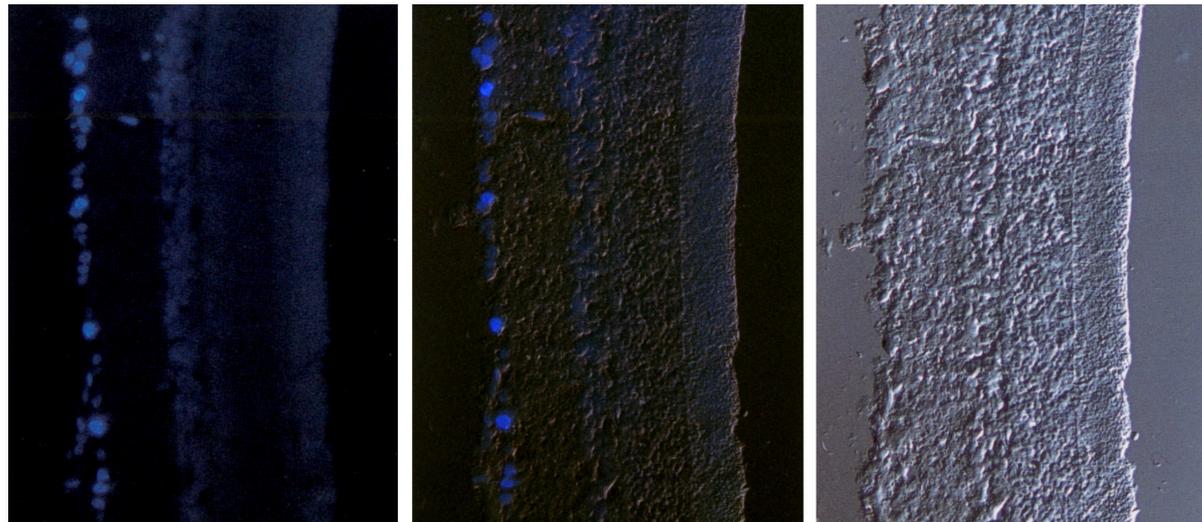
Laser à colorant (Rhodamine, ...)

Images en lumière blanche + fluorescence

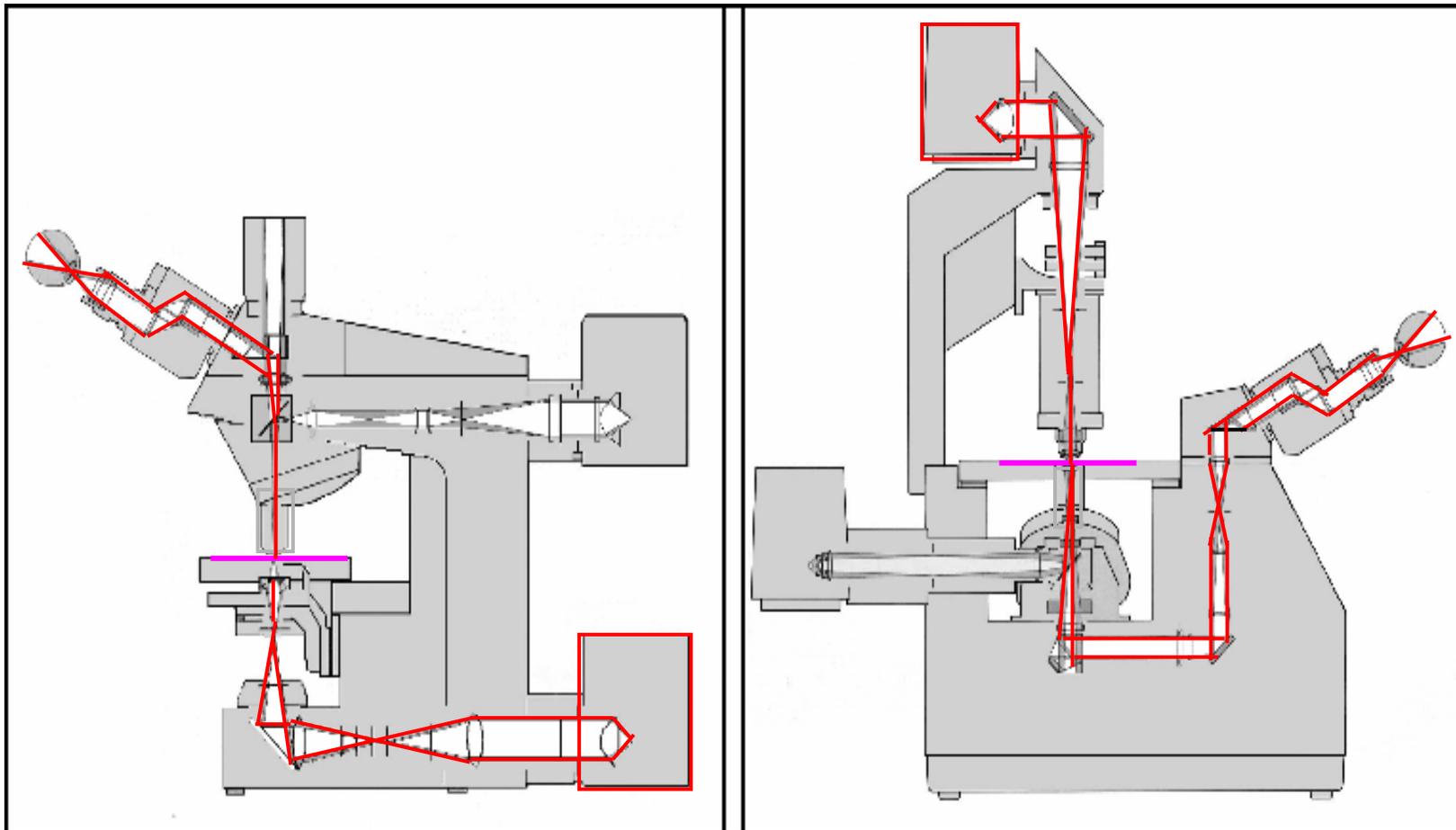
Contraste de phase
+
fluorescence



DIC
+
fluorescence



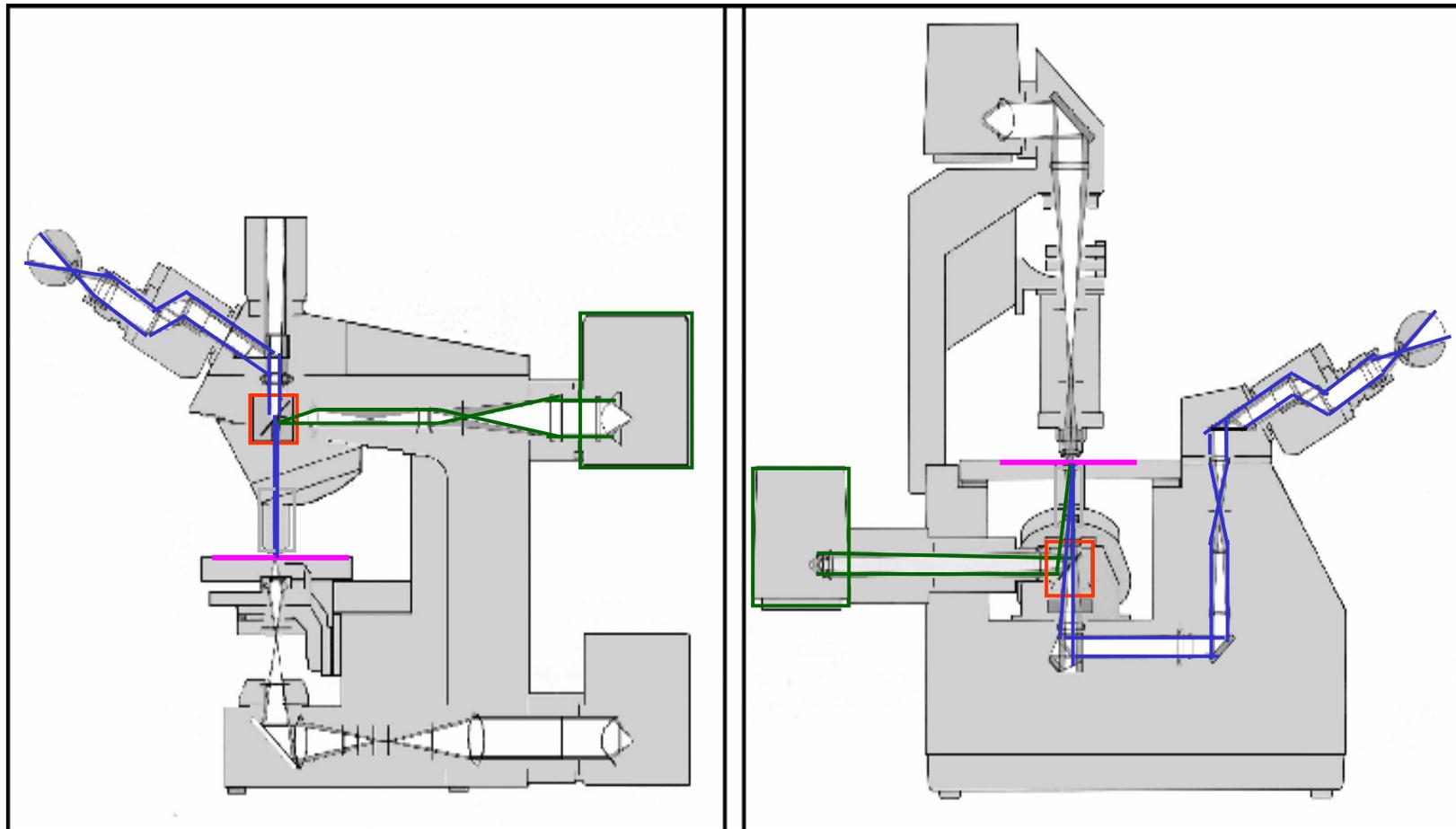
Trajets optiques en lumière blanche



Droit

Inversé

Trajets optiques en fluorescence



Droit

Inversé

Le microscope optique

Les différents composants du microscope optique

Trajets optiques en lumière blanche

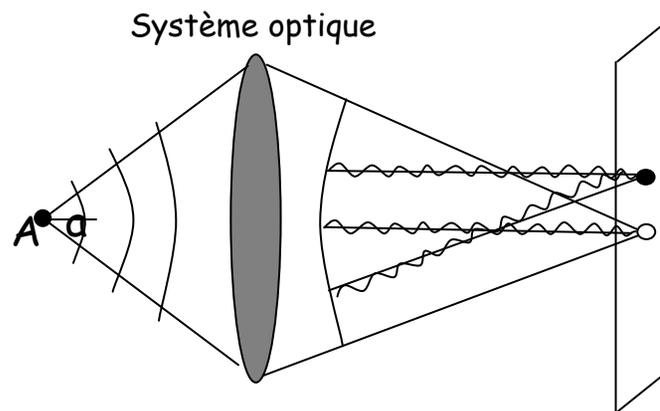
Trajets optiques en fluorescence

Résolution

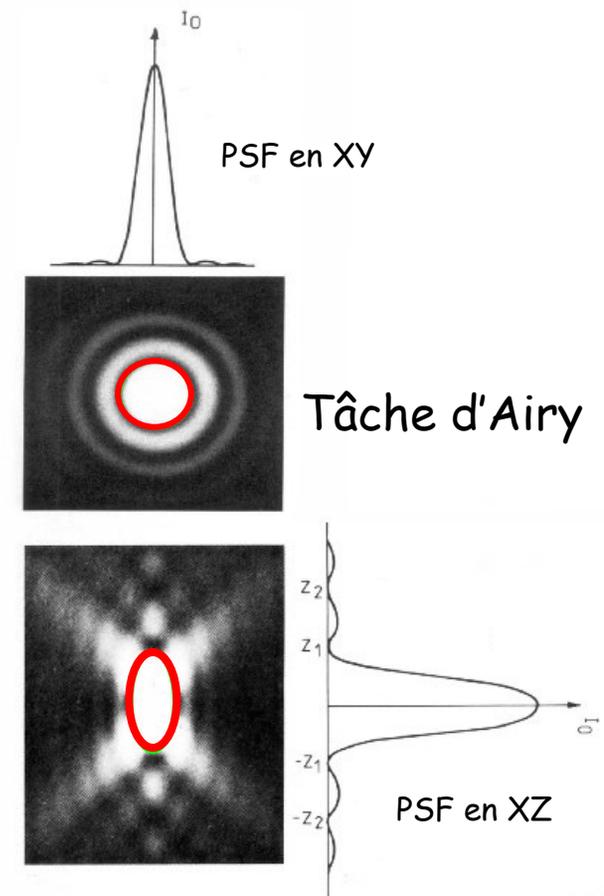
La Point Spread Function (PSF)

Image d'un point à travers un système optique

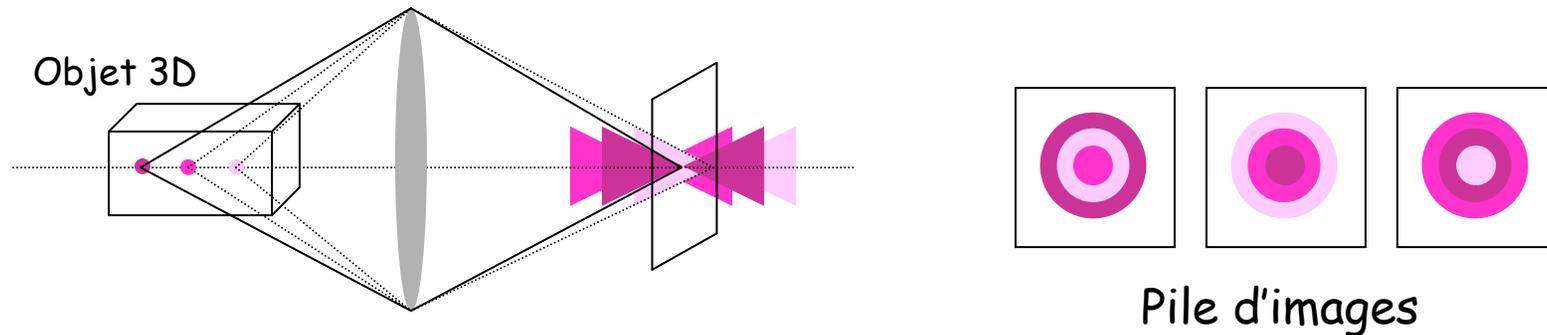
L'image d'un point n'est pas un point...



Diffraction + interférences → Tâche d'Airy



Acquisition d'une pile d'images



Dans chaque plan :

Tâche centrale des points du plan

+ anneaux de diffraction des points situés dans plans supérieurs et inférieurs..



Cellule HeLa,
Marquage Tau-GFP + DAPI

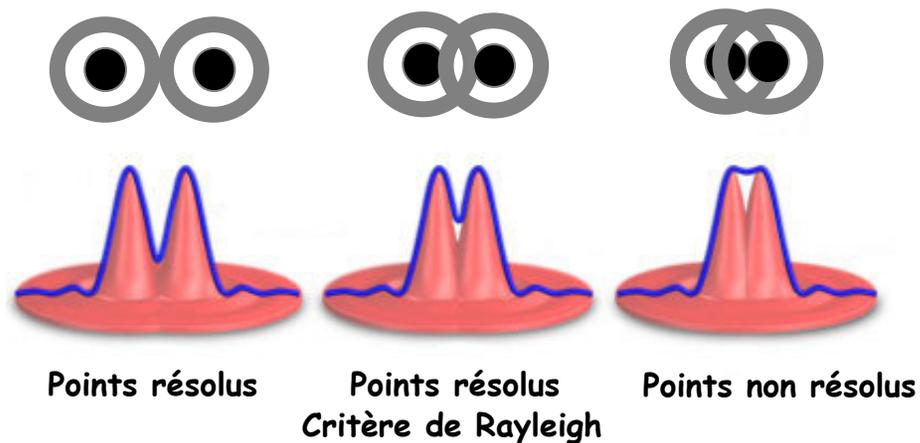
→ Flou, diminution du contraste..

Résolution optique

Plus petite distance entre deux points de même intensité permettant de les discriminer

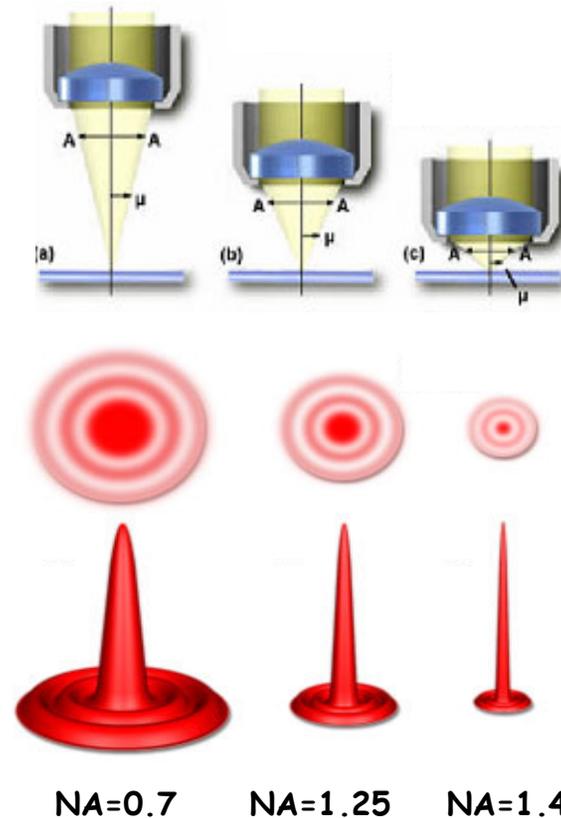
Critère de Rayleigh :

Tâche d'Airy d'un point coïncide avec la 1^{ère} frange sombre du point adjacent.



	Wide field	Confocal	
Résolution latérale	$d_{xy} = 0,61 \lambda / NA$	$d_{xy} = 0.46 \lambda / NA$	+ 25 %
Résolution axiale	$d_z = 2 \lambda n / NA^2$	$d_z = 1.4 n \lambda / NA^2$	+ 30%

Résolution et ouverture numérique



Plus NA importante, plus la tâche d'Airy sera étroite
et meilleure sera la résolution

Utilité de la PSF

- ✓ Connaître les déformations optiques du système pour corriger les images

→ Déconvolution

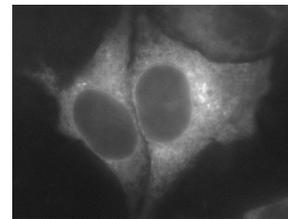
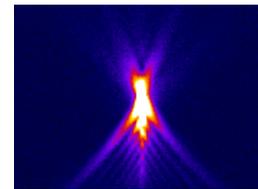


Image brute



PSF

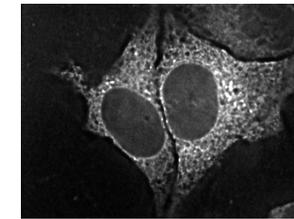
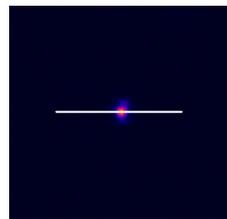
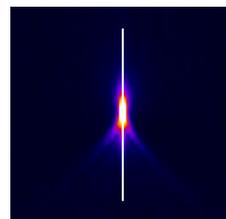


Image déconvoluée

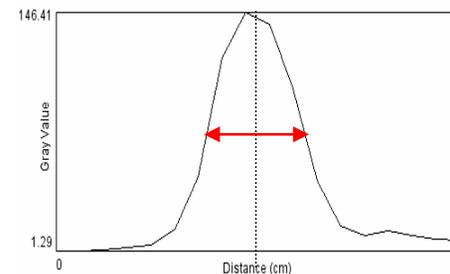
- ✓ Mesure de la résolution du système



XY

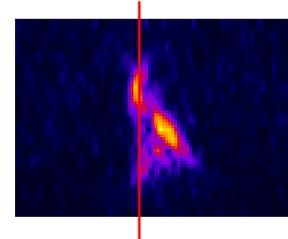
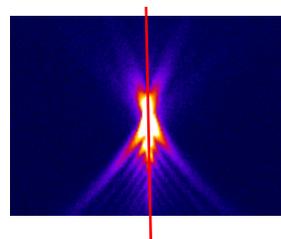


XZ



Résolution du système
=
largeur à mi-hauteur

- ✓ Évaluation de la qualité du système



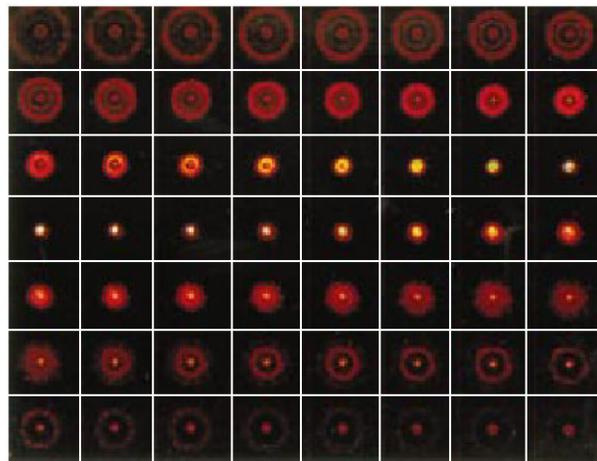
Défaut d'alignement des optiques

Mesure de la PSF

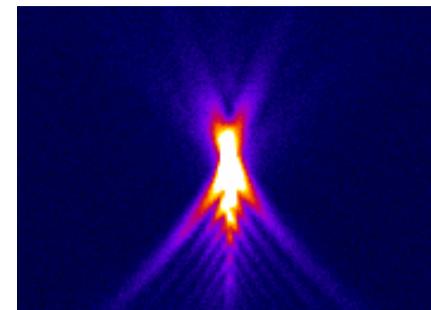
Utilisation de billes fluorescentes de diamètre inférieur à la résolution optique (170nm). (PS-Speck, Molecular Probes-Invitrogen)

Acquisition d'un stack aux résolutions axiale et latérale de l'objectif

Reconstruction des sections XZ



Images XY



Section XZ

Si déconvolution : Mesure à faire dans les mêmes conditions que l'acquisition des images.

Capteurs



2 types de capteurs utilisés en microscopie :

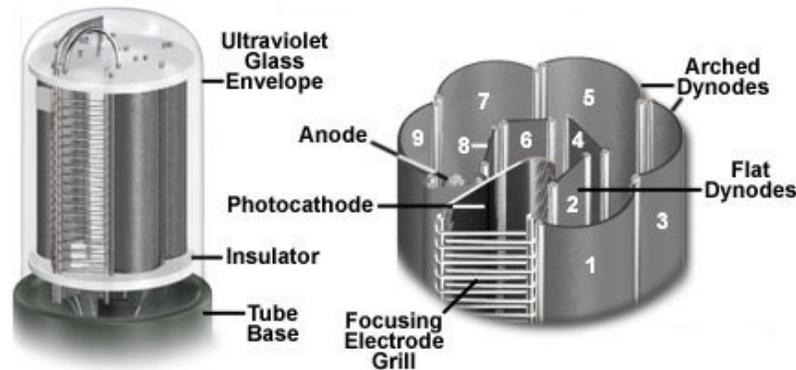
Point par point

Balayage de l'échantillon
Photomultiplicateur

Capteurs plans

Matrice de capteurs élémentaires : pixels
Caméras CCD (Charge Coupled Device)

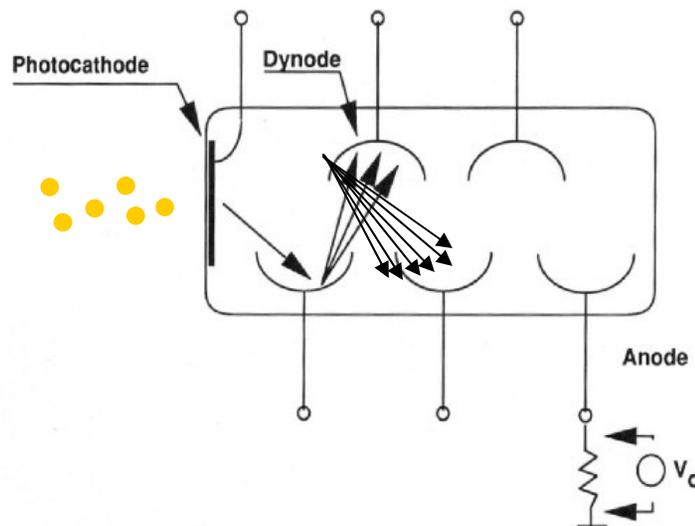
Structure d'un photomultiplicateur (PMT)



Aucune résolution spatiale

Détecte des intensités lumineuses

La position spatiale est déterminée par la position des galvanomètres

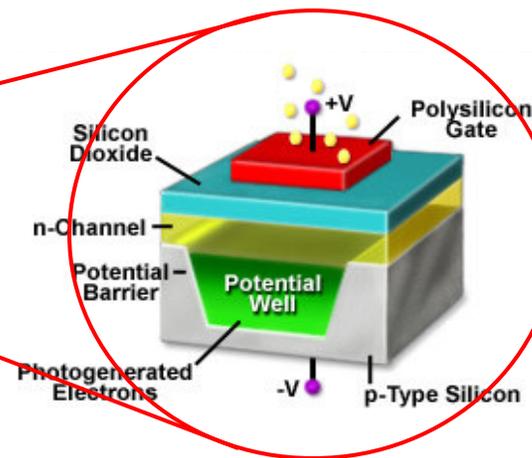
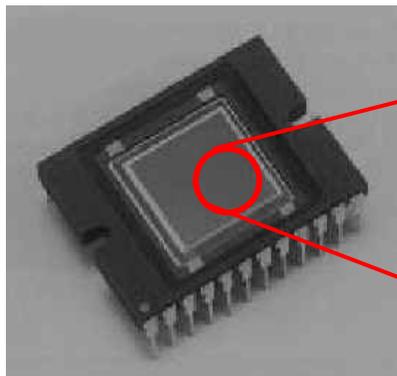


D'un photon à une avalanche d'électrons

→ Numérisation

Structure d'un CCD

Capteur CCD = matrice de cellules photosensibles 1392*1040 pixels



Photons → Électrons → Registre de lecture → Convertisseur analogique/numérique

3 types de capteurs selon mode de lecture des charges