

Clément Santamaria

Physique pour les sciences de la vie et de la santé

Cours et exercices corrigés

DUNOD

Du même auteur

Petit manuel de physique verte. Ellipses. 2011.

La physique tout simplement. Ellipses. 2007.

Toute la physique dans un verre d'eau. Ellipses. 2005.

Illustration de couverture :

Appareil d'imagerie TEP (Tomographie par émission de position)

© uwimages - Fotolia.com

Le pictogramme qui figure ci-contre mérite une explication. Son objet est d'alerter le lecteur sur la menace que représente pour l'avenir de l'écrit, particulièrement dans le domaine de l'édition technique et universitaire, le développement massif du photocopillage. Le Code de la propriété intellectuelle du 1^{er} juillet 1992 interdit en effet expressément la photocopie à usage collectif sans autorisation des ayants droit. Or, cette pratique s'est généralisée dans les établissements	d'enseignement supérieur, provoquant une baisse brutale des achats de livres et de revues, au point que la possibilité même pour les auteurs de créer des œuvres nouvelles et de les faire éditer correctement est aujourd'hui menacée. Nous rappelons donc que toute reproduction, partielle ou totale, de la présente publication est interdite sans autorisation de l'auteur, de son éditeur ou du Centre français d'exploitation du droit de copie (CFC, 20, rue des Grands-Augustins, 75006 Paris).
	

© Dunod, Paris, 2012

ISBN 978-2-10-058119-1

Le Code de la propriété intellectuelle n'autorisant, aux termes de l'article L. 122-5, 2° et 3° a), d'une part, que les « copies ou reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective » et, d'autre part, que les analyses et les courtes citations dans un but d'exemple et d'illustration, « toute représentation ou reproduction intégrale ou partielle faite sans le consentement de l'auteur ou de ses ayants droit ou ayants cause est illicite » (art. L. 122-4).

Cette représentation ou reproduction, par quelque procédé que ce soit, constituerait donc une contrefaçon sanctionnée par les articles L. 335-2 et suivants du Code de la propriété intellectuelle.

TABLE DES MATIÈRES

Constantes physiques utiles	XIII
Remerciements	XIV
Avant-propos	1
Chapitre 2. Propriétés des surfaces	3
1.1 Tension d'interface	3
1.1.1 Expériences élémentaires	3
1.1.2 Définition de la tension d'interface	4
1.1.3 Loi de Jurin	5
1.1.4 Loi de Laplace	6
1.1.5 Notion de surfactant	7
1.2 Physique d'une membrane	8
1.2.1 Membrane d'un globule rouge (GR)	8
1.2.2 Mesure de K et μ à l'aide d'une micropipette	10
1.2.3 Membrane artérielle	11
1.2.4 À propos des artères et de la loi de Laplace	15
Exercices	16
Chapitre 3. Mécanique des fluides	19
2.1 Hydrostatique	19
2.1.1 Mise en équation	19
2.1.2 Interprétation physique	20
2.1.3 Surface libre d'un fluide	20
2.1.4 La poussée d'Archimède	21
2.1.5 Mesure d'une pression	22
2.2 Hydrodynamique	24
2.2.1 Loi de Bernoulli	24
2.2.2 Applications élémentaires	25
2.3 Régimes d'écoulement	28
2.3.1 Nombre de Reynolds	28
2.3.2 Exemple de la respiration	28

Table des matières

2.4	Notion de viscosité	30
2.4.1	Approche expérimentale	30
2.4.2	Approche théorique	31
2.4.3	Ordre de grandeur	31
2.5	Loi de poiseuille	32
2.5.1	Profil de vitesse dans un tube cylindrique	32
2.5.2	Débit volumique	33
2.5.3	Conséquences physiques	34
2.6	Résistance hydraulique	34
2.6.1	Analogie électrique	34
2.6.2	Application au système circulatoire	35
2.7	Particule sphérique dans un fluide visqueux	36
2.7.1	Effet de la gravitation	36
2.7.2	Cas d'un écoulement de Poiseuille	36
2.8	Équation de Navier-Stokes	37
2.8.1	Notion d'accélération convective	37
2.8.2	Équation de Navier-Stokes	38
2.8.3	Application à la modélisation de l'athérosclérose	39
2.8.4	Interprétation du nombre de Reynolds	40
2.9	Propriétés d'un fluide newtonien	41
2.9.1	Définition d'un fluide newtonien	41
2.9.2	Contrainte et déformation	42
2.10	Fluides non-newtoniens	44
2.10.1	Comportement non-linéaire	44
2.10.2	Fluide de Bingham	45
2.10.3	Cas du sang	45
2.10.4	Viscoélasticité du sang	47
	Exercices	50
	Chapitre 4. Mécanique	53
3.1	Cinématique	53
3.1.1	Repérage dans l'espace et dans le temps	53
3.1.2	Systèmes de coordonnées	54
3.1.3	Vitesse et accélération	54
3.2	Dynamique	55
3.2.1	Référentiels galiléens	56
3.2.2	Relation fondamentale de la dynamique	56
3.3	Énergie	57
3.3.1	Notion de travail	57
3.3.2	Théorème de l'énergie cinétique	58
3.3.3	Énergie potentielle et énergie mécanique	59

3.4 Moment cinétique	60
3.4.1 Définition	60
3.4.2 Théorème du moment cinétique	61
3.4.3 Rotation autour d'un axe fixe	61
3.5 Oscillations	63
3.5.1 Oscillateur harmonique	63
3.5.2 Oscillations amorties	64
3.6 Applications	65
3.6.1 Bases de la locomotion	65
3.6.2 Moment cinétique et corps humain	69
3.6.3 Modèle des plis vocaux	70
Exercices	72
Chapitre 5. Thermodynamique	77
4.1 Applications des deux principes	77
4.1.1 Premier principe	77
4.1.2 Second principe	79
4.1.3 Approche statistique	81
4.1.4 Potentiels et fonctions thermodynamiques	83
4.2 Transferts thermiques	85
4.2.1 Définitions	85
4.2.2 La conduction thermique – Loi de Fourier	85
4.2.3 Équation de la diffusion thermique	86
4.2.5 Résolution de l'équation de diffusion en régime stationnaire	88
4.2.6 Convection thermique. Loi de Newton	88
4.2.7 Analogie électrique	90
4.3 Rayonnement	91
4.3.1 Caractéristiques du rayonnement thermique	91
4.3.2 Définition et propriétés du corps noir	92
4.3.3 Rayonnement d'une surface réelle	95
4.3.4 Corps noir dans une enceinte	95
4.3.5 Constante solaire	97
4.3.6 Absorption par les molécules atmosphériques	97
4.3.7 Nécessité de l'effet de serre	98
Exercices	99
Chapitre 6. Interaction matière rayonnement	103
5.1 Les ondes électromagnétiques	103
5.1.1 Définitions et propriétés	103
5.1.2 Applications de la polarisation	108
5.1.3 Notion d'indice	111
5.1.4 Notion d'épaisseur de peau	113
5.1.5 Énergie électromagnétique	116

Table des matières

5.2 Processus d'interaction avec les milieux biologiques	119
5.2.1 Introduction	119
5.2.2 Modélisation de l'interaction	119
5.2.3 Conséquences des phénomènes de polarisation	123
5.3 Modélisation quantique	127
5.3.1 Introduction à la mécanique quantique	127
5.3.2 Absorption et diffusion des photons en infrarouge	129
5.3.3 Diffusion	133
5.3.3 Cas du rayonnement X	135
5.3.4 Cas du rayonnement gamma	140
5.3.5 Comparaison des différents processus dans les tissus	141
Exercices	142
Chapitre 7. Sources de rayonnement	145
6.1 Faisceau d'électrons	145
6.1.1 Extraction des électrons d'un métal	145
6.1.2 Accélération des électrons	146
6.1.3 Déviation d'un faisceau	147
6.2 Sources de rayons X	147
6.2.1 Spectre d'émission X	147
6.2.2 Applications	151
6.2.3 Rayonnement synchrotron	152
6.3 Sources de particules lourdes	154
6.3.1 Intérêt thérapeutique	154
6.3.2 Formule de Bethe-Bloch	155
6.4 Sources radioactives	156
6.5 Rayonnement LASER	157
6.5.1 Origine	157
6.5.2 Propriétés du rayonnement	158
6.5.3 Classification des lasers	159
6.5.4 Exemples d'utilisations	160
Exercices	163
Chapitre 8. Radioactivité	165
7.1 Phénomènes de radioactivité	165
7.1.1 Définitions	165
7.1.2 Radioactivité alpha	165
7.1.3 La radioactivité bêta	166
7.1.4 Capture électronique	166
7.1.5 Radioactivité gamma	167
7.1.6 Conversion interne	168

7.2 Quantification de la radioactivité	168
7.2.1 Notion d'activité	168
7.2.2 Loi de décroissance radioactive	169
7.2.3 Période radioactive	170
7.2.4 Période biologique	171
7.3 Applications à l'imagerie médicale	172
7.3.1 Scintigraphie	172
7.3.2 Tomographie par émission de positon (TEP)	172
7.4 Radiothérapie	173
7.4.1 Rayonnements ionisants	173
7.4.2 Curiethérapie	175
7.5 Atténuation d'un rayonnement	176
7.5.1 Pouvoir de pénétration	176
7.5.2 Coefficient d'atténuation	177
7.5.3 Transfert linéique d'énergie	178
7.5.4 Notion de kerma	179
7.6 Dosimétrie des rayonnements ionisants	180
7.6.1 Dose équivalente et dose efficace	180
7.6.2 Exposition aux rayonnements ionisants	181
Exercices	183
Chapitre 9. Optique	187
8.1 Optique géométrique	187
8.1.1 Principe de Fermat et Lois de Descartes	187
8.1.2 Formules de conjugaison	189
8.1.3 Instruments élémentaires	191
8.1.4 Cas de l'œil	195
8.1.5 Utilisation d'impulsions laser	197
8.2 Optique ondulatoire	199
8.2.1 Interférences lumineuses	199
8.2.2 Diffraction de Fraunhofer	204
Exercices	211
Chapitre 10. Acoustique	217
9.1 Équation de propagation	217
9.1.1 L'approximation acoustique	217
9.1.2 Vitesse de propagation	219
9.1.3 Utilisation de l'équation d'Euler	219
9.1.4 Solutions de l'équation de propagation	221
9.1.5 Phénomène d'atténuation	223
9.1.6 Notion d'impédance	225
9.1.7 Cas d'un milieu solide	227

Table des matières

9.2 Applications	229
9.2.1 Domaines de fréquence	229
9.2.2 Speckle	229
9.2.3 Échographie Doppler	229
9.2.4 Destruction par ultrasons	232
Exercices	236
Chapitre 11. Électrocinétique	239
10.1 Électrocinétique	239
10.1.1 Caractéristiques d'un courant électrique	239
10.1.2 Production d'un courant électrique	241
10.1.3 Loi d'Ohm	242
10.1.4 Dipôles électriques	243
10.1.5 Approximation des régimes quasi-stationnaires (ARQS)	244
10.1.6 Réseaux linéaires en régime continu	245
10.1.7 Régime transitoire	249
10.2 Régime sinusoïdal	252
10.2.2 Tension aux bornes d'un dipôle	252
10.2.3 Notion d'impédance	253
10.2.4 Modèle de Windkessel	257
Exercices	259
Chapitre 12. Électrostatique-Magnétostatique	263
11.1 Électrostatique	263
11.1.1 La charge électrique	263
11.1.2 Force électrostatique	264
11.1.3 Champ électrostatique	265
11.1.4 Potentiel électrostatique	266
11.1.5 Relation entre le champ et le potentiel	268
11.2 Formule de Nerst-Planck	269
11.2.1 Notion de diffusion	269
11.2.2 Formule de Nernst-Planck	270
11.3 Application aux membranes	272
11.4 Notion de dipôle	275
11.4.1 Dipôle électrostatique	275
11.4.2 Source dipolaire de courant	278
11.4.3 Application à l'électrocardiogramme	280
11.5 Énergie d'interaction	281
11.5.1 L'interaction dipôle-dipôle (interaction de Keesom)	281
11.5.2 Effet d'induction (force de Debye)	282
11.5.3 L'effet de dispersion ou force de London	282
11.5.4 Modélisation d'une énergie potentielle	282

11.6 Magnétostatique	283
11.6.1 Formule de Biot et Savart	283
11.6.2 Propriétés du champ magnétique	284
11.6.3 Dipôle magnétique	285
11.6.4 Applications	286
Exercices	287
Chapitre 13. Imagerie	291
12.1 Radiographie	291
12.1.1 Principe	291
12.1.2 Remarque importante	292
12.2 Tomographie par rayons X	294
12.2.1 Principe	294
12.2.2 Détecteur à scintillation	296
12.3 Tomographie par émission de positons (TEP)	296
12.4 Scintigraphie	297
12.4.1 Principe	297
12.4.2 Gamma caméra	297
12.5 Imagerie par résonance magnétique (I.R.M)	297
12.5.1 Éléments de R.M.N	297
12.5.2 Application à l'Imagerie par Résonance Magnétique (Nucléaire)	301
Exercices	309
Solutions des exercices	313
Bibliographie	345
Index	347

CONSTANTES PHYSIQUES UTILES

Vitesse de la lumière dans le vide, $c = 2,99792458 \times 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$

Perméabilité du vide, $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ T} \cdot \text{m} \cdot \text{A}^{-1}$

Permittivité du vide, $\varepsilon_0 = 8,8544187817 \times 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$

Constante de Planck, $h = 6,6260755 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$

Charge de l'électron, $e = 1,60217733 \times 10^{-19} \text{ C}$

Constantes de Rydberg, $R_\infty = 1,0973731534 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$

Nombre d'Avogadro, $N_A = 6,0221367 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$

Unité de masse atomique, $u.m.a = 1,6605402 \times 10^{-27} \text{ kg}$

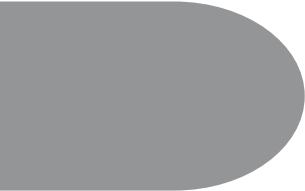
Constante de Faraday, $F = 96485,309 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$

Constante des gaz parfaits, $R = 8,3145110 \text{ J} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$

Constante de Boltzmann, $k_B = 1,380658 \times 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$

Constante de Stephan, $\sigma = 5,67051 \times 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$.

Constante de Wien, $C_{wien} = 2,897756 \times 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{K} = 2897,756 \mu\text{m} \cdot \text{K}$



REMERCIEMENTS

Je remercie le Professeur Bernard Grobois, Directeur Médical du pôle Accueil Urgences Médecine Interne Gériatrie, Vice-président du Conseil Pédagogique de la Faculté de Médecine de Rennes, pour sa relecture attentive des aspects médicaux de cet ouvrage.

Toute ma gratitude va également au Professeur Trong Tuong Truong, Directeur du Laboratoire de Physique Théorique et Modélisation de l'Université de Cergy-Pontoise, qui a accepté la lourde tâche de relecture des éléments de physique abordés dans cet ouvrage.

Je remercie enfin le Professeur Patrick Di Martino, Directeur Adjoint d'ERRMECe (Équipe de Recherche sur les Relations Matrice Extracellulaire Cellules) pour avoir accepté d'examiner les aspects liés à la biologie de cet ouvrage.

AVANT-PROPOS

La complexité croissante des technologies utilisées dans le domaine biologique et médical fait perdre de vue les lois simples de la physique mises en jeu.

Les 12 chapitres de cet ouvrage visent à rappeler au lecteur les concepts physiques fondamentaux sur lesquels reposent toutes les modélisations rencontrées dans le cadre d'un cours de médecine ou de biologie. Il s'agit donc d'apporter un complément d'information sur des concepts qui, faute de temps, n'ont pas été développés. Réduire la physique à une simple discipline de service conduit à un appauvrissement d'une formation dont le caractère technique ne fait que croître.

Peut-on en effet, à titre d'exemple, admettre qu'un étudiant se serve d'un laser sans avoir la moindre idée de son fonctionnement ? Qu'il n'ait jamais au moins croisé les équations de Maxwell qui décrivent le comportement de la lumière ? Qu'il ignore même jusqu'à l'existence des modèles de mécanique des fluides décrivant convenablement le sang ? Enfin est-il acceptable que l'interaction entre un rayonnement et la matière, si essentielle à la compréhension des domaines de l'imagerie médicale ou de la radiothérapie lors des premières années de formation, ne soit pas abordée sérieusement à l'aide des concepts issus de l'électromagnétisme ?

Le lecteur curieux trouvera donc dans cet ouvrage quelques points de repère permettant la constitution d'une base théorique solide en physique utile à l'assimilation de concepts développés dans le cadre d'un cours de médecine ou de biologie.

Cette mise en évidence des liens étroits entre médecine, biologie et physique sera aussi l'occasion d'appréhender la physique comme une discipline nécessaire à une meilleure compréhension des phénomènes, et non comme une matière uniquement sélective et objet d'inquiétudes lors des examens.

Un soin particulier a été apporté au choix des exemples illustrant chacune des notions abordées qui concernent exclusivement le domaine médical ou biologique. Des exercices et leurs solutions sont proposés pour chaque chapitre afin de tester la compréhension du lecteur.

PROPRIÉTÉS DES SURFACES

1

OBJECTIFS

- Comprendre les conséquences de l'existence d'une tension d'interface.
- Décrire les propriétés mécaniques d'une membrane.
- Distinguer dans une membrane la tension d'interface, de la contrainte interne appelée également tension.

Ces notions permettront, par exemple, une meilleure compréhension de la géométrie des globules rouges, du comportement des alvéoles pulmonaires ou de la capacité d'une artère à se dilater.

1.1 TENSION D'INTERFACE

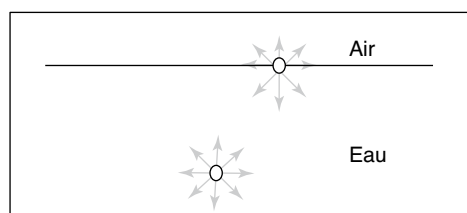
1.1.1 Expériences élémentaires

Des grains de poivre déposés sur l'eau ne coulent pas et pourtant ils sont constitués d'une matière plus dense que l'eau. La poussée d'Archimède n'équilibrant pas le poids des grains de poivre, cela signifie qu'il existe une autre force dont la résultante est verticale. Il s'agit de la tension superficielle.

On interprète cette expérience en remarquant qu'une molécule d'eau, lorsqu'elle n'est pas à la surface, est entourée de façon à peu près symétrique par d'autres molécules avec lesquelles elle est en interaction. Il s'agit de forces attractives, du type Van Der Waals, ou de liaisons hydrogène dans le cas de l'eau.

À la surface, les choses sont différentes du fait de la perte de symétrie. Les molécules sont davantage attirées par les molécules d'eau du liquide que par celles de l'air présentes à la surface. La résultante de toutes ces forces qui dépend de la nature des deux milieux, est appelée tension d'interface ou encore tension superficielle. C'est un phénomène lié totalement à l'existence de deux milieux en contact.

**Figure 1.1 - Dissymétrie
des interactions à l'interface.**



En conséquence, du fait de cette dissymétrie, les molécules de la surface ont tendance à être attirées vers l'intérieur. En d'autres termes, la surface de séparation entre l'eau et l'air a tendance à diminuer, et adopte donc le comportement d'une membrane tendue.

Cet effet de minimisation de la surface est facilement visible à l'aide de l'expérience suivante. Il suffit de réaliser un petit cadre et de joindre deux points par un fil souple (un cheveu est idéal). Si on place l'ensemble dans de l'eau savonneuse, lorsque l'on perce un des côtés, le fil se tend car la surface restante a tendance à être minimale.

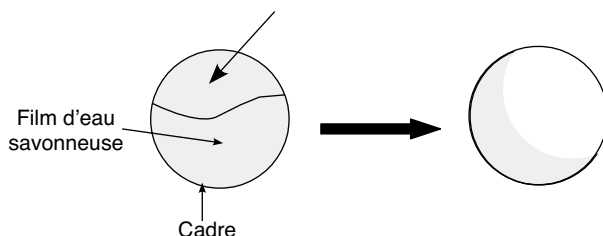


Figure 1.2 - Minimisation d'une surface.

1.1.2 Définition de la tension d'interface

Cette minimisation de la surface libre explique pourquoi une goutte prend une forme sphérique. C'est la forme géométrique qui minimise le mieux la surface, pour un volume donné.

Le processus inverse est plus naturellement compréhensible : il faut fournir de l'énergie pour créer l'interface. Si l'on note S la valeur de l'interface à créer et W l'énergie à fournir pour la créer, alors :

$$W = \gamma S \quad (1.1)$$

γ est la tension d'interface et s'exprime en $\text{N} \cdot \text{m}^{-1}$. C'est donc une force par unité de longueur.

La notion de force par unité de longueur peut être perçue grâce à l'expérience suivante. Si on forme un film de savon dans un cadre rectangulaire dont un des côtés de longueur L est mobile, on constate que la force F à exercer perpendiculairement à ce côté est $F = 2\gamma L$. Le facteur 2 provenant du fait qu'un film de savon est constitué de deux interfaces air-savon. γ apparaît bien comme le rapport de la force à exercer par la longueur sur laquelle elle s'applique.

On notera par ailleurs que d'un point de vue dimensionnel :

$$\frac{\text{N}}{\text{m}} = \frac{\text{N m}}{\text{m m}} = \frac{\text{Nm}}{\text{m}^2} = \frac{\text{J}}{\text{m}^2}$$

La tension superficielle apparaît bien comme une énergie par unité de surface.

La démonstration qui suit de la loi de Jurin illustrera le sens physique de la longueur à considérer lorsque l'on s'intéresse à des interfaces.

En ce qui concerne les liquides corporels, le sang, le plasma sanguin et l'urine ont des tensions d'interface comparables à l'eau, soit de l'ordre de $0,07 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$. La salive est aux alentours de $0,060 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$, et la sueur autour de $0,050 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$.

Tableau 1.1 Ordre de grandeur de la tension d'interface dans le cas de deux Milieux notés 1 et 2.

Milieu 1	Milieu 2	T °C	γ (N/m)
Au (sol)	vide	1 000	1,4
Au (liq)	He	1 200	1,07
Ni (sol)	vide	1 060	2,3
Hg (liq)	vide	20	0,472
Hg (liq)	eau	20	0,375
Eau pure	air	25	0,0720
Eau pure	air	80	0,0626
Éthanol	air	20	0,0226
Acétone	air	20	0,0237
Glycérol	air	20	0,0634

Il est possible de modifier la valeur de la tension superficielle, c'est le rôle d'un surfactant. Il s'agit d'une substance dont une extrémité est hydrophile, et l'autre hydrophobe. En se positionnant au niveau de l'interface, la partie hydrophile est par définition en contact avec l'eau. Le surfactant diminue ainsi la dissymétrie des interactions pouvant exister entre les deux milieux, et par voie de conséquence, la tension superficielle diminue.

On observe, pour de nombreux fluides purs sous forme liquide et vapeur, une décroissance quasi linéaire avec la température, γ s'annulant à la température critique T_c (plus de distinction entre liquide et gaz) :

$$\gamma = \gamma_0 \left(1 - \frac{T}{T_c} \right) \tag{1.2}$$

1.1.3 Loi de Jurin

a) Relation d'Young-Laplace

Si on regarde la forme de la surface d'un ménisque d'eau, on constate une forme arrondie sur les bords qui résulte de l'équilibre entre trois tensions d'interface. Le ménisque ainsi formé peut avoir sa concavité, vers le haut, ou vers le bas. En chaque point de contact entre la surface libre et le verre, on a l'équilibre suivant :

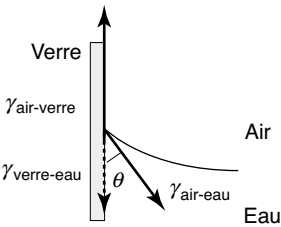


Figure 1.3 – Bilan des tensions d'interface. Coupe de la partie gauche d'un ménisque.

L'angle θ , dit de raccordement ou de contact, est caractéristique de l'équilibre des forces en présence. On observe la formation d'un ménisque, et en chaque point de contact, on obtient la relation d'Young :

$$\cos \theta = \frac{\gamma_{\text{verre-eau}} - \gamma_{\text{verre-air}}}{\gamma_{\text{air-eau}}} \quad (1.3)$$

Suivant la nature des interfaces en présence, cet équilibre n'est pas toujours possible. C'est le cas par exemple d'une goutte d'eau déposée sur une plaque de verre propre. L'équilibre ne peut être atteint, la goutte va complètement s'étaler. On dit que l'eau mouille parfaitement le verre. Inversement, la même goutte déposée sur du verre un peu gras aura une forme quasi sphérique, l'eau ne mouillant pas le verre. On retrouve ce dernier cas pour le mercure, dont les tensions d'interface sont très élevées. Il ne mouille pas les matériaux usuels et donc ne s'étale jamais.

b) Loi de Jurin

Dans le cas d'une paroi, si la résultante des forces en présence est dirigée vers le haut, il va y avoir remontée du liquide de façon à atteindre une situation d'équilibre. Ce phénomène est particulièrement visible dans le cas d'un tube fin, où la montée est d'autant plus importante que le diamètre du tube est peu important. Il s'agit de la capillarité observée dès que l'on a un liquide contenu dans un tube de faible section. Dans le cas du mercure, la forme du ménisque est inverse de celle du cas de l'eau. On observe la descente du liquide dans le tube.

Ce phénomène de capillarité est décrit par la loi de Jurin : la résultante verticale des forces de tension d'interfaces en chaque point de contact entre l'air, le verre et l'eau (ou le mercure par exemple) est $\gamma \cos \theta$.

Cette résultante s'applique sur toute la ligne de contact solide-liquide, c'est-à-dire le périmètre d'un cercle $2\pi r$, si r est le rayon du tube. Il s'agit de la longueur à prendre en compte lorsque l'on veut calculer la résultante totale des forces d'interface.

Le liquide remonte dans le tube d'une hauteur h telle que le poids de la colonne ainsi constituée équilibre la composante verticale de la tension superficielle. On a donc $2\pi r h \gamma \cos \theta = \rho \pi r^2 h g$, si ρ est la masse volumique du liquide considéré. La loi de Jurin s'énonce sous la forme :

$$h = \frac{2\gamma \cos \theta}{\rho g r} \quad (1.4)$$

h pouvant prendre une valeur négative, par exemple dans le cas du mercure du fait de l'angle de raccordement supérieur à 90° (cosinus négatif).

Cette remontée dans un tube n'est notable que pour une valeur faible du rayon car la résultante est proportionnelle à r , tandis que le volume de liquide et donc son poids, dépend de r^2 .

1.1.4 Loi de Laplace

Pour former une bulle ou une goutte, il faut pouvoir créer une interface entre un gaz et un liquide et donc s'opposer aux forces de tension superficielle qui résulteront de l'existence de l'interface. La forme sphérique, en minimisant l'aire de l'interface, réduit l'énergie nécessaire. Les tensions d'interface étant parallèles à la surface, du fait de la concavité, la résultante est toujours dirigée vers l'intérieur de la sphère. Il en résulte une pression toujours plus forte à l'intérieur qu'à l'extérieur. Il existe donc une surpression :

$$\Delta P = P_{\text{int}} - P_{\text{ext}} \quad (1.5)$$