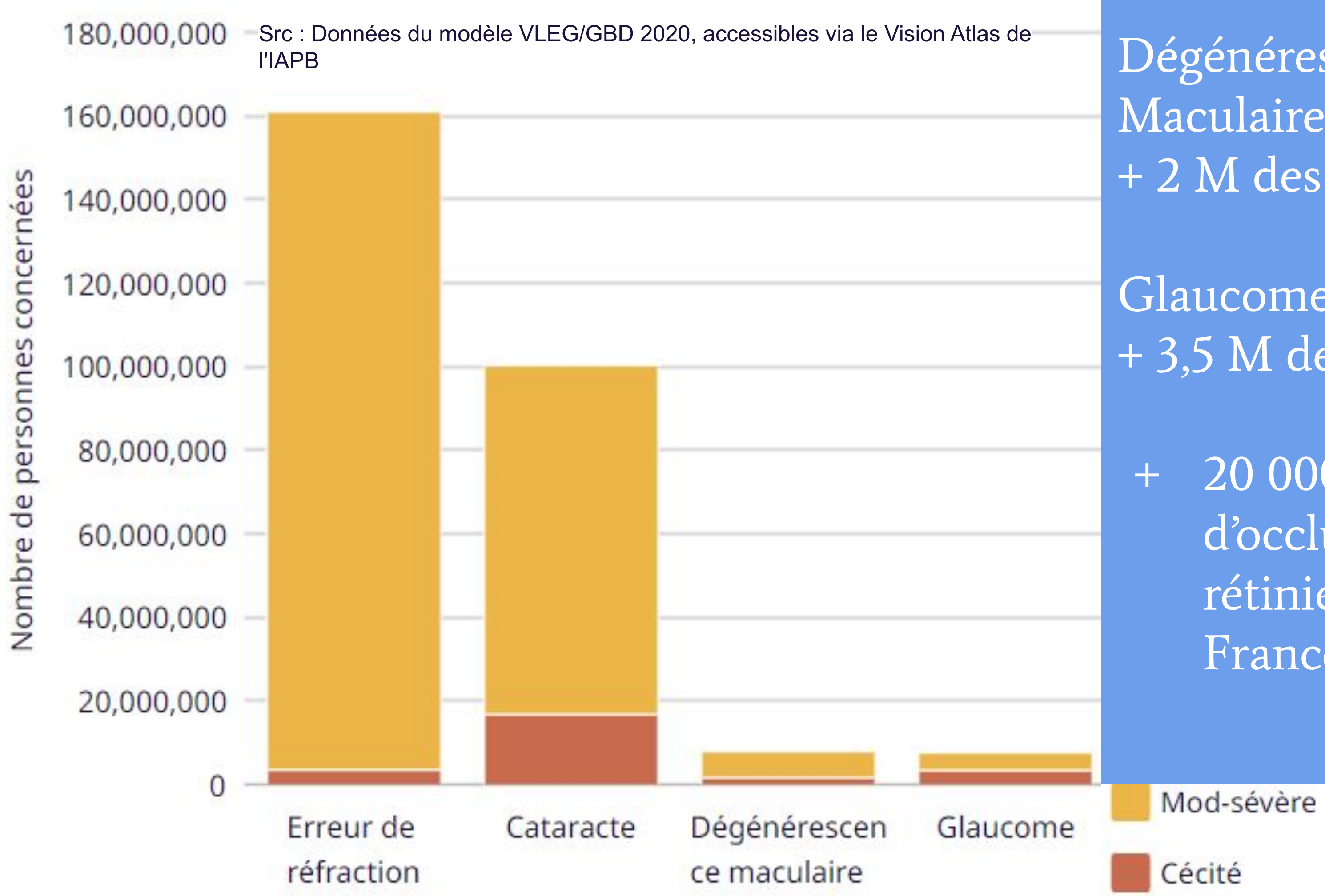
Principe et application de la vélocimétrie Doppler en hémodynamique ophtalmologique

Candidat 17763: Guillaume EYMERY

Session 2022

Un apport dans le monde médical:

90 % des pertes de vision sont évitables ou traitables



Src : Données du modèle VLEG/GBD 2020, accessibles via le Vision Atlas de l'IAPB

Dégénérescence Maculaire:
+ 2 M des cas de cécité

Glaucome:
+ 3,5 M des cas de cécité

+ 20 000 cas d'occlusions veineuses rétiniennes par an en France

Comment mesurer efficacement la vitesse de circulation du sang dans un vaisseau rétinien ?

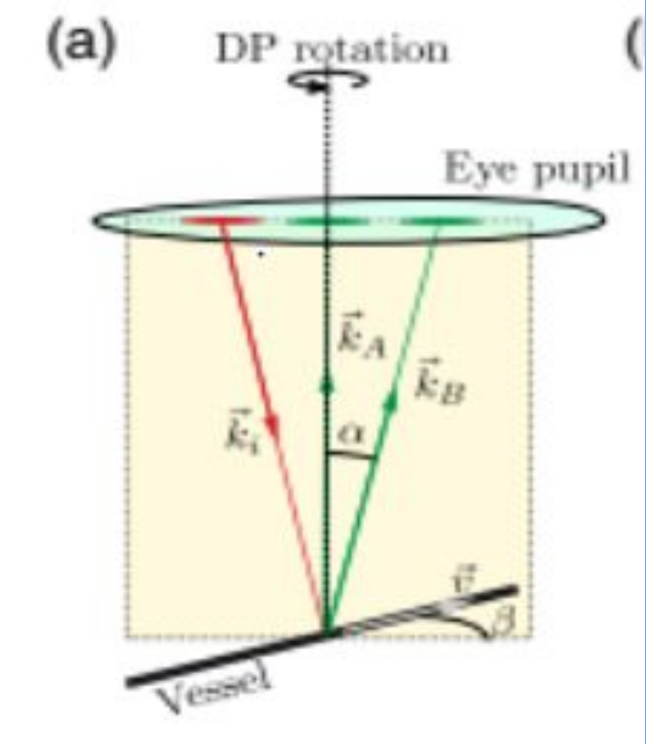
I) Présentation
1) Un apport dans le monde médical
2) Fonctionnement de l'AO LDV
3) La démarche retenue

II) Construction d'un modèle
1) Hypothèses pour l'étude
2) Doppler à un faisceau
3) Doppler à deux faisceaux, modèle retenu

III) Expérience
1) Le dispositif expérimental
Montage optique
Montage électrique
Montage hydraulique
2) Acquisition des données et limites expérimentales
3) Traitement des résultats

Conclusion

L'AO LDV:

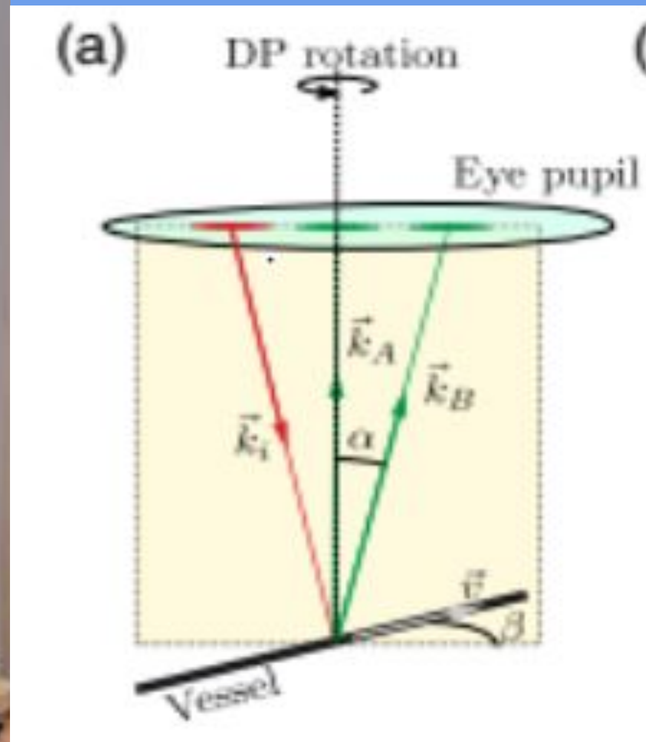


Adaptive Optics : image HD de la rétine

Laser Doppler Velocimetry: vitesse d'une globule rouge

RBF: Retinal Blood Flow

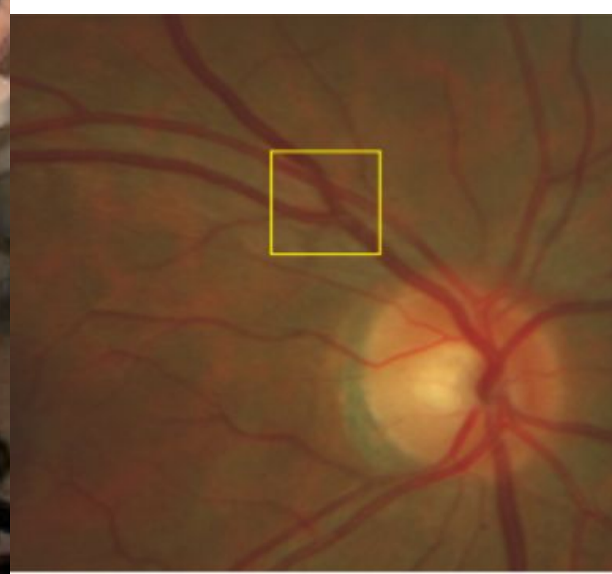
L’AO LDV:



Adaptive Optics : image HD de la rétine

Laser Doppler Velocimetry: vitesse d’une globule rouge

RBF: Retinal Blood Flow



La démarche retenue:

- **Déterminer** la vitesse d'une microparticule en écoulement permanent dans un cylindre

- **Proposer** un moyen plus précis permettant d'obtenir des mesures interprétables ainsi que les équations associées

- **Construire** un montage optoélectrique pour mesurer la vitesse d'une microparticule en écoulement

- **Comparer** le débit volumique mesuré avec celui de la pompe

Hypothèses de l'étude:

Hypothèses optiques

- R : référentiel galiléen (laboratoire)
- LASER fixe dans R
- Le LASER émet une OPPM
- P : particule du fluide en mouvement rectiligne uniforme dans R
- v : vitesse de P

Hypothèses hydrauliques

- Fluide transparent en écoulement permanent
- Conduite cylindrique de section constante
- Effets de bord négligés

Hypothèses de l’étude:

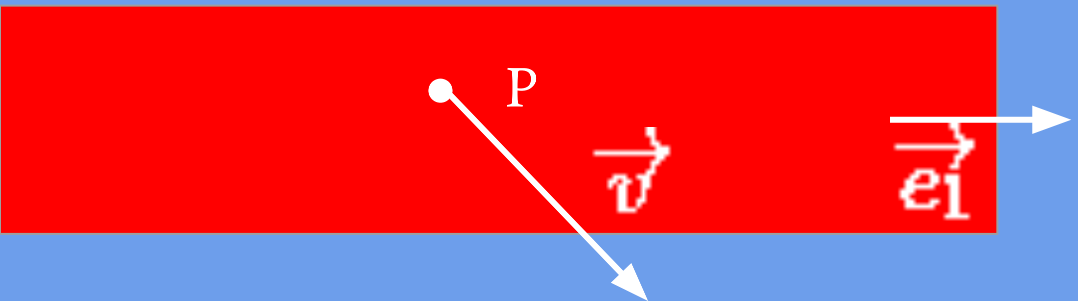
Hypothèses optiques

- R : référentiel galiléen (laboratoire)
- LASER fixe dans R
- Le LASER émet une OPPM
- P : particule du fluide en mouvement rectiligne uniforme dans R
- v : vitesse de P

Hypothèses hydrauliques

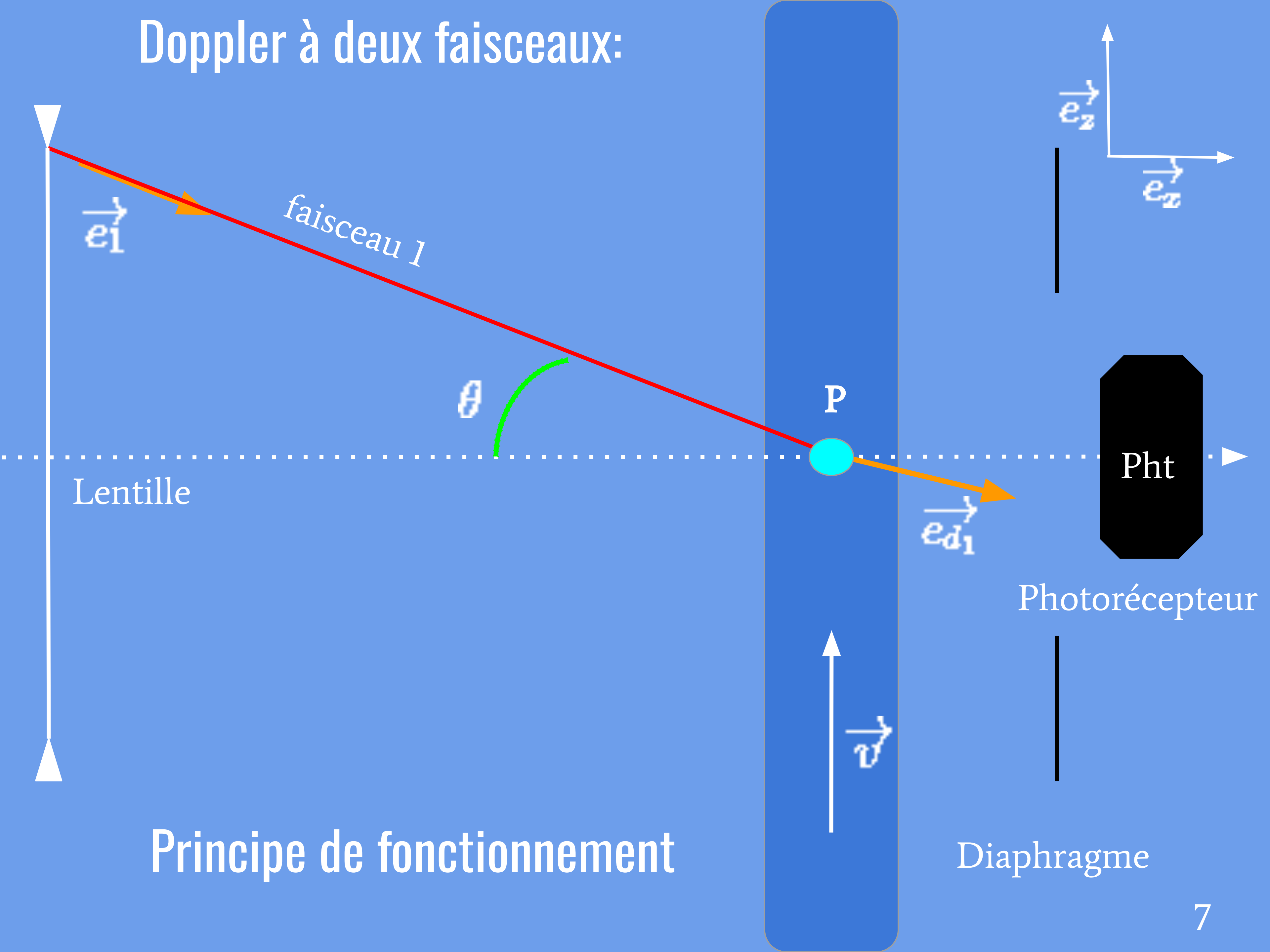
- Fluide laminaire transparent en écoulement permanent
- Conduite cylindrique de section constante
- Effets de bord négligés

Doppler à un faisceau:



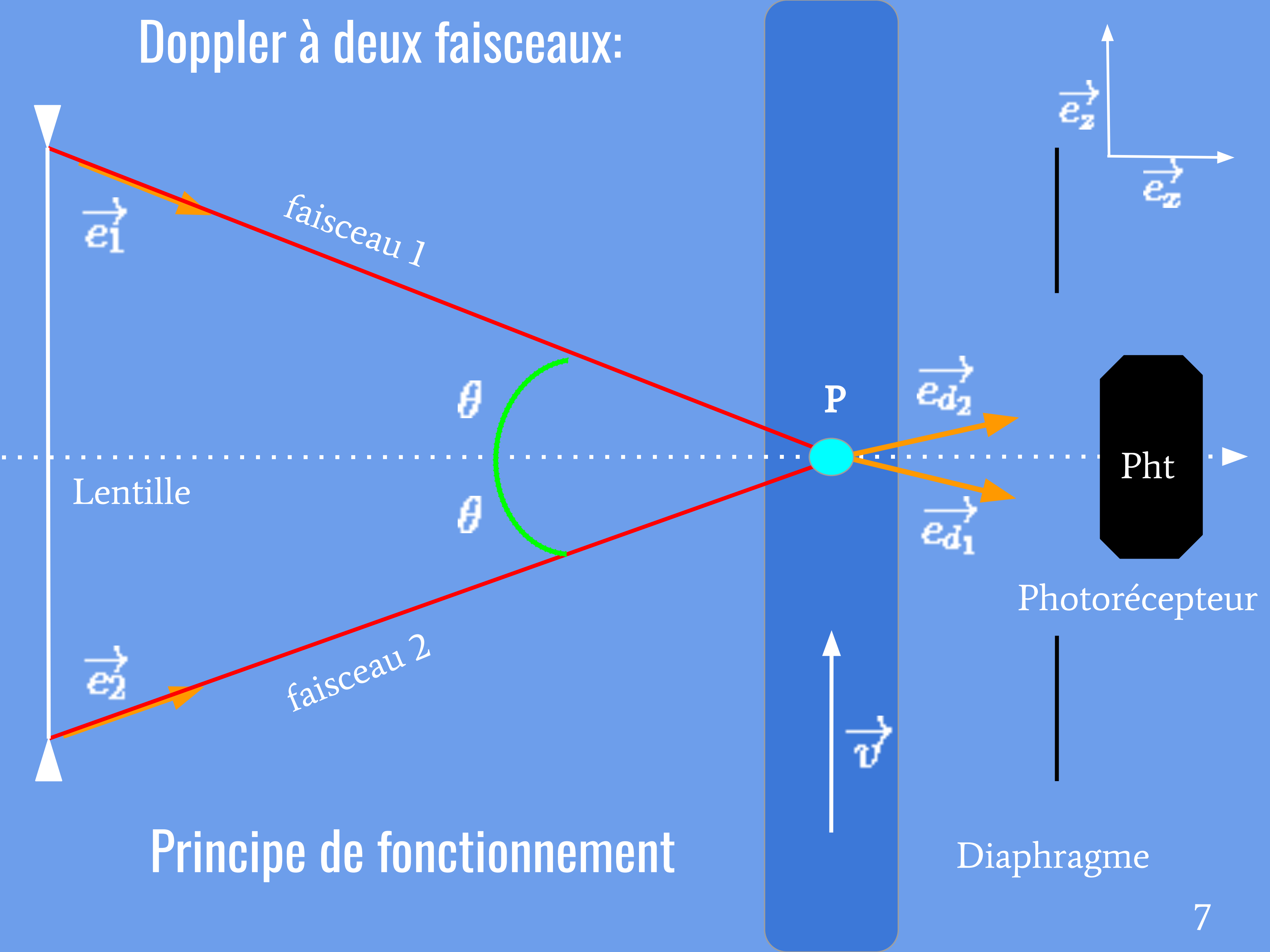
$$f_{P_1} = f_{e_1}\left(1 - \frac{\vec{e_1}\,.\,\vec{v}}{c_0}\right) \quad \boxed{*}$$

Doppler à deux faisceaux:



Principe de fonctionnement

Doppler à deux faisceaux:



Principe de fonctionnement

Doppler à deux faisceaux: modèle retenu (1/2)

Soient f_{P_1} et f_{P_2} les fréquences reçues par P

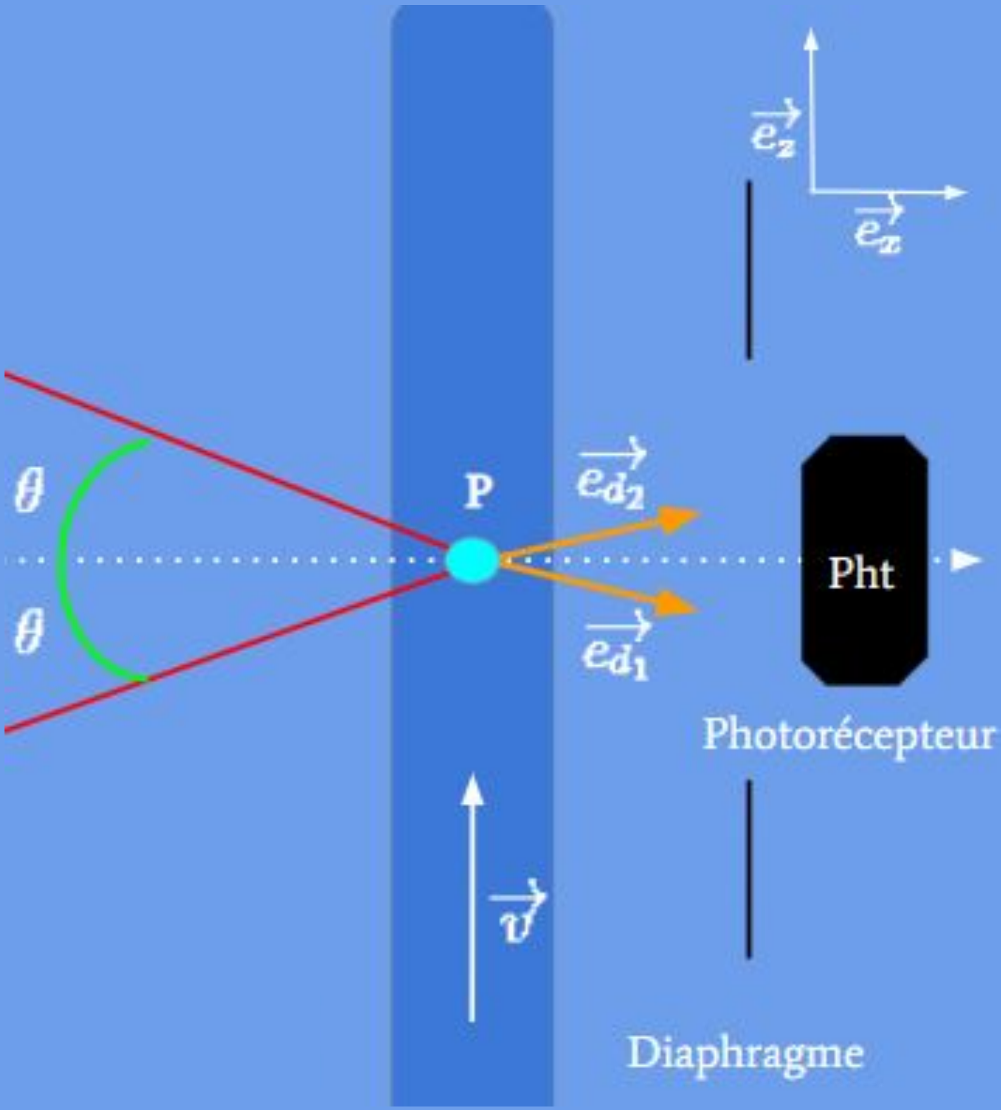
Avec $\boxed{*}$:

$$f_{P_1} = f_e\left(1 - \frac{\vec{e_1}.\vec{v}}{c_0}\right)$$

Soit f_{Pht} la fréquence reçue par la photodiode

Avec $\boxed{*}$ sur un référentiel R' en mouvement :

$$f_{Pht_1} = f_e\left(1 + \frac{\vec{e_{d_1}}.\vec{v}}{c_0}\right)\left(1 - \frac{\vec{e_1}.\vec{v}}{c_0}\right) \quad **$$



Doppler à deux faisceaux: modèle retenu (2/2)

DL1 $\boxed{**}$ en considérant $c_0 \gg \|\vec{v}\|$:

$$f_{Pht_1} \simeq f_e + \frac{(\vec{e_{d_1}} - \vec{e_1}).\vec{v}}{\lambda_e}$$

Avec le même raisonnement:

$$f_{Pht_2} \simeq f_e + \frac{(\vec{e_{d_2}} - \vec{e_2}).\vec{v}}{\lambda_e}$$

Ainsi:

$$\boxed{f_{Pht1} - f_{Pht_2} \simeq 2\frac{v.sin(\theta)}{\lambda_e}}$$

$$\boxed{f_{Pht_1} - f_{Pht_2} \simeq 2.\frac{v.\theta}{\lambda_e}}$$

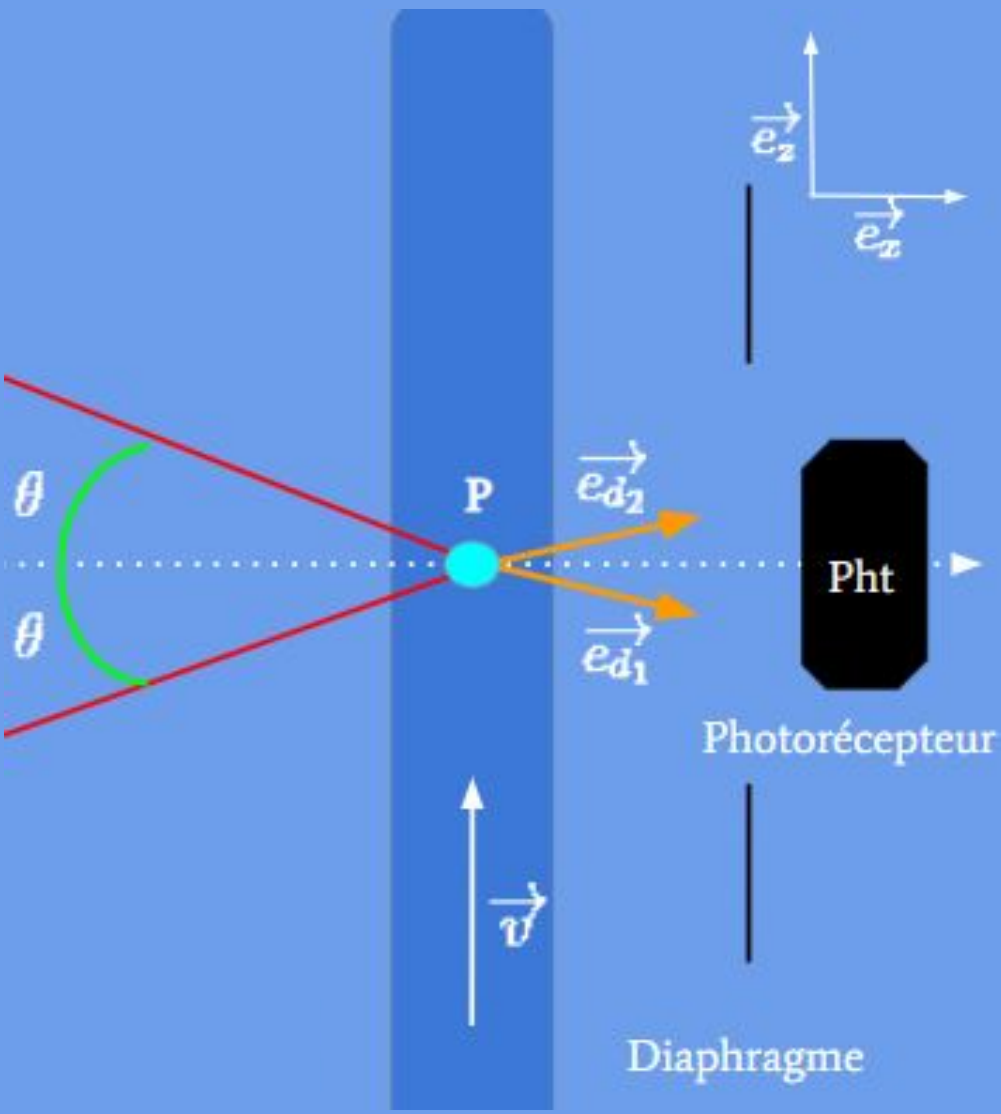
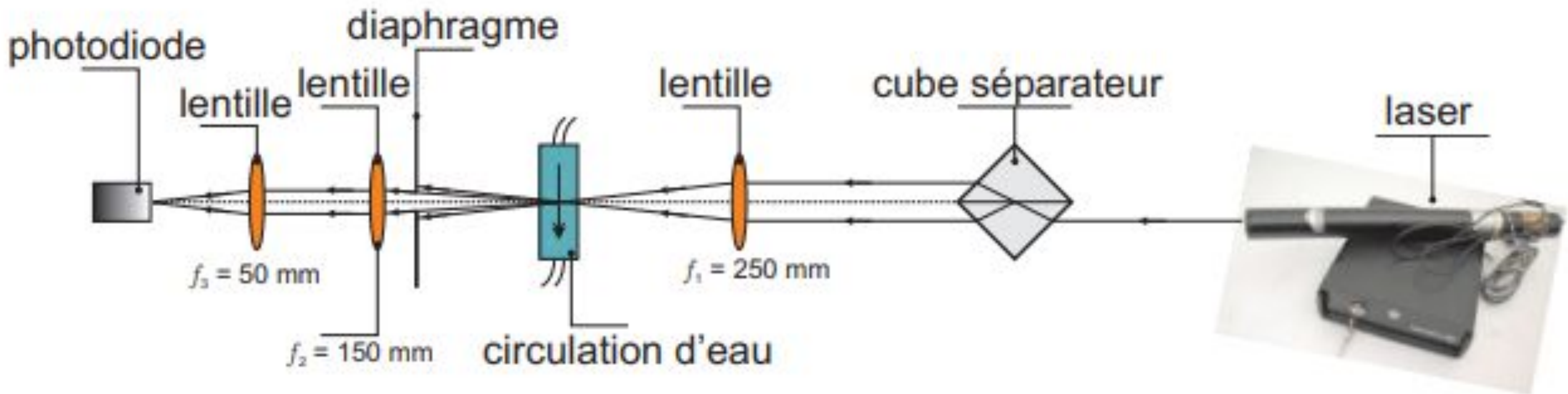
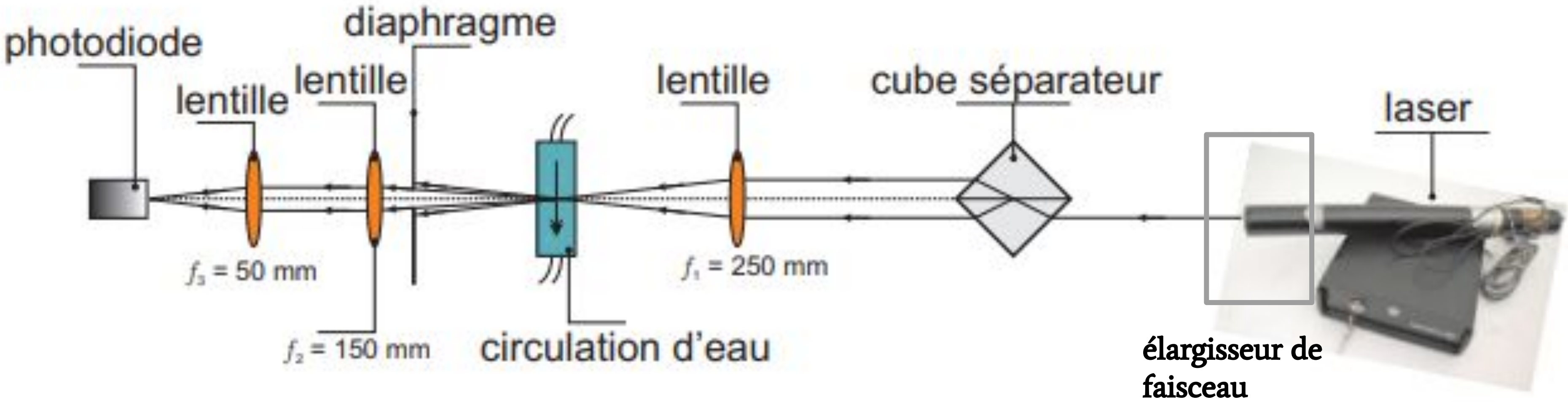


Schéma du montage optique:



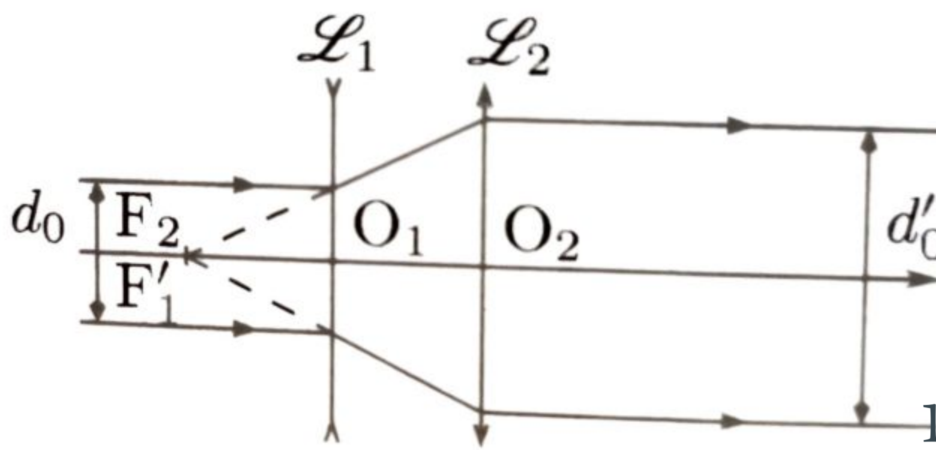
https://docplayer.fr/4838891-Tp-velocimetrie-laser-materiaux-milieux-biologiques-securite-laser.html

Schéma du montage optique:



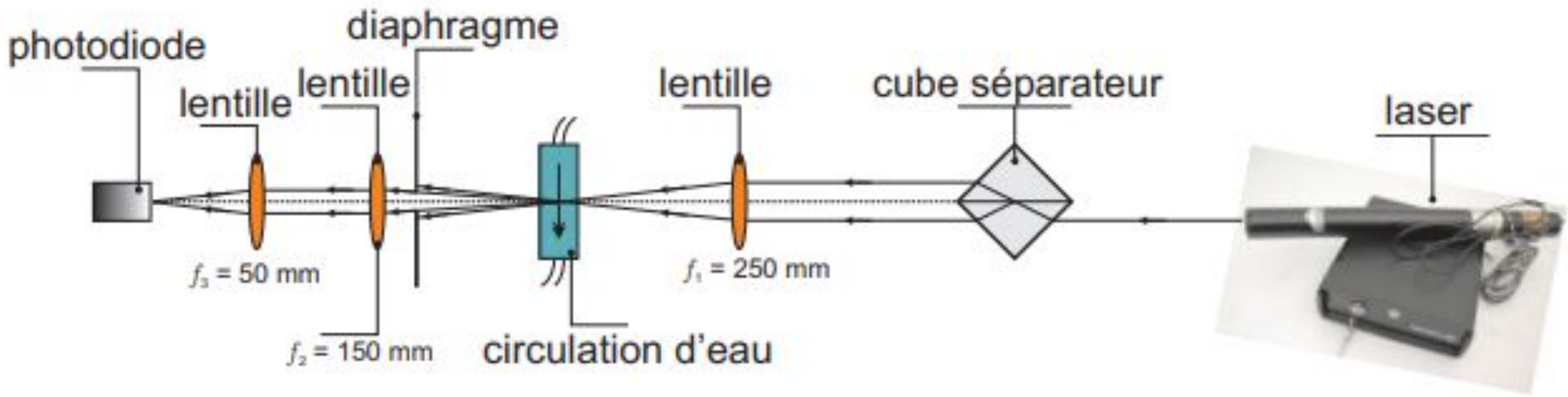
Principe du diviseur de faisceau

Principe de l'élargisseur de faisceau

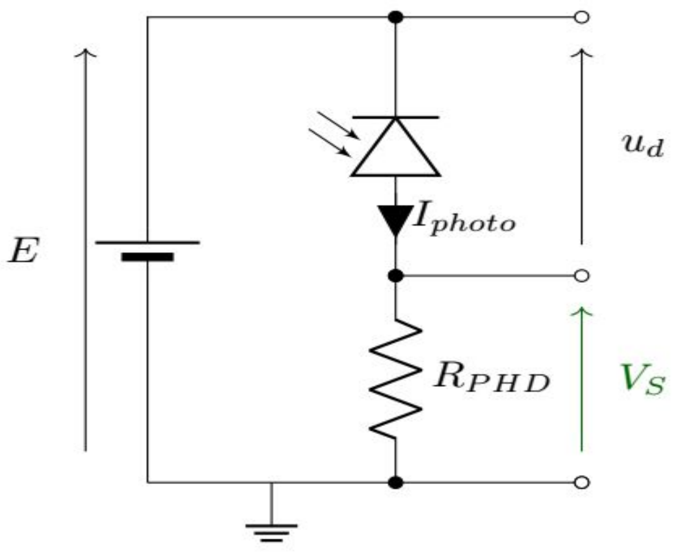


Src: H&K Annales des concours PSI 2021

Schéma du montage optique:



Montage électrique:

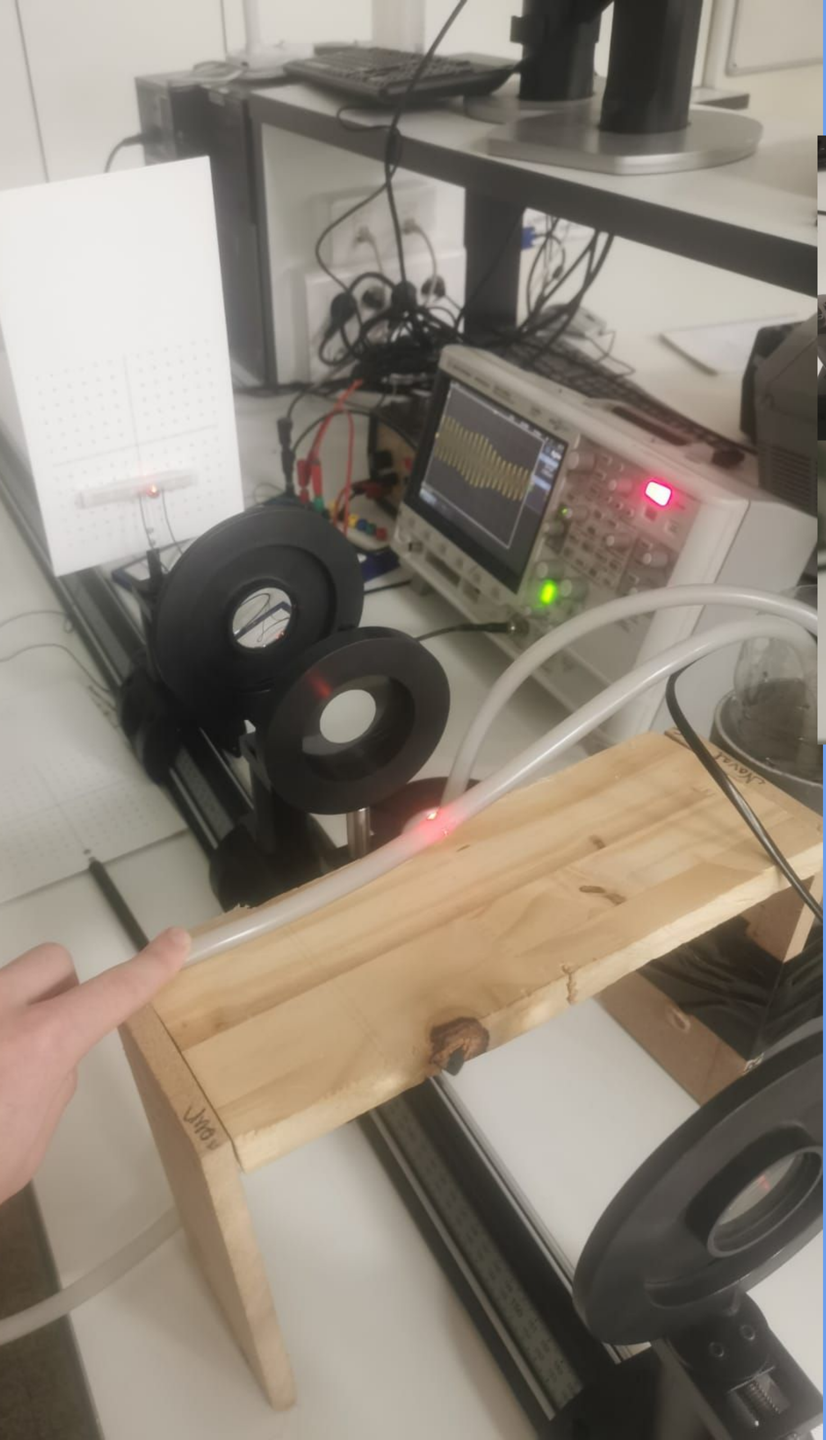


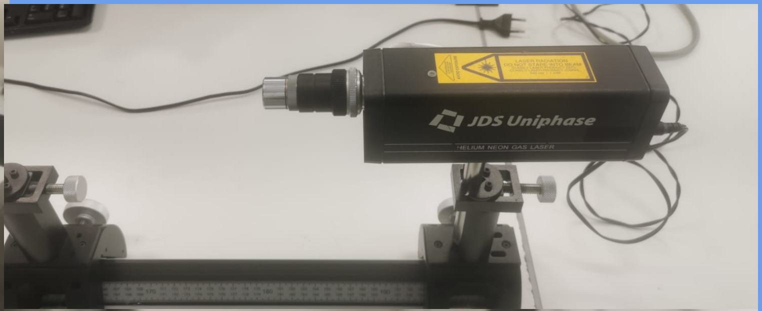
R_{PHD} = 2,6 kΩ

V_s : tension mesurée par oscilloscope

E continue : E = 12V

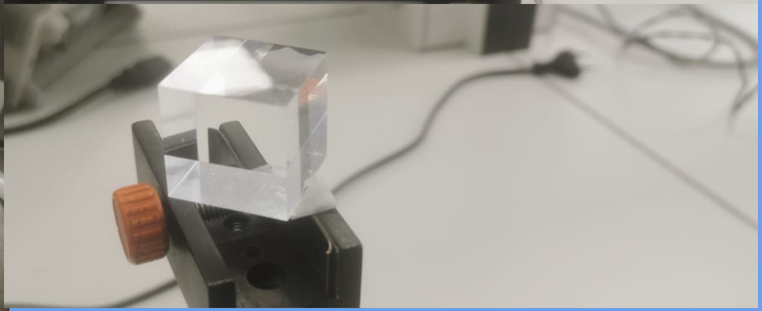
Montage optique:



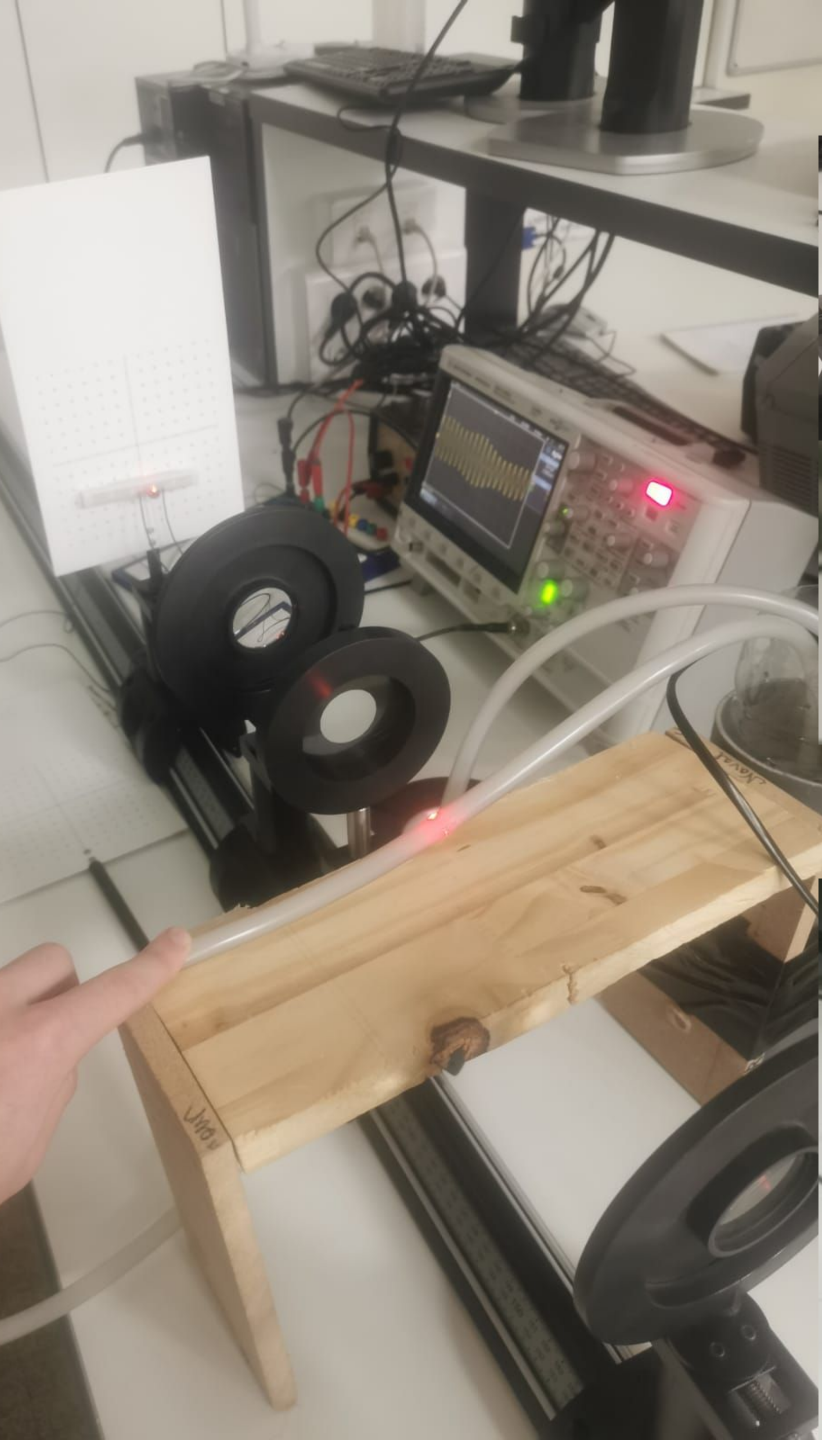


LASER 633 nm

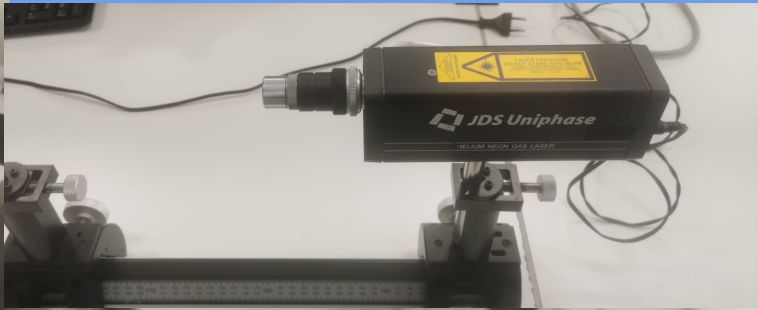
+élargisseur de faisceau



Diviseur de faisceau

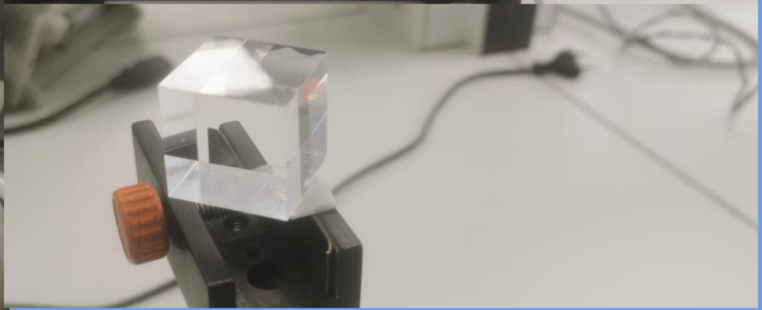


Montage optique:



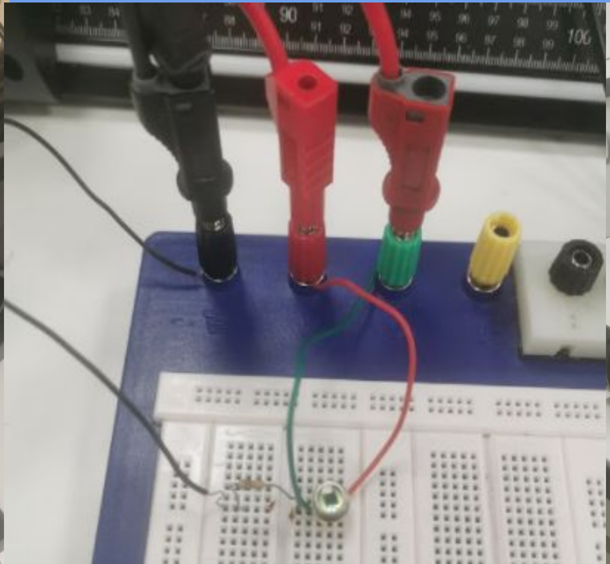
LASER 633 nm

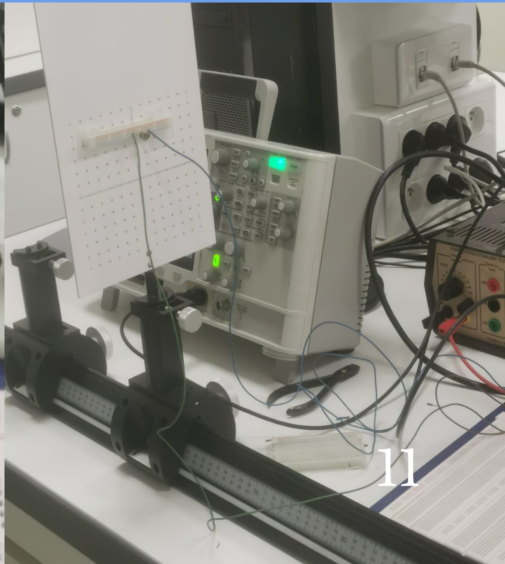
+élargisseur de faisceau



Diviseur de faisceau

Montage électrique:





Montage Hydraulique:

- ➔ Le sang, suspension de particules dans un plasma

Fluide non-newtonien , difficulté à le représenter *in vitro*

- ➔ L'effet Fåhræus–Lindqvist : la viscosité dynamique du sang peut se rapprocher de celle du thé (1,2 mPl)

- ➔ Sang: particules de thé en suspension dans de l'eau

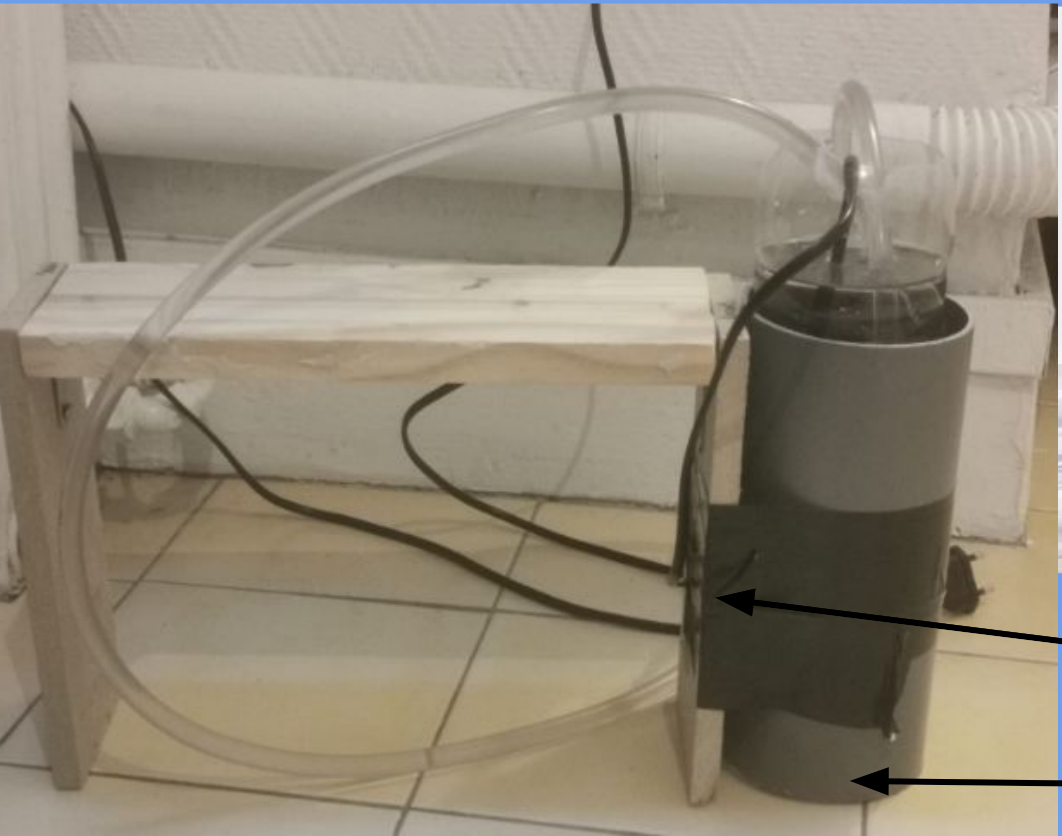
Montage Hydraulique:

➔ Le sang, suspension de particules dans un plasma

Fluide non-newtonien , difficulté à le représenter *in vitro*

➔ L'effet Fåhræus–Lindqvist : la viscosité dynamique du sang peut se rapprocher de celle du thé (1,2 mPl)

➔ Sang: particules de thé en suspension dans de l'eau



D = 12 mm

Support

Récipient + pompe

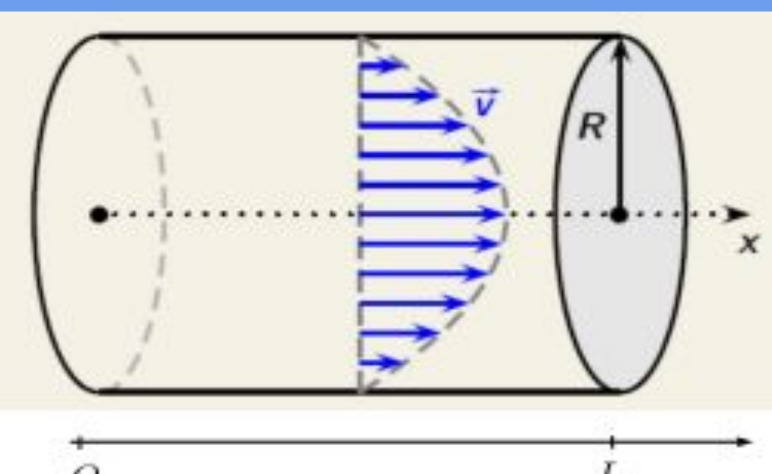
Montage Hydraulique:

➔ Le sang, suspension de particules dans un plasma

Fluide non-newtonien , difficulté à le représenter *in vitro*

➔ L'effet Fåhræus–Lindqvist : la viscosité dynamique du sang peut se rapprocher de celle du thé

➔ Sang: particules de thé en suspension dans de l'eau



$$\vec{v} = V_0 \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) \vec{u}_x$$

$$D_v = \iint_S \vec{v}.\mathrm{d}\vec{S}$$

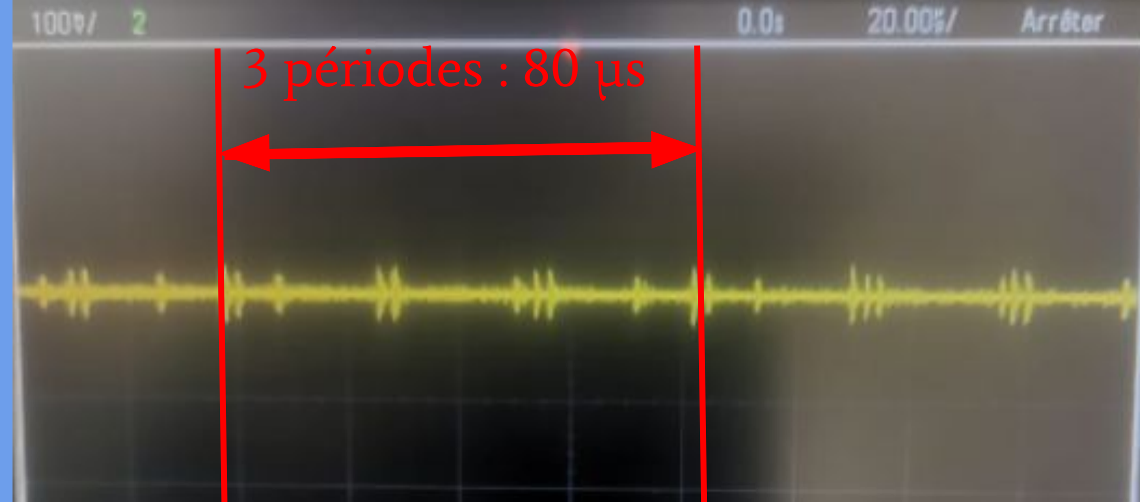
$$D_v = \pi V_0 \frac{R^2}{2}$$

➔ Débit volumique, loi de Hagen-Poiseuille

Acquisition des données:

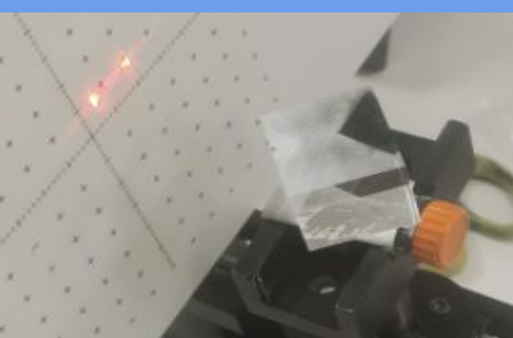
T = 28 µs +/- 2,9 µs

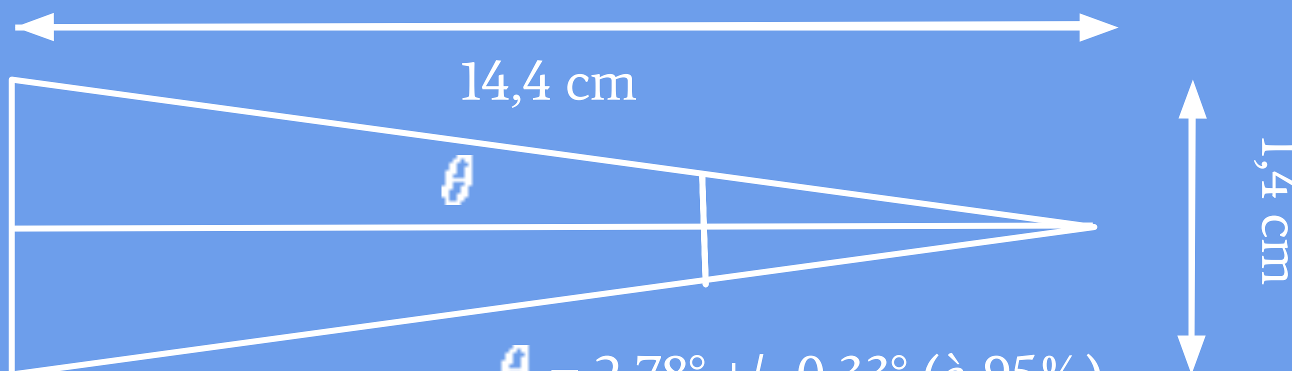
$f_{Pht1} - f_{Pht_2}$ = 35 714 Hz +/- 2 063 Hz (à 95 %)



Difficultés expérimentales et incertitudes:

Mesure de θ:



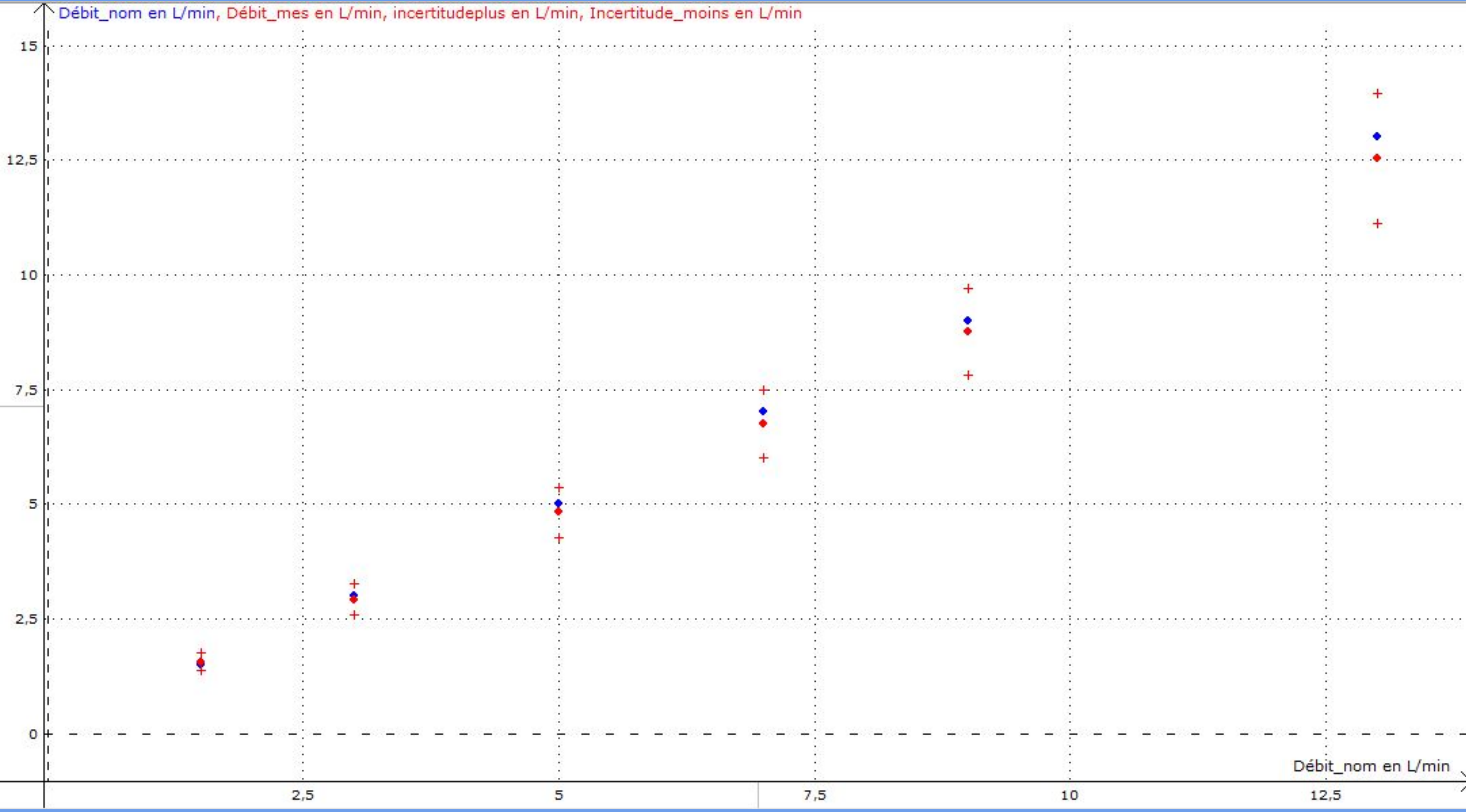


θ = 2,78° +/- 0,33° (à 95%)

- ➔ Signal reçu faible / très atténué
- ➔ Lois de Snell Descartes non prises en compte

Traitement des données:

Débit nominal, débit mesuré et incertitudes sur le débit mesuré (en L/min)



RBF dans un capillaire: 9,1 µL/min

Annexe :

En appliquant aux faisceaux 1 & 2 la relation obtenue pour le Doppler à 1 faisceau on obtient: f_{P_1} et f_{P_2} les fréquences reçues par la particule P

$$f_{P_1} = f_{e_1}\left(1 - \frac{\vec{e_1}.\vec{v}}{c_0}\right) \qquad f_{P_2} = f_{e_2}\left(1 - \frac{\vec{e_2}.\vec{v}}{c_0}\right)$$

Soit f_{Pht} la fréquence reçue par la photodiode

Dans le référentiel R’ de la particule, la photodiode est mouvement rectiligne uniforme à la vitesse - v par rapport à R:

$$f_{Pht_1} = f_{P1}\left(1 - \frac{\vec{e_{d1}}.\overrightarrow{(-v)}}{c_0}\right) \qquad f_{Pht_1} = f_{P_1}\left(1 + \frac{\vec{e_{d_1}}.\vec{v}}{c_0}\right)$$

D’où:

$$f_{Pht_1} = f_e\left(1 + \frac{\vec{e_{d_1}}.\vec{v}}{c_0}\right)\left(1 - \frac{\vec{e_1}.\vec{v}}{c_0}\right)$$

En développant:

$$f_{Pht_1} = f_e\left(1 + \frac{(\vec{e_{d_1}} - \vec{e_1}).\vec{v}}{c_0} - \frac{(\vec{e_1}.\vec{v}).(\vec{e_{d_1}}.\vec{v})}{c_0^2}\right)$$

Annexe :

On peut considérer: $c_0 \gg \|\vec{v}\|$

En effectuant un DL1 , on obtient:

$$f_{Pht_1} \simeq f_e + \frac{(\vec{e_{d_1}} - \vec{e_1}).\vec{v}}{\lambda_e}$$

Et avec le même raisonnement:

$$f_{Pht_2} \simeq f_e + \frac{(\vec{e_{d_2}} - \vec{e_2}).\vec{v}}{\lambda_e}$$

Ainsi:

La dimension du photorécepteur étant négligeable devant la distance (L,Pht) considère $\vec{e_{d_1}}$ et $\vec{e_{d_2}}$ sont colinéaires à $\vec{e_x}$:

On en déduit donc:

$$\boxed{f_{Pht1} - f_{Pht_2} \simeq 2\frac{v.sin(\theta)}{\lambda_e}}$$

Annexe: Calculs d'incertitudes

$$u_{lecture,co} = u_{lecture,ca} = \frac{10^{-3}}{\sqrt{6}}$$ (pour une double lecture)

$$U_{lecture,co} = U_{lecture,ca} = \frac{2.10^{-3}}{\sqrt{6}} = 8,16.10^{-4} mètres$$ (incertitude élargie à 95%)

Donc:

$$U_{tan(\theta)} = tan(\theta). \sqrt{[\frac{U_{lecture,co}}{co}]^2 + [\frac{U_{lecture,ca}}{ca}]^2}$$

$$U_{tan(\theta)} = 5,67.10^{-3}$$

$$\theta = 0.049 \pm 5.67.10^{-3} rad$$

$$u_{lecture,T} = \frac{1 graduation}{\sqrt{12}}$$

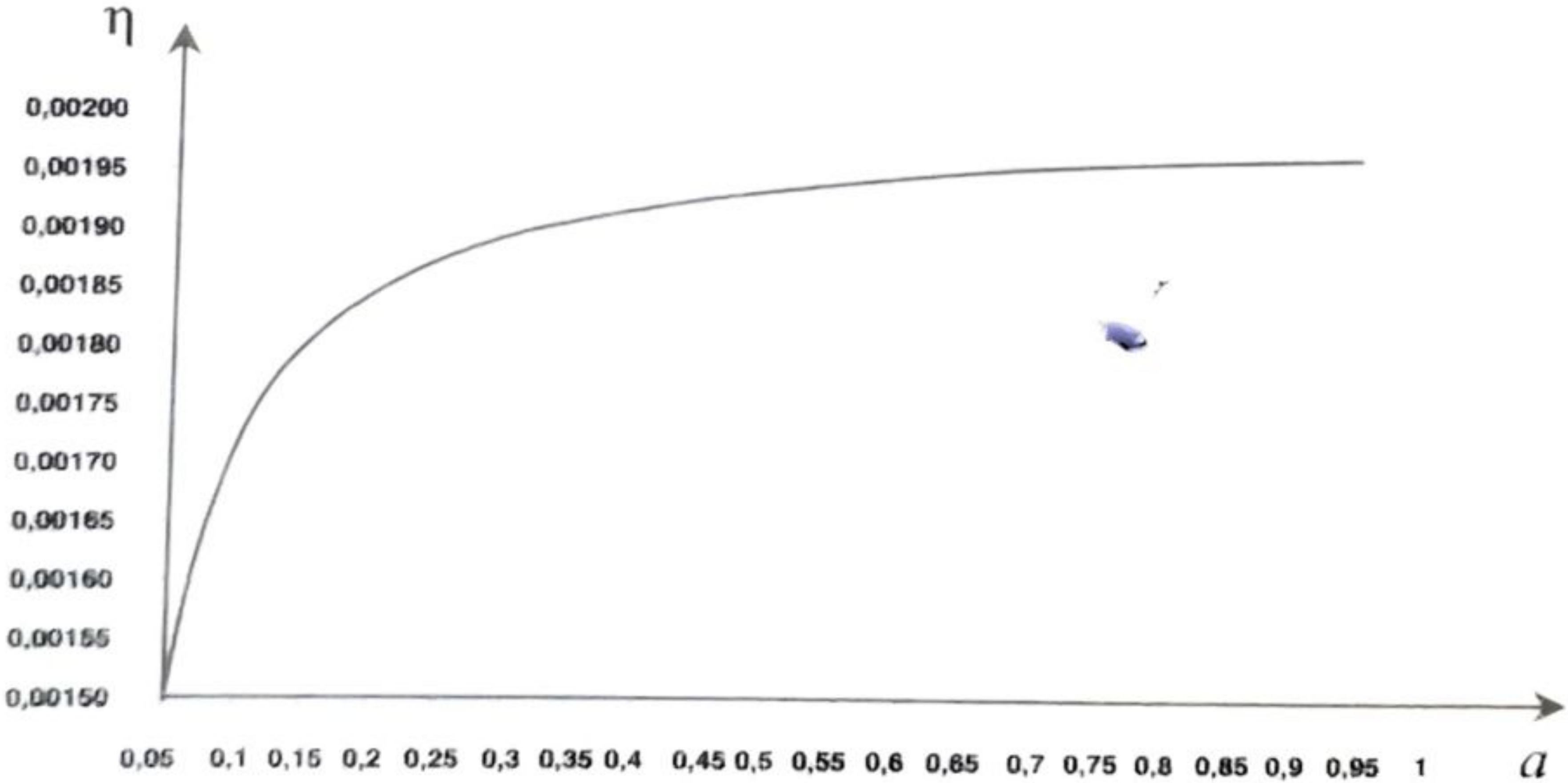
$$u_{lecture,T} = \frac{5.10^{-6}}{\sqrt{12}}.2 = 2,88.10^{-6} s$$

Incertitude sur la vitesse (quotient) se calcule de la même manière que pour tant (thêta)

Annexe: tableau de mesures

	A	B	C	D	E	F	G
1		Mesure 1	Mesure 2	Mesure 3	Mesure 4	Mesure 5	Mesure 6
2	Angle teta (rad)	0,049	0,049	0,049	0,049	0,049	0,049
3	incertitude teta	0,005585053606	0,005585053606	0,005585053606	0,005585053606	0,005585053606	0,005585053606
4	longueur d'onde (m)	0,000000633	0,000000633	0,000000633	0,000000633	0,000000633	0,000000633
5	période mesurée (s)	0,000028	0,000015	0,0000091	0,0000065	0,000005	0,0000035
6	incertitude période	0,0000029	0,0000029	0,0000029	0,0000029	0,0000029	0,0000029
7	delta fréquence (Hz)	35714,28571	66666,66667	109890,1099	153846,1538	200000	285714,2857
8	incertitude fréquence	2063,175869	2063,175869	2063,175869	2063,175869	2063,175869	2063,175869
9	surface tube (m2)	0,000113097335	0,000113097335	0,000113097335	0,000113097335	0,000113097335	0,000113097335
10	vitesse particule (m/s)	0,2306851312	0,4306122449	0,7098004037	0,9937205651	1,291836735	1,84548105
11	incertitude vitesse particule (m/s)	0,03	0,05	0,08	0,11	0,14	0,21
12	débit pompe (L/s)	0,02608987368	0,04870109754	0,08027653441	0,1123871482	0,1461032926	0,2087189895
13	débit nominal pompe(L/min)	1,5	3	5	7	9	13
14	débit pompe (L/min)	1,565392421	2,922065853	4,816592065	6,743228891	8,766197558	12,52313937
15	incertitude débit pompe	0,203575204	0,3392920066	0,5428672105	0,7464424145	0,9500176184	1,425026428

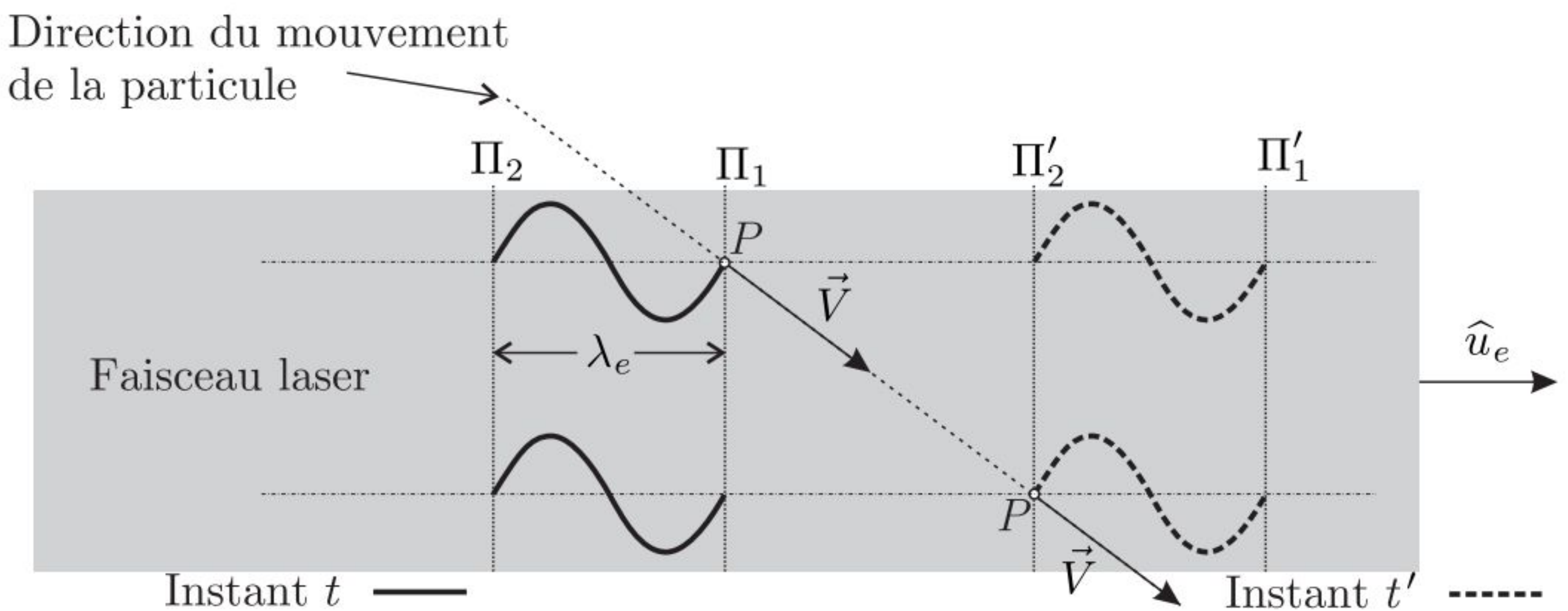
Annexe: Effet Fahraeus-Lindqvist



Viscosité du sang (Pa.s)en fonction du rayon a (en mm) du vaisseau sanguin à 37°C

$\eta_{eau} = 6,9.10^{-4}$ Pa.s à 37°C

Annexe: Effet Doppler pour un faisceau



Src: Banque Mine Ponts

D'après le schéma, le front d'onde parcourt dans le même temps la distance

$$\boxed{d = (\Delta t\,\vec{V}) \cdot \vec{u_e} + \lambda_e = \frac{1}{f_p}\vec{V} \cdot \vec{u_e} + \lambda_e}$$

La distance parcourue par l'onde peut également s'écrire $d = c_0/f_p$. En injectant ce résultat dans l'équation précédente,

$$\frac{c_0}{f_p} = \frac{1}{f_p}\vec{V} \cdot \vec{u_e} + \lambda_e$$

$$= \frac{1}{f_p}\vec{V} \cdot \vec{u_e} + \frac{c_0}{f_e} \qquad \text{puisque } \lambda_e = \frac{c_0}{f_e}$$

Ainsi,

$$f_e = f_e\frac{\vec{V} \cdot \vec{u_e}}{c_0} + f_p$$

Finalement,

$$\boxed{f_p = f_e\left(1 - \frac{\vec{u_e} \cdot \vec{V}}{c_0}\right)}$$