



**HAL**  
open science

# Evaporation thermique d'une goutte de sang et analyse topographique des motifs induits

Ahmad Jaber

► **To cite this version:**

Ahmad Jaber. Evaporation thermique d'une goutte de sang et analyse topographique des motifs induits. Mécanique [physics.med-ph]. Université Polytechnique Hauts-de-France, 2022. Français. ⟨NNT: 2022UPHF0038⟩. ⟨tel-04000809⟩

**HAL Id: tel-04000809**

**<https://theses.hal.science/tel-04000809v1>**

Submitted on 22 Feb 2023

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

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



HAL Authorization

## **Thèse de Doctorat**

**Présentée pour obtenir le grade de Docteur de L'UNIVERSITE POLYTECHNIQUE  
HAUTS-DE-FRANCE Et L'INSA HAUTS-DE-FRANCE**

Mécanique-Thermique-Energétique-Topographique

Présentée et soutenue par Ahmad Jaber

Le 12 /12/2022, à l'UPHF

### **Ecole doctorale :**

École Doctorale Polytechnique Hauts-de-France (ED PHF n°635)

### **Equipe de recherche, Laboratoires :**

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines  
(LAMIH-UMR CNRS 8201)

## **Evaporation thermique d'une goutte de sang et analyse topographique des motifs induits**

### **Jury**

#### **Président du jury :**

- Christopher BROWN, Professeur, Worcester Polytechnic Institute (États-Unis)

#### **Rapporteurs :**

- David BRUTIN, Professeur, Aix Marseille Université
- Rachid BENNACER, Professeur à l'ENS de Paris-Saclay

#### **Examineurs :**

- Khellil SEFIANE, Professeur, Université d'Edinbourg (Royaume-Uni)
- Christopher BROWN, Professeur, Worcester Polytechnic Institute (États-Unis)
- Souad HARMAND, Professeur, UPHF (**Directeur de thèse**)
- Maxence BIGERELLE, Professeur, UPHF (**Codirecteur de thèse**)
- Romain VAYRON, MCF, UPHF (**Co-encadrant**)

## Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier notre clément Dieu qui m'a donné la puissance pour que je puisse terminer ce travail.

Je tiens à exprimer ma gratitude à mes directeurs de recherche qui m'ont encadré tout au long de cette thèse et qui m'ont fait partager ses brillantes intuitions. Je sois remercié pour la gentillesse de ma directrice, Mme Souad Harmand, sa disponibilité permanente et pour les nombreux encouragements qu'elle m'a prodiguée. M. Maxence Bigerelle, mon co-directeur qui n'a pas hésité à m'aider quand j'en avais besoin. Et M. Romain Vayron, qui a toujours été disponible pour m'aider et cette thèse est le fruit de dizaines de réunions de trois ans avec lui.

Je remercie également mes amis et collègues de recherche du Lamih (Gromaire et Cisit) pour leurs soutiens sincères tout au long de ce travail de recherche.

Je suis extrêmement reconnaissant à mes parents (M. Wajih Jaber et Mme Iman Rahhal) pour leur amour, leurs prières, leur attention et leurs sacrifices pour m'éduquer et me préparer pour mon avenir. J'exprime également mes remerciements à ma sœur (Joumana), mes frères (Ali et Youssef), ma belle-sœur (Arwa) pour leur soutien et leurs précieuses prières. Mes remerciements particuliers vont à mes amis (Hnayno, Abbas) pour leurs encouragements constants.

Enfin, mes remerciements vont à toutes les personnes qui m'ont soutenu pour mener à bien le travail de recherche directement ou indirectement.

## Table des matières

<b>Remerciements .....</b>	<b>ii</b>
<b>Table des matières.....</b>	<b>iii</b>
<b>Liste des Figures.....</b>	<b>vii</b>
<b>Liste des Tableaux.....</b>	<b>xiii</b>
<b>Introduction Générale .....</b>	<b>1</b>
1. Enjeux sociétaux .....	2
.2 But et objectifs .....	2
3. Plan de thèse .....	3
<b>Chapitre I : Etat de l’art .....</b>	<b>6</b>
1. Physique des gouttes sessiles .....	7
1.1. Tension de surface .....	7
1.2. Mouillage.....	8
2. Dynamique d’évaporation de gouttes .....	9
2.1. Principe d’évaporation d’une goutte.....	10
2.2. Champs d’écoulement dans une goutte chauffée .....	12
3. Motifs des dépôts formés après évaporation.....	16
3.1. Tache de café .....	17
3.2. Motif uniforme .....	19
3.3. Motif Dot-like.....	21
3.4. Motif Stick-slip.....	22
3.5. Motif Doigté .....	24
3.6. Motif de fissure.....	26
3.7. Motif de cristal.....	27

3.8.	Motif combiné .....	30
4.	Le sang : un liquide biologique particulier .....	31
4.1.	Définition.....	31
4.2.	Composition biologique .....	32
4.3.	La diffusion des fluides complexes .....	40
4.4.	Écoulement et séchage.....	42
5.	Viscosité et cisaillement .....	44
5.1.	Définition et principe de mesure .....	44
5.2.	Viscosimètres.....	48
6.	Influence de la température, du taux de cisaillement et de l'hématocrite sur la viscosité du sang .....	56
7.	Méthode pour le diagnostic médicale par séchage des gouttes de sérum .....	63
7.1.	Méthode de l'impédance acoustique mécanique : .....	64
7.2.	Dispositifs expérimentaux : .....	65
7.3.	Algorithme de traitement.....	67
7.4.	Comparaisons des gouttes séchées .....	68
<b>Chapitre II : Développement de la méthode : Sang ovin sain.....</b>		<b>73</b>
1.	Introduction.....	74
2.	Goutte et substrat : .....	77
3.	Partie fluidique et thermique.....	77
3.1.	Dispositif expérimental pour l'étude de la dynamique de l'évaporation .....	77
3.2.	Calcul du nombre de Marangoni .....	79
3.3.	Tension superficielle en fonction de la température :.....	81
3.4.	Mesure de la variation de température : .....	82

3.5.	Résultats et discussion .....	84
4.	Partie topographique .....	97
4.1.	Dispositif expérimental d'analyse topographique.....	97
4.2.	Résultats et discussion .....	100
5.	Etude statistique .....	108
5.1.	Méthode .....	108
5.2.	Résultats.....	109
6.	Conclusion .....	111
<b>Chapitre III : Validation de la méthode et étude inter-espèce : comparaison sang ovin et sang porcin.....</b>		<b>113</b>
1.	Introduction.....	114
2.	Matériel et méthode .....	115
3.	Résultats et discussion .....	116
3.1.	Partie fluidique .....	116
3.2.	Partie topographique.....	120
4.	Conclusion .....	124
<b>Chapitre IV : Preuve de concept- Etude sur sang pathologique .....</b>		<b>126</b>
1.	Introduction.....	127
2.	Matériel et méthodes.....	130
2.1.	Partie fluidique et thermique : .....	130
2.2.	Partie topographique :.....	133
3.	Résultats et discussion .....	134
3.1.	Partie fluidique et thermique : .....	134
3.2.	Partie topographique :.....	142

3.3. Résultats et discussion .....	143
4. Conclusion : .....	148
<b>Conclusion générale et perspectives .....</b>	<b>149</b>
<b>Références : .....</b>	<b>153</b>
<b>Résumé .....</b>	<b>170</b>

## Liste des Figures

Fig. I.1 - Mécanismes impliqués dans une goutte sessile .....	7
Fig. I.2 - Configurations de mouillage d'une goutte reposant sur une surface solide. ....	8
Fig. I.3 - Bilan des forces superficielles au niveau de la ligne de contact d'une goutte reposant sur un substrat.....	9
Fig. I.4 - Évaporation d'une goutte à angle de contact constant CCA (gauche) et à rayon constant CCR (droite). ....	10
Fig. I.5 Schémas des quatre modes d'évaporation possibles d'une gouttelette sessile : (a) Mode à rayon de contact constant (CCR). (b) Mode à angle de contact constant (CCA). (c) Mode mixte (d) Mode stick-slip. Les graphiques montrent l'évolution du profil des gouttelettes (volume (V), hauteur (H), rayon de contact (R) et angle de contact $\theta$ ).....	12
Fig. I.6 – Visualisation de l'écoulement dans une goutte saline en évaporation pour différentes concentrations de NaCl sur une surface hydrophobe inerte. (a) 0,01 wt %, temps d'évaporation (ET) $\approx$ 39 min, (b) 0,1 wt %, ET $\approx$ 45,7 min, (c) 1 wt %, ET $\approx$ 50,5 min, (d) 10 wt %, ET $\approx$ 63 min [28]. ....	15
Fig. I.7 Courbes linéaires du champ d'écoulement dans une gouttelette d'eau chauffée. Ecoulement capillaire (a) sans écoulement de Marangoni[23]. (b) avec écoulement de Marangoni. Les flèches indiquent la direction des flux [23]. ....	15
Fig. I.8 Représentation schématique de la direction du flux de Marangoni à l'intérieur des gouttes d'eau déposées : (a) goutte froide sur substrat chaud; (b) goutte chaude sur substrat froid.....	16
Fig. I.9 – Différents motifs obtenus après l'évaporation de gouttes de fluides complexes. (a) Fracturation d'une goutte d'albumine de sérum de bœuf pendant son séchage et (b) cristallisation en dendrites dans la zone centrale[32]. (c) Réseau de fissures radiales observées lors de la dessiccation d'une goutte saline de suspension colloïdale sur une lame de verre [50]. (d) Fissuration d'une goutte de sang en évaporation : de larges fissures blanches sont observées sur la couronne alors que celles du centre sont fines [33]. (e) Dépôt périphérique laissé après évaporation d'une tache de café [24]et (f) après évaporation d'une goutte contenant des colloïdes sur une surface de mica (la ligne de contact étant en mouvement)[49]. (g) Dépôt en forme d'anneau de particules rouges laissé sur le substrat en fin d'évaporation. L'observation microscopique révèle un état ordonné des colloïdes dans une zone de l'anneau (h) [34]. ....	18
Fig. I.10 – L'évaporation a lieu à la surface de la goutte de manière non homogène (flèches bleu). ....	19
Fig. I.11 Évaporation d'une goutte colloïdale dans des conditions ambiantes standard : (a) le flux sortant d'une gouttelette crée une tache de type anneau de café ; (b) La recirculation du flux de Marangoni crée un motif uniforme.....	19

Fig. I.12 Modèle uniforme avec un anneau extérieur épais[46].	21
Fig. I.13 Schémas de dépôt par évaporation sur la surface de PDMS montrant la sédimentation de microparticules et le dépôt par évaporation. Après évaporation, une monocouche (a) est formée pour une concentration plus faible en microparticules, tandis qu'un dépôt en forme de montagne (b) est formé pour une concentration plus élevée.....	22
Fig. I.14 (a) Motif stick-slip. Chaque anneau de particules correspond à la phase du stick en mode stick-slip. (b) Rayon de contact et angle de contact en fonction du temps d'évaporation [45].	24
Fig. I.15 Schémas de doigté à l'intérieur de l'anneau périphérique [68]	25
Fig. I.16 (a) Goutte en évaporation se doigtant vers l'extérieur. (b) Particules dans les doigts de la goutte[64].	26
Fig. I.17 Influence de la teneur en sel sur les modèles de fissures résultant du séchage des gouttes colloïdales. (a) Un modèle de fissures radiales régulier à faible salinité. (b, c) Un schéma de fissures désordonnées à salinité intermédiaire. (d) Un motif de fissures circulaires à haute salinité. Vue latérale des gouttes prises à : (aI) 15 min après le dépôt, (bI) 15 min après le dépôt, (cI) 20 min après le dépôt et (dI) 15 min après le dépôt. Vue de dessus des gouttes prises à : (aII) 20 min après le dépôt, (bII) 20 min après le dépôt, (cII) 22 min après le dépôt et (dII) 21 min après le dépôt [46]	27
Fig. I.18 Durée de vie d'une gouttelette de solution saline contenant 10% de sel : (a) vue de côté et (b) vue de dessus. Barre d'échelle, 1 mm[82].	28
Fig. I.19 (a) et (b) sont des gouttes séchées (50 $\mu$ l) de solutions de NaCl et de Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> sur des substrats de verre traités au Piranha. (i) et (ii) représentent différentes concentrations (0,05 M et 0,1 M, respectivement) de sels dans les solutions [90].	29
Fig. I.20 Modèles combinés. (a) Modèle de doigté à l'intérieur du modèle de tache de café[91] . (b) Un motif en forme de point à l'intérieur du motif en anneau de café[92].(c) Motif en forme de dendrite à l'intérieur du motif en anneau de café[93]. (d) Cristal inclus dans le motif de fissure : (I) fissures radiales et orthoradiales dans la partie périphérique du gisement, (II) dendrites dans la partie centrale du gisement et (III) inclusions dans la partie centrale du gisement [94]	31
Fig. I.21. La composition du sang[95].	32
Fig. I.22: Reconstitution en 3 dimensions d'un globule rouge vu de face.....	36
Fig. I.23.: Schéma de la membrane d'un érythrocyte (d'après[107]).	37
Fig. I.24 : Images de dessus des dépôts de gouttes laissés après évaporation complète des gouttes sessiles de sang total (même échelle). Toutes les expériences sont effectuées pour un même volume de goutte ( $V = 14,2 \mu$ L) et une HR croissante (substrat de verre ultraclean de microscope, température ambiante : 23,8°C, pression ambiante : 1005 hPa) [120].	42

Fig. I.25 : Les différentes étapes de séchage d'une goutte de sang humain (température ambiante 22°C, humidité : 30%, substrat de verre de microscope, 100 secondes entre chaque image) [121] . ..... 44

Fig. I.26 - Cisaillement dans le cas du modèle à deux plaques[122]...... 45

Fig. I.27 – a) Consistomètre de Bostwick [125], b) Coupe d'écoulement[126], c) Viscosimètre à chute de bille[127] , d) Viscosimètres capillaires[128], e) Viscosimètre de Laray (à tige tombante)[129] , f) Viscosimètre rotatif (Brookfield)[130]...... 48

Fig. I.28 : Bilan et distribution des efforts s'exerçant au sein d'un fluide en écoulement à surface libre sur un plan incliné de longueur et largeur infinies (d'après [131] )..... 49

Fig. I.29 : Exemples de coupes de viscosité[134]...... 49

Fig. I.30 : Géométrie du cône de Marsh ..... 50

Fig. I.31. Relations pression-débit du sang de *D. dorsalis* reconstitué à 10, 20, 30, 40 C. Chaque point est la moyenne de trois déterminations. Les lignes ont été ajustées aux points en utilisant la méthode des moindres carrés [152]...... 58

Fig. I.32. Une représentation en trois dimensions de la relation entre la viscosité du sang de *D. dorsalis* reconstitué et la température et le rapport d'hématocrite.  $k_1$  sont des valeurs constantes pour l'augmentation de la viscosité du sang avec l'augmentation de l'hématocrite ; Valeur  $k_2$ , augmentation de la viscosité plasmatique (0% d'hématocrite) avec diminution de la température. Les points ombrés sont les valeurs de viscosité observées et les points non ombrés calculés à partir de l'équation 5. La ligne continue a été ajustée aux points en utilisant la méthode des moindres carrés et la ligne hachurée tirée des points calculés à l'aide de l'équation 3 [152]...... 60

Fig. I.33. Relation entre l'augmentation de la viscosité du sang avec l'augmentation de l'hématocrite (valeur  $k_1$ ) et la température. La ligne continue a été ajustée aux points en utilisant la méthode des moindres carrés.  $k_3$  est la pente d'une relation linéaire [152]...... 63

Fig. I.35. Schéma fonctionnel de la méthode..... 66

Fig. I.36. Dynamique des transitions de phase lors du séchage d'une goutte de sérum. Les étapes morphologiques (à gauche) et la dynamique de ce processus en termes d'AMI (à droite), la courbe expérimentale non traitée: (a) est de 0 à 5 min, aplatissement du dôme, agrégation des protéines; (b) se situe entre la 5e et la 12e minute, formation d'une zone limite (principalement protéique); (c) est la 13e minute, le début de la formation de la zone de conversion; (d) est la 20e minute, l'achèvement de la formation de la zone de conversion, le début de la fissuration; (e) est la 21e minute, le début de la formation de la zone centrale (contenant principalement du sel); (f) est la 23e minute, les transitions de phase des sels. .... 67

Fig. I.37. Interface du programme. Recherche automatique des points de référence et détermination des paramètres de conception (en bas à droite) caractérisant la forme de la courbe d'une goutte de sérum de séchage [158]. ..... 68

Fig. I.38. Les caractéristiques morphologiques des gouttes séchées de sérum dans la norme et différentes maladies ou états physiologiques (cinq patients pour chaque état) : (a) est donneur ; (b) est un cancer du sein ; (c) est un cancer du poumon ; (d) est la paraprotéïnémie ; (e) est un accouchement à temps ; (f) est un accouchement prématuré ; (g) est menacée d'avortement (accouchement prématuré) à différentes périodes de gestation ; (h) est l'hépatite. .... 69

Fig. I.39. Caractéristiques spécifiques des courbes AMI expérimentales non traitées de gouttes de sérum séchant - pour chaque image, l'axe X est le temps (min), l'axe Y est l'AMI (unités enregistrées): (a) est le cancer du sein (noir) contre les donneuses (blanc); (b) est le cancer du poumon (noir) contre les donneuses (blanc); (c) les paraprotéïnémies (noir) contre les donneuses (blanc); (d) est l'accouchement prématuré (deuxième trimestre) (noir) contre l'accouchement à temps (blanc); (e) est l'hépatite B (noir) contre les donneuses (blanc); (f) est la 34 semaines de gestation avec menace d'avortement (noir, deux courbes pour un échantillon) contre 34 semaines de grossesse normale (blanche, deux courbes pour une échantillon) [158]. .... 70

Fig. I.40. Différences dans la dynamique des transitions de phase lors du séchage des gouttes de plasma chez les femmes enceintes normales et en cas de menace d'avortement (accouchement prématuré). .... 71

Fig. I.41. Nuages de points de différentes maladies et états physiologiques affichés sur les plans de caractéristiques des courbes AMI de gouttes de sérum séchant. .... 72

Fig. II.1 Montage expérimental du goniomètre avec la caméra IR. .... 78

Fig. II.2 Le goniomètre Kruss. a) Chambre à température et humidité contrôlé. b) Camera CCD. .... 79

Fig. II.3 Goutte de sang d'ovin évaporée à température 23 °C. .... 80

Fig. II.4 Variation de la tension superficielle du sang et de l'eau en fonction de la température. .... 82

Fig. II.5 Profil de température d'une ligne passant par le centre des gouttelettes de sang (Ts) et d'eau (Te). .... 82

Fig. II.6 Les données thermiques extraites par la caméra infrarouge de deux gouttes de sang d'ovin évaporées à température ambiante  $T_s=23\text{ °C}$ , où  $T_s$  est la température de surface (colonne de gauche) et  $T_s=90\text{ °C}$  (colonne de droite). (a) et (b) sont les images de la distribution de température sur les gouttes à  $t = 250\text{ s}$  et  $t = 43\text{ s}$ , respectivement. (c) et (d) représentent la variation de la température au TPCL et au centre de la goutte en fonction du temps. (e) et (f) représentent le profil de température d'une ligne passant par le centre de la goutte. .... 83

Fig. II.7 (a, b) Illustration de l'évaporation de gouttes de sang sur un substrat de verre hydrophile. (c) Image d'une goutte de sang d'ovin captée par la caméra CCD. (d, e) Schéma de la formation de fissures sur un substrat de verre hydrophile. .... 84

Fig. II.8 a) Image des motifs de dépôt morphologiques des gouttes de sang sur un substrat de verre hydrophile. (b) Image de dépôt morphologique 3D..... 85

Fig. II.9 Images temporelles séquentielles de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat de verre à une température de 23 °C (a-d) Vue de côté, (e-h) Schéma de principe de la dynamique d'évaporation à l'intérieur de la goutte..... 86

Fig. II.10 Profils de température d'une ligne passant par le centre de la goutte évaporée à  $T_s=23$  °C pour différentes échelles de temps.  $t_0$  est le temps auquel l'évaporation commence et  $t_f$  est le temps d'évaporation complet. .... 87

Fig. II.11 Images à différents instants de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat de verre à 37 °C (a-d) Vue latérale, (e-h) Illustration schématique de la dynamique de l'évaporation à l'intérieur de la goutte. (i) Variation du gradient de température en fonction du temps..... 88

Fig. II.12 Images à différents instants de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat de verre à une température de 60 °C (a-d) Vue latérale, (e-h) Illustration schématique de la dynamique d'évaporation à l'intérieur de la goutte. (i) Variation de température à TPCL et au centre de la goutte en fonction du temps..... 89

Fig. II.13 Variation de la hauteur, du volume, de l'angle de contact et du nombre de Marangoni d'une goutte de sang en fonction du temps ( $T_s = 23^\circ\text{C}$ )..... 91

Fig. II.14 L'évolution de la hauteur, du volume, de l'angle de contact et du nombre de Marangoni pour trois gouttes de sang en fonction du temps. .... 92

Fig. II.15 Profils de température d'une ligne passant par le centre de la goutte évaporée à  $T_s=37$  °C pour différentes échelles de temps.  $t_0$  est le temps de début d'évaporation,  $t_s$  est le temps spécifique auquel  $Ma$  atteint sa valeur maximale et  $t_f$  est le temps d'évaporation complet..... 94

Fig. II.16 Profils de température d'une ligne passant par le centre de la goutte évaporée à  $T_s=60$  et  $90$  °C pour différentes échelles de temps.  $t_0$  est le temps de début d'évaporation,  $t_s$  est le temps spécifique auquel  $Ma$  atteint sa valeur maximale et  $t_f$  est le temps d'évaporation complet. .... 95

Fig. II.17 Variation de la pente de la courbe de retrait volumique en fonction de  $T_s$ . .... 96

Fig. II.18 Plan de régression polynomial 11 (degré 1 en x et degré 1 en y,  $R^2=0,89$ ) de la variation de la pente de la courbe de retrait volumique en fonction de  $V$  et  $T_s$ . .... 97

Fig. II.19 Appareil Alicona, Infinite focus G5..... 98

Fig. II.20 Images d'une goutte de sang évaporée à température ambiante où différents motifs peuvent être observés (1, 2, 3, ..., n). .... 100

Fig. II.21 La variation du volume de goutte en fonction du diamètre pour la goutte évaporée à  $23^\circ\text{C}$  et  $90^\circ\text{C}$  de température de surface. .... 101

Fig. II.22 Variation du paramètre  $S_q$  en fonction de  $T_s$ . .... 103

Fig. II.23 Variation du paramètre Sz en fonction de Ts.....	103
Fig. II.24 Variation du paramètre Coplanarité en fonction de Ts.....	104
Fig. II.25 Plan de régression polynomial 11 ( $R^2=0.89$ ) de la variation du paramètre Sq en fonction de V et Ts.....	105
Fig. II.26 Plan de régression polynomial 11 ( $R^2=0.92$ ) de la variation du paramètre Sz en fonction de V et Ts.....	105
Fig. II.27 Plan de régression polynomial 11 ( $R^2=0.83$ ) de la variation du paramètre de coplanarité en fonction de V et Ts. ....	106
Fig. II.28 Coefficients de régression des courbes de variations des paramètres de rugosité et de motif en fonction de la température de surface. ....	107
Fig. II.29 Coefficients de régression des courbes de variations des paramètres de rugosité et de motif en fonction de la température de surface et du volume de goutte. ....	108
Fig. III.1 Variation de la tension superficielle du sang et de l'eau en fonction de la température. ....	116
Fig. III.2 Image des motifs de dépôt morphologiques des gouttes de sang sur un substrat de verre hydrophile. ....	117
Fig. III.3 L'évolution de la hauteur relative moyenne, du volume relatif moyen et du nombre de Marangoni moyen pour les gouttes de sang porcain sain en fonction du temps.....	118
Fig. IV.1 Configuration du goniomètre "Krus". ....	131
Fig. IV.2 Schéma d'écoulement capillaire et Marangoni.....	131
Fig. IV.3 Les gouttelettes de sang s'évaporent à $T_s=23^\circ\text{C}$ . (a) HPB, (b) PPB. ....	132
Fig. IV.4 Profil de température pour une ligne passant par le centre de deux gouttelettes d'eau ( $T_e$ ) et de sang ( $T_s$ ).....	133
Fig. IV.5 Variation de la tension superficielle du sang porcain et de l'eau [191] en fonction de la température. ....	135
Fig. IV.6 Images séquentielles en vue latérale temporelle de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat en verre à différents $T_s$ . ....	136
Fig. IV.7 Variation de la hauteur et du volume moyens relatifs et du nombre de Marangoni en fonction du temps pour des gouttes d'eau, de sang de porc sain et pathologique évaporées à $T_s= 23, 37, 60$ et $90^\circ\text{C}$ . ....	137
Fig. IV.8 Variation de la hauteur moyenne en fonction du temps d'évaporation pour des gouttelettes évaporées à $T_s=90^\circ\text{C}$ . ....	138
Fig. IV.9 Variation du taux d'évaporation des gouttelettes en fonction du temps. ....	140
Fig. IV.10 Images 3D du dépôt final d'une gouttelette de sang porcain évaporée à $T_s=23^\circ\text{C}$ . ....	143

## Liste des Tableaux

Tableau I.1 - Viscosité de différents fluides à différentes températures [124].....	47
Tableau I.2 Équations constitutives utilisées pour la viscosité non newtonienne du sang. .....	55
Tableau I.3. Pentés et coefficients de corrélation (r) pour les relations pression-débit présentées sur la Fig. I.31[152] .....	59
Tableau I.4. Données de viscosité du sang reconstitué de D. Dorsalis mesurées à différents niveaux d'hématocrite et de température [152] .....	60
Tableau II.1 Définitions des paramètres topographiques. ....	102
Tableau II.2 P-value des paramètres topographiques. ....	110
Tableau II.3 Différences significatives entre les différentes températures de surface pour les paramètres topographiques.....	111
Tableau II.4 Paramètre Sda, ANOVA et test de Tukey-kramer. ....	111
Tableau III.1 Différences significatives de $\tau$ entre le sang Ts pour le sang porcain sain. ....	119
Tableau III.2 Différences significatives dans les taux d'évaporation du sang Ts pour le sang porcain sain.....	120
Tableau III.3 Coefficients de régression des courbes de variation des paramètres de rugosité pour le motif induit par l'évaporation de gouttes de sang porcain sain en fonction de Ts et Ts +V (12 paramètres). ....	121
Tableau III.4 Différences significatives entre les classes de température pour tous les paramètres du sang porcain sain. ....	122
Tableau III.5 Différences entre : le sang porcain sain et ovin sain à l'aide de paramètres topographiques à différentes températures de surface. ....	123
Tableau III.6 Définitions des paramètres topographiques. ....	124
Tableau. IV.1 Différences significatives de Ma max et Ma moyen entre les deux groupes sanguins porcins.....	139
Tableau. IV.2 Différences significatives dans les taux d'évaporation entre les trois fluides pour chaque Ts.....	141
Tableau. IV.3 Différences significatives de $\tau$ entre le sang Ts pour le sang porcain pathologique.....	142
Tableau. IV.4 Différences significatives dans les taux d'évaporation du sang Ts pour le sang porcain pathologique. ....	142

Tableau. IV.5 Coefficients de régression des courbes de variation des paramètres de rugosité pour le motif induit par l'évaporation de gouttes de sang porcin pathologique en fonction de $T_s$ et $T_s + V$ (13 paramètres). .....	144
Tableau. IV.6 Coefficients de régression des courbes de variation des paramètres de rugosité pour le motif induit par l'évaporation de gouttes de sang sain (ovin + porcin) en fonction de $T_s$ et $T_s + V$ (12 paramètres). .....	145
Tableau. IV.7 Différences significatives entre les classes de température pour tous les paramètres du sang de porcin pathologique. ....	146
Tableau. IV.8 Différences entre : le sang porcin sain et pathologique - le sang pathologique (porcin) et sain (ovin et porcin) à l'aide de paramètres topographiques à différentes températures de surface. ....	147

# **Introduction Générale**

## 1. Enjeux sociétaux

Ce sujet est en plein cœur de l'actualité : santé, diagnostic médical. Il y a des difficultés pour dépister des pathologies classiques (diabète, hépatites, ...) ou de nouvelles pathologies (Covid, ...) en situations complexes, de manière rapide et fiable.

Pour cela, nous avons constaté la nécessité de développer de nouveaux moyens d'aide à la décision ou de diagnostic médical, et qu'elles soient :

- Générique : Quelle que soit la pathologie.
- Rapide : la durée du test prendra quelques minutes
- « Tout terrain » : en laboratoire, dans des villages reculés, ...

Et sans avoir besoin d'un spécialiste pour faire le test ou analyser les données.

## 2. But et objectifs

L'évaporation de gouttes sessiles de sang humain met en évidence des mécanismes multiphysiques faisant intervenir entre autres l'évaporation, la convection thermocapillaire, la mouillabilité. L'étape finale du séchage complet d'une goutte de sang fait ressortir des motifs réguliers reproductibles fortement dépendants de la température du substrat. Au cours du séchage, l'écoulement au sein de la goutte met en évidence une phase de dépôt des colloïdes lourds, comme les globules rouges, blancs et les plaquettes ; alors que les colloïdes légers sont transportés dans le fluide en suspension. Le motif induit résulte donc de cette séparation naturelle gouvernée par la mécanique des fluides et la thermique.

Un constat surprenant est que seules des observations expérimentales qualitatives de gouttes séchées de sérum (humain ou animal) ont été publiées dans des journaux médicaux[1–3]. Le processus d'évaporation n'est que succinctement décrit et analysé dans la littérature. Les observations de ces principes physiques nous ont amené à imaginer une méthodologie permettant la détection de pathologie influençant la qualité sanguine. En effet, le sang est un fluide non newtonien composé d'une multitude de composants (globules rouges, globules blanc, protéines, ...). Une légère modification de ces composants peut engendrer une altération des propriétés du sang car les composants

---

sanguins sont les facteurs principaux des paramètres fluidiques tels que la viscosité, la densité, la mouillabilité, ...

A ce jour, seul le motif final obtenu après l'évaporation complète est utilisé pour faire la distinction entre des personnes saines des patients pathologiques. Pour cela, la morphologie des dépôts est analysée car elle dépend fortement de la température du substrat[4] et de l'écart de température entre le sommet de la goutte et la ligne triple générant ainsi le mouvement des cellules de Marangoni thermique. Au cours de la dynamique d'évaporation, la visualisation des phénomènes thermo fluidiques peuvent être réalisés à l'aide d'une caméra de microthermographie infrarouge.

### 3. Plan de thèse

Cette thèse a pour vocation d'étudier l'évaporation thermique d'une goutte de sang et d'analyser topographiquement les motifs induits. Pour cela, le travail a été décomposé en quatre étapes : La première étape consiste à établir les conditions optimales afin d'obtenir des motifs reproductibles induits par l'évaporation d'une goutte de sang. De nombreux essais au laboratoire ont été réalisés à partir de sang ovin (non pathologique) et ont permis de choisir le type de substrat à utiliser (substrat hydrophile en verre), et de déterminer des températures caractéristiques d'analyses ( $T_s=23, 37, 60$  et  $90^\circ\text{C}$ ). Le taux d'humidité (40%) a également été fixé afin de permettre des analyses dans des conditions standardisées. La seconde étape a consisté à analyser la dynamique d'évaporation et à comprendre les mécanismes engendrant les dépôts en fonction de la température du substrat.

En complément, des mesures topographiques basées sur la méthode de variation de focus ont permis de déterminer des paramètres topographiques permettant de discriminer statistiquement et significativement les différents modes d'évaporation (Article soumis dans Heliyon).

A la suite de ces résultats prometteurs, nous avons décidé de reproduire ce mode opératoire pour un autre type de sang, cette fois, porcine (non pathologique) afin d'évaluer la reproductibilité de notre méthode et de quantifier la variabilité inter-espèce. Les résultats

---

obtenus nous confortent dans notre démarche et ont montré une cohérence dans le choix des paramètres topographiques caractéristiques.

La dernière étape réalisée durant ces trois années consiste à réaliser ces mêmes expériences en utilisant différentes qualités sanguines. Pour cela, un troisième type de sang a été utilisé, c'est un sang porcin pathologique. La pathologie est la glomérulonéphrite qui induit une inflammation des glomérules (petits vaisseaux sanguins) des néphrons, qui sont chargés de filtrer les déchets sanguins et de les transférer dans l'urine. Cela a pour conséquence la réduction des globules rouges présents dans le sang, ces derniers se retrouvant dans les urines. Cette fuite modifie les propriétés du sang, ce qui affecte le dépôt induit de gouttes de sang évaporées. Les analyses statistiques des caractéristiques topographiques ont permis de déterminer un jeu de paramètres pertinents dans la discrimination des types de sang et donc de déterminer la présence ou non de la pathologie : nous avons ainsi développé une méthodologie complète pour le futur développement d'un outil d'aide au diagnostic médical.

Cette thèse est organisée en introduction générale, 4 chapitres et une conclusion générale. L'introduction présente les enjeux sociétaux et le contexte scientifique. Le premier chapitre fournit la revue des travaux des autres chercheurs pour comprendre les concepts abordés dans la thèse. La structure du chapitre 1 est la suivante ; Tout d'abord, il donne une introduction aux principes fondamentaux du phénomène de mouillage, qui sont étroitement liés à l'évaporation des gouttelettes sessiles. Ensuite, les modes d'évaporation des gouttelettes de séchage et les champs d'écoulement internes les plus importants sont décrits. En outre, le chapitre présente les modèles de dépôt les plus courants laissés sur des substrats solides après l'évaporation complète des gouttelettes colloïdales sessiles. Les caractéristiques du sang et les différents types de viscosimètres sont décrits en montrant l'influence de la température sur la viscosité du sang. Enfin, la dernière partie résume une méthode acoustique pour le diagnostic médical par séchage des gouttes de sérum. Les chapitres suivants présentent les résultats obtenus au cours de cette thèse de doctorat.

Le chapitre 2 présente le développement de la méthode, fournit des études sur le sang ovine sain à différentes températures de surface, composé de trois parties : Fluidique et

---

thermique, où la dynamique d'évaporation des gouttes de sang est étudiée ; Topographique, où des études topographique sont faites sur les motifs induites de l'évaporation des gouttes ; Statistique, où des études statistiques comparent les différentes classes de température pour les paramètres fluidiques et topographiques.

Le chapitre 3 consiste en la validation de la méthode et une étude inter-espèce en comparant le sang ovin sain au sang porcin. Tout d'abord, une étude de la dynamique d'évaporation de goutte de sang porcin sain et ensuite une étude topographique des motifs induits sont décrits, afin de faire la comparaison entre les deux types de sang.

Le chapitre 4 est une preuve de concept consistant à étudier la dynamique d'évaporation des gouttes de sang porcin pathologique et analyser topographiquement les motifs induits, afin de comparer les paramètres du sang porcin sain et pathologique.

# **Chapitre I : Etat de l'art**

## 1. Physique des gouttes sessiles

Une goutte sessile reposant sur une surface solide est un système relativement simple. Cependant, de nombreux phénomènes interviennent, tout aussi complexes les uns que les autres (Fig. I.1). La dynamique d'évaporation, le mouillage, la convection dans l'air environnant, les écoulements à la surface et à l'intérieur du liquide sont à prendre en considération. Les différents phénomènes mis en jeu dans l'évaporation de gouttes résultent des interactions moléculaires au niveau des interfaces, caractérisées par des grandeurs physiques telles que la tension de surface, l'angle de mouillage, le transfert de chaleur, etc. L'interface solide-liquide, joue un rôle important dans le processus d'évaporation, notamment par les échanges thermiques [5] et les propriétés de mouillage [6,7]. Il en est de même pour l'interface liquide-vapeur, caractérisée par la tension superficielle  $\gamma_{LV}$ , qui a une influence notamment sur la forme de la goutte.

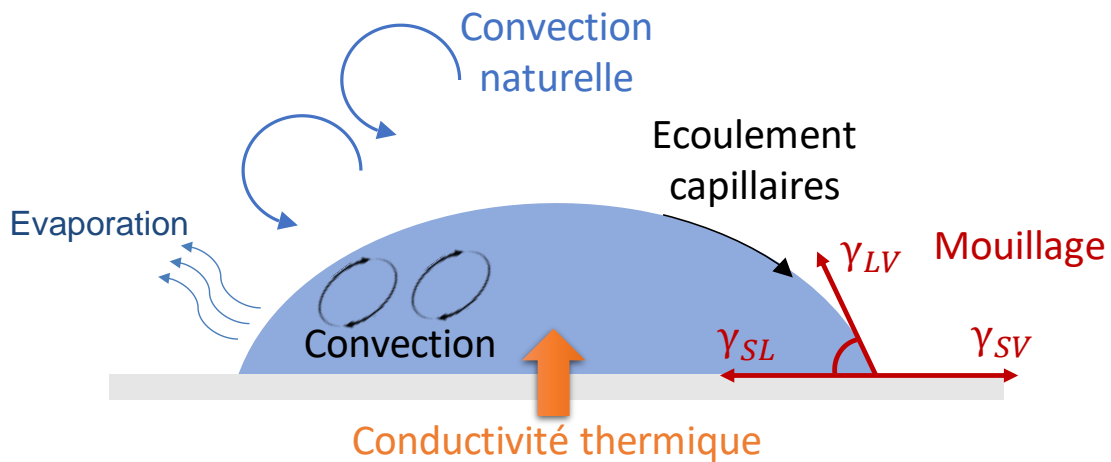


Fig. I.1 - Mécanismes impliqués dans une goutte sessile

### 1.1. Tension de surface

la tension superficielle d'un liquide provoquée par l'attraction des particules de la couche superficielle par la masse du liquide, qui tend à minimiser la surface. La tension superficielle dépend principalement des forces d'attraction entre les particules dans le liquide donné et également du gaz, du solide ou du liquide en contact avec lui, de la nature des espèces chimiques présentes ainsi que des conditions de pression et de température.

Plus l'énergie à la surface du liquide est élevée, plus la cohésion de ce dernier est assurée. Cet effet permet d'expliquer par exemple pourquoi des objets d'une densité plus élevée que l'eau tels que les insectes peuvent flotter à la surface de l'eau sans être même partiellement submergés.

## 1.2. Mouillage

Pour une goutte liquide uniquement en contact avec sa vapeur, la tension de surface fait que celle-ci va spontanément former une sphère pour minimiser son énergie de surface, puisque la sphère a un rapport surface/volume minimal. Cependant, pour une goutte sessile, si l'attraction entre le solide et le liquide est forte, le solide va attirer les molécules du fluide à l'interface solide-vapeur avec une force supérieure à celle que les molécules du liquide exercent entre elles. C'est-ce qu'on appelle le mouillage, c'est-à-dire la façon dont le liquide s'étale sur le substrat.

Deux situations peuvent être observées : le liquide peut soit s'étaler complètement sur la surface (mouillage total), soit rester sous forme de goutte sur le solide (mouillage partiel). Le paramètre d'étalement  $S$  compare l'énergie de surface d'un substrat sec à celle d'un substrat mouillé par un film liquide. C'est son signe qui caractérise le type de mouillage :

$$S = \gamma_{sv} - (\gamma_{sl} + \gamma_{lv}) \quad (I.1)$$

Où  $\gamma_{sv}$  est la tension de surface entre le solide et la vapeur,  $\gamma_{sl}$  entre le solide et le liquide,  $\gamma_{lv}$  entre le liquide et la vapeur.

Si  $S > 0$ , le liquide s'étale complètement.

Si  $S < 0$ , le liquide ne s'étale plus complètement et une partie du substrat est sec.

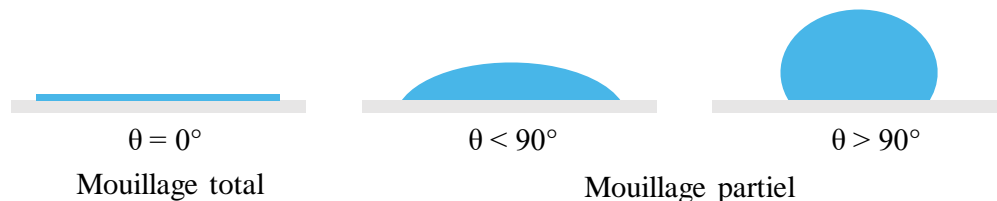


Fig. I.2 - Configurations de mouillage d'une goutte reposant sur une surface solide.

Dans le cas d'un mouillage partiel, la goutte repose à l'équilibre sur le substrat en formant un angle au niveau de la ligne de contact.

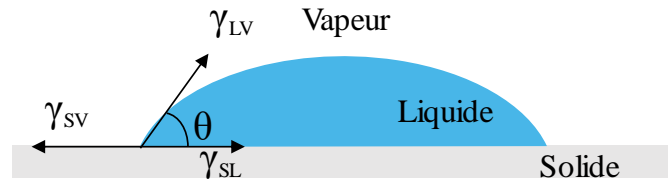


Fig. I.3 - Bilan des forces superficielles au niveau de la ligne de contact d'une goutte reposant sur un substrat.

Cet angle de contact  $\theta$  résulte de l'équilibre entre les trois forces de tension interfaciales citées précédemment. Sur un substrat lisse et à l'équilibre, ces grandeurs sont reliées par l'équation de Young :

$$\cos \theta = \frac{\gamma_{SV} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LV}} \quad (I.2)$$

Lorsque  $\theta < 90^\circ$ , la surface est dite mouillante ou hydrophile et inversement, lorsque  $\theta > 90^\circ$ , on parle de surface hydrophobe. Par ailleurs, on définit le terme « ligne triple » comme la région commune aux trois interfaces (solide-liquide, liquide-vapeur et vapeur-solide).

## 2. Dynamique d'évaporation de gouttes

Une goutte sessile est une goutte de liquide qui est placée sur un substrat solide où sa ligne de contact limite la zone de contact mouillée entre le liquide et la surface solide. Elle est caractérisée par la hauteur de sa hauteur (H), son rayon (R) et son angle de contact ( $\theta$ ). La goutte s'évapore si l'atmosphère autour de son interface n'est pas saturée par sa vapeur. L'évaporation des gouttes sessiles est un sujet d'intérêt important pour de nombreuses applications telles que le refroidissement micro-électronique [8], les techniques de diagnostic médical [9,10], la nanotechnologie [11], la peinture et l'impression [12–14], etc. Ce sujet a attiré l'attention des chercheurs et conduit à une augmentation rapide du nombre de publications depuis les années 1980.

## 2.1. Principe d'évaporation d'une goutte

L'évaporation est un passage de l'état liquide à l'état de vapeur. Ce processus de vaporisation a pour effet d'absorber de l'énergie (l'enthalpie de vaporisation  $L_v$ ) et donc de réduire la température ambiante. Il s'agit donc d'un phénomène endothermique. Cette transformation se développe à l'interface liquide/vapeur dès que la condition d'équilibre thermodynamique n'est pas satisfaite et des échanges de molécules entre les phases liquide et vapeur se produisent. Dans ces conditions, la pression partielle de vapeur est inférieure à la pression de vapeur saturante et le nombre de molécules rejoignant la phase vapeur est supérieur au nombre de molécules entrant en phase liquide. Au contraire, si la phase vapeur est saturée, ces échanges s'équilibrent, et le nombre de molécules sortantes égale le nombre de molécules entrantes [15]. Généralement, quatre situations sont envisagées lorsqu'une goutte sessile s'évapore sur un substrat inerte (Fig. I.5) :

- **Evaporation à angle de contact constant (CCA)**

La goutte perd en volume en gardant son angle de contact constant et en conservant la forme d'une calotte sphérique. La ligne de contact est libre de bouger et le rayon de la goutte décroît au cours de l'évaporation (Fig. I.4 a).

- **Evaporation à rayon constant (CCR)**

La surface de contact entre le liquide et le solide reste constante tandis que l'angle de contact décroît linéairement avec le temps [16,17]. Ce type d'évaporation est principalement observé sur des surfaces inertes très rugueuses où la ligne de contact reste ancrée durant tout le processus d'évaporation (Fig. I.4 b).

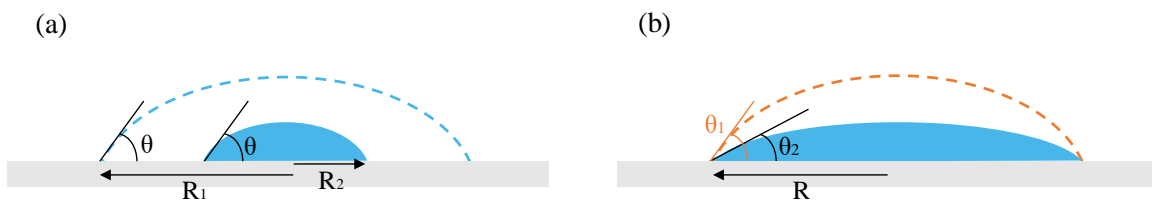


Fig. I.4 - Évaporation d'une goutte à angle de contact constant CCA (gauche) et à rayon constant CCR (droite).

- **Le mode mixte**

Le mode mixte, où le mode d'évaporation passe progressivement à un autre mode et parfois le rayon et l'angle de contact diminuent simultanément. Un des comportements les plus signalés est la transition de CCR à CCA.

- **Le mode stick-slip**

Le mode « stick-slip », où la goutte est en mode CCR, mais la ligne de contact glisse soudainement dans une nouvelle position entraînant un rayon de contact plus petit lorsque l'angle de contact atteint un seuil, la valeur minimale. Ensuite, la goutte est à nouveau en mode CCR jusqu'au glissement suivant. L'épinglage / « Stick » et le glissement / « slip » de la ligne de contact peuvent se produire plusieurs fois jusqu'à l'évaporation complète (Fig. I.5d). La phase « Stick » dure plus longtemps et représente la majeure partie de la durée de vie des gouttes, mais la phase de « glissement » se produit rapidement. En 1995, Shanahan a introduit une théorie simple pour le mode d'évaporation « stick-slip » [18]. Selon Shanahan et al. [18–21], lorsqu'une goutte sessile est à l'équilibre thermodynamique, les énergies de surface libre / interfaciales du système sont à leur niveau minimum. La diminution de l'angle de contact de la goutte accrochée conduit à l'augmentation de cette énergie libre au-dessus du niveau minimum [19–21]. L'effet d'ancrage est également attribué à une barrière d'énergie potentielle. Lorsque l'énergie libre excédentaire atteint la barrière d'énergie à un angle de contact critique, le système dispose de suffisamment d'énergie pour la surmonter. Par conséquent, la ligne de contact glisse vers une nouvelle position d'équilibre pour consommer l'énergie libre excédentaire [19–21]. L'évaporation des gouttelettes peut se poursuivre avec la répétition successive de ce cycle des phases "stick" et "slip".

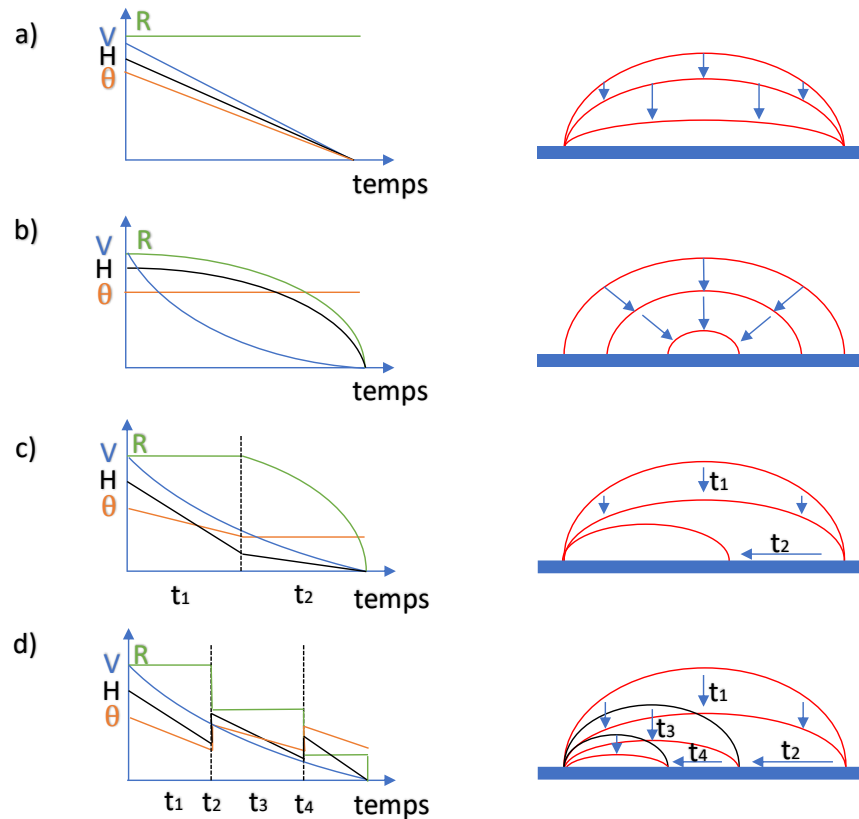


Fig. 1.5 Schémas des quatre modes d'évaporation possibles d'une gouttelette sessile : (a) Mode à rayon de contact constant (CCR). (b) Mode à angle de contact constant (CCA). (c) Mode mixte (d) Mode stick-slip. Les graphiques montrent l'évolution du profil des gouttelettes (volume (V), hauteur (H), rayon de contact (R) et angle de contact  $\theta$ ).

## 2.2. Champs d'écoulement dans une goutte chauffée

L'étude des effets de différents champs d'écoulement au sein d'une goutte sessile en évaporation est un domaine de recherche important. Les flux capillaires et de Marangoni sont deux flux importants couramment observés à l'intérieur de gouttes sessiles au cours de l'évaporation.

### Écoulement capillaire

Une fois que la ligne de contact d'une goutte est accrochée à la surface solide, le fluide s'écoule radialement de la région centrale vers le bord en raison de la vitesse d'évaporation accrue au niveau de la ligne de contact. Cet écoulement radialement extérieur reconstitue

le liquide évaporé au bord, appelé écoulement capillaire (Fig. I.7 a) [22–24]. Dans ce champ d'écoulement particulier, la goutte en cours d'évaporation suit généralement le CCR, où le rayon est constant et l'angle de contact diminue [25–27].

### Écoulement Marangoni

On désigne par « effet Marangoni » les phénomènes de transport de matière le long d'une interface sous l'effet d'un gradient de tension superficielle. L'effet Marangoni le plus connu se manifeste sous la forme de « larmes de vin ». Cet effet est dû au fait que si l'alcool est mélangé à l'eau de façon hétérogène, une région du liquide ayant une concentration plus faible en alcool, donc de tension de surface plus élevée, va tirer sur le liquide où l'alcool est plus concentré. Le liquide aura tendance à couler vers les régions de faible concentration en alcool sur les bords du verre.

Les écoulements de type Marangoni peuvent être induits par un changement local de concentration (Marangoni solutal) mais aussi par des gradients de température (Marangoni thermique). En effet, la tension de surface étant fortement influencée par la température, un gradient de température le long de la surface d'une goutte induit des gradients de tension de surface et des écoulements capillaires.

La distribution en température sur la surface d'une goutte et la présence de l'effet Marangoni dans une goutte d'eau ont fait l'objet de nombreuses études. Il existe deux cas de figures concernant le champ de température à la surface d'une goutte qui s'évapore à température ambiante ou sur un substrat chauffé.

Le haut de la goutte est plus froid que la ligne triple, en raison du fait que le chemin de conduction de chaleur entre l'interface solide-liquide et le haut de la goutte est plus long que vers la ligne triple, en raison de la géométrie de la goutte.

La température aux bords de la goutte est plus basse qu'au sommet car le flux d'évaporation est plus important à la ligne triple et l'évaporation étant un phénomène endothermique, la goutte est davantage refroidie en périphérie.

Dans ce cas, quel serait le critère qui ferait prévaloir un phénomène plutôt que l'autre (conduction ou évaporation) ? De nombreux travaux expérimentaux et théoriques ont été réalisés pour étudier les écoulements induits par une variation de tension de surface dans une goutte sessile en évaporation.

Une étude récente sur la cinétique d'évaporation d'une goutte de solution de NaCl (la concentration en soluté étant initialement homogène dans la goutte) reposant sur une surface hydrophobe a été menée par Kang et al.[28]. En raison de la non-uniformité du flux d'évaporation le long de la surface de la goutte, des gradients de température et de concentration se mettent en place progressivement au sein de la goutte. En effet, au niveau de la ligne triple, la température est plus faible qu'au sommet de la goutte et la concentration en sel est plus élevée, le flux d'évaporation étant plus élevé à cet endroit. Ces gradients engendrent alors des gradients de tension de surface et de densité, respectivement responsables de l'écoulement Marangoni et de la convection de Rayleigh. Grâce à l'introduction de particules fluorescentes et par la méthode de vélocimétrie par images de particules, les auteurs ont réussi à mettre en évidence les mouvements convectifs au sein de la goutte (Fig. I.6) et plus précisément la convection de Rayleigh induite par évaporation.

La co-occurrence du capillaire et des écoulements de Marangoni à l'intérieur des gouttelettes est possible lorsque l'évaporation du solvant provoque une instabilité thermodynamique et / ou hydrodynamique [29,30]. Kim et al [31] ont constaté que le flux capillaire est plus fort que le flux de Marangoni lorsque le substrat est chauffé, alors que l'inverse est vrai dans le cas de substrats refroidis.

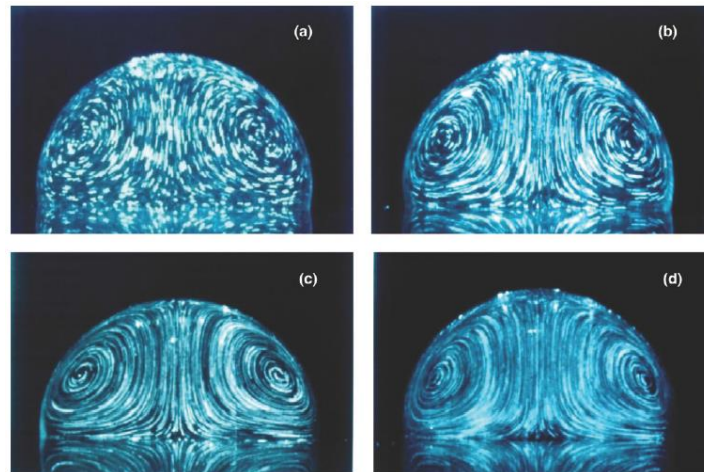


Fig. I.6 – Visualisation de l'écoulement dans une goutte saline en évaporation pour différentes concentrations de NaCl sur une surface hydrophobe inerte. (a) 0,01 wt %, temps d'évaporation (ET)  $\approx$  39 min, (b) 0,1 wt %, ET  $\approx$  45,7 min, (c) 1 wt %, ET  $\approx$  50,5 min, (d) 10 wt %, ET  $\approx$  63 min [28].

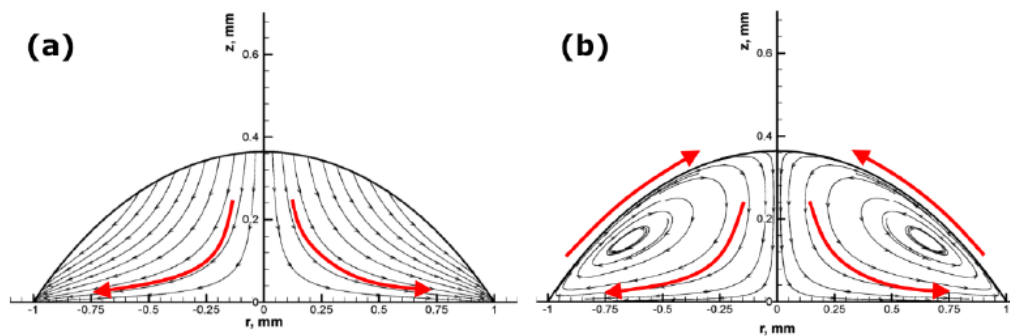
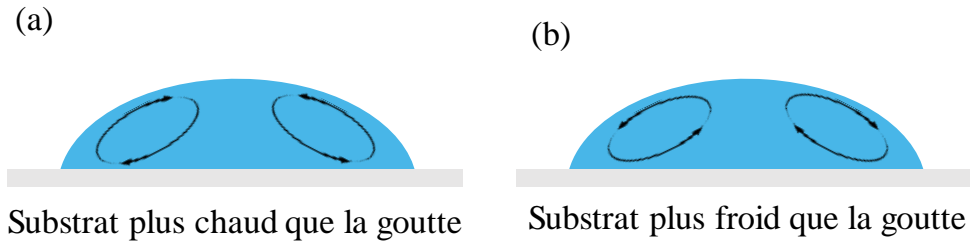


Fig. I.7 Courbes linéaires du champ d'écoulement dans une gouttelette d'eau chauffée. Ecoulement capillaire (a) sans écoulement de Marangoni[23]. (b) avec écoulement de Marangoni. Les flèches indiquent la direction des flux [23].



*Fig. I.8 Représentation schématique de la direction du flux de Marangoni à l'intérieur des gouttes d'eau déposées : (a) goutte froide sur substrat chaud; (b) goutte chaude sur substrat froid.*

### 3. Motifs des dépôts formés après évaporation.

L'évaporation de fluides complexes, comme des liquides biologiques (albumine de sérum de bœuf [32], sang [33], etc.) est un domaine intéressant dans la mesure où il permet l'analyse de motifs, et l'étude de fractures pendant le séchage de tels fluides. Ce domaine a suscité beaucoup d'intérêt notamment chez les industriels, afin de pouvoir contrôler de manière plus précise les processus de séchage (par exemple la peinture) (Fig. I.9).

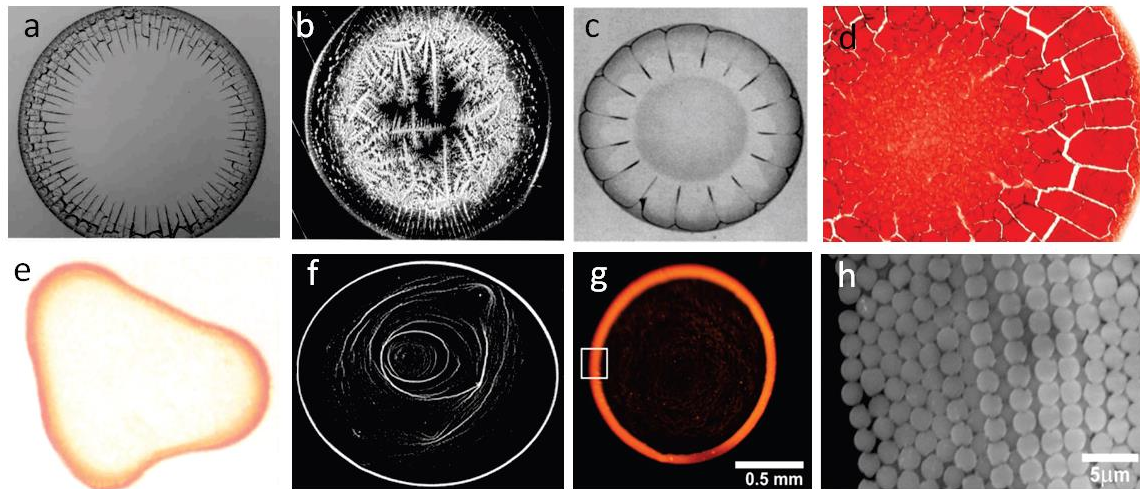
Plus particulièrement, lors de l'évaporation de suspensions de particules, le fluide s'évapore mais les particules initialement présentes au sein de la goutte laissent un motif final, résultant de l'auto-organisation des particules déposées sur la surface [34,35](Fig. I.9). De nombreuses applications en découlent, notamment dans les domaines de l'impression, la réalisation de dépôts de surfaces, ou encore de matériels électroniques et photovoltaïques [36,37]. La complexité des interactions mises en jeu au sein d'une goutte en évaporation rend l'obtention d'un dépôt contrôlé très difficile.

Le liquide de séchage contenant des solutés non volatils est omniprésent dans la vie quotidienne et dans la nature, comme les taches de thé ou de café sur les surfaces solides ou les anneaux de particules de poussière provenant de gouttes de pluie séchées sur les fenêtres. Le séchage de gouttes sessiles avec des particules en suspension forme divers motifs de dépôt sur des surfaces solides. Ces modèles intéressants et complexes ont une influence significative dans de nombreuses applications telles que la biologie[9,10,38], l'assemblage complexe [14], l'impression [12,39]et la nanotechnologie [11]. De

nombreuses études ont été publiées au cours des dernières décennies pour améliorer la compréhension et le contrôle des morphologies des dépôts [25–27]. Les effets macroscopiques tels que la structure de l'écoulement interne [40–43] et la dynamique de la ligne de contact [20,39,44,45], ainsi que les effets microscopiques tels que l'interaction particule-interface / particule-particule [46–48] affectent de manière significative les morphologies des dépôts finaux. Les modèles de dépôt les plus connus sont décrits dans les sous-sections suivantes.

### 3.1. Tache de café

Parmi les premières études menées sur l'évaporation de suspensions de particules, on peut citer celles de Deegan [24,49]. Ce dernier a mis en évidence une accumulation de particules près de la ligne de contact sous forme d'anneau, après qu'une goutte de suspension colloïdale se soit évaporée. Cet effet est connu sous le nom d'effet tache de café, en référence à l'auréole laissée par une goutte de café (Fig. I.9 e). L'introduction de microsphères dans une goutte d'eau a permis de révéler l'existence d'un écoulement radial dirigé vers l'extérieur de la goutte à l'interface solide-liquide, responsable de la formation de ce motif. Cet écoulement, différent de l'effet Marangoni expliqué précédemment, s'explique entre autres par la non-uniformité du flux d'évaporation. Ce dernier diverge au niveau de la ligne triple lorsque la goutte est ancrée. Un écoulement du centre vers la périphérie de la goutte est alors créé pour compenser l'évaporation (Fig. I.10). Ce flux transporte alors les particules responsables de la formation du dépôt. Cette accumulation de matière au niveau de la ligne triple a le même effet que si des imperfections étaient présentes sur le substrat, favorisant ainsi l'ancrage de la ligne de contact.



*Fig. 1.9 – Différents motifs obtenus après l'évaporation de gouttes de fluides complexes. (a) Fracturation d'une goutte d'albumine de sérum de bœuf pendant son séchage et (b) cristallisation en dendrites dans la zone centrale [32]. (c) Réseau de fissures radiales observées lors de la dessiccation d'une goutte saline de suspension colloïdale sur une lame de verre [50]. (d) Fissuration d'une goutte de sang en évaporation : de larges fissures blanches sont observées sur la couronne alors que celles du centre sont fines [33]. (e) Dépôt périphérique laissé après évaporation d'une tache de café [24] et (f) après évaporation d'une goutte contenant des colloïdes sur une surface de mica (la ligne de contact étant en mouvement) [49]. (g) Dépôt en forme d'anneau de particules rouges laissé sur le substrat en fin d'évaporation. L'observation microscopique révèle un état ordonné des colloïdes dans une zone de l'anneau (h) [34].*

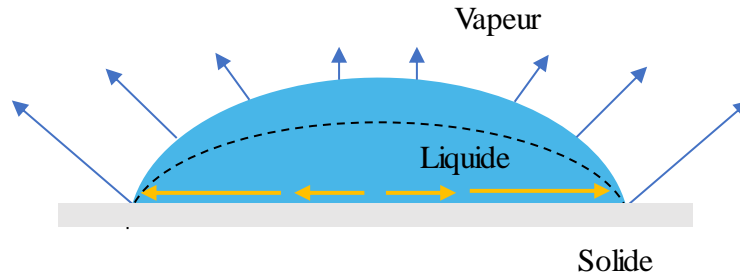


Fig. I.10 – L'évaporation a lieu à la surface de la goutte de manière non homogène (flèches bleu).

En régime ancré, le rayon reste constant et l'angle de contact diminue (pointillés noirs, Fig. I.10). Un écoulement radial dirigé vers la périphérie de la goutte (flèches jaune) est alors créé pour compenser les pertes de fluide plus importantes près de la ligne triple.

(a)



(b)



Fig. I.11 Évaporation d'une goutte colloïdale dans des conditions ambiantes standard : (a) le flux sortant d'une gouttelette crée une tache de type anneau de café ; (b) La recirculation du flux de Marangoni crée un motif uniforme.

### 3.2. Motif uniforme

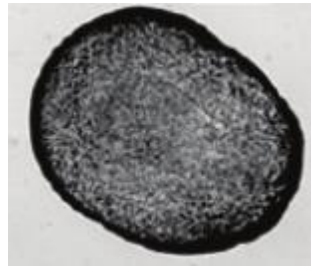
De nombreuses études ont été consacrées à la modification de l'effet d'anneau de café, car des motifs de dépôt uniformes sont nécessaires dans de nombreux domaines d'application tels que les revêtements [51], l'impression à jet d'encre [39] et les dosages biologiques [52]. Cependant, de tels dépôts ne sont pas faciles à obtenir en raison de la domination de l'effet de café en anneau à l'intérieur de la goutte [52]. Comme mentionné dans la section précédente, l'évaporation des gouttes en mode CCR avec une suppression ou une élimination suffisante de l'effet Marangoni conduit à la formation de la structure en anneau

de café. Dans le cas d'une forte concentration de particules, une goutte évaporée dans le mode CCR (avec un effet Marangoni négligeable) peut laisser un motif en anneau, mais avec une distribution uniforme des particules dans la région entourée par l'anneau [53,54] (Fig. I.11). Par exemple, dans l'étude de Thokchom et al. [43], une structure de nanoparticules uniformes et monocouches a été laissée après le séchage des gouttes sur des substrats hydrophiles dans lesquels l'effet Marangoni a été complètement supprimé et le flux capillaire sortant a dominé le champ d'écoulement. La concentration en nanoparticules était légèrement supérieure à la concentration théorique pour le remplissage de la zone de contact humidifiée, inhibant l'effet anneau de café.

La modification de l'écoulement interne peut également générer des modèles de dépôts uniformes. Majumder et al. [42] ont montré que le flux de Marangoni en recirculation dans une goutte sur un substrat hydrophile empêche les particules de s'accumuler au bord bloqué et les transporte vers le haut de la goutte le long de l'interface air-liquide (voir Fig. I.11 b). Le flux de Marangoni maintient la concentration de particules homogène, inhibant ainsi le motif des anneaux de café et formant un motif uniforme (Fig. I.11 b).

Des motifs uniformes peuvent également être formés en contrôlant la cinétique d'évaporation et/ou les interactions à l'intérieur de la goutte (c'est-à-dire les interactions particule-particule, particule-substrat et particule-liquide)[47,48,55]. Bigioni et al. [47] ont signalé la création d'une monocouche compacte de nanocristaux compacts, très uniforme et ordonnée sur une longue distance, en augmentant la vitesse d'évaporation et en améliorant l'interaction des particules attractives avec l'interface libre de la goutte. De même, Li et al. [48] ont démontré que l'augmentation suffisante du taux d'évaporation entraîne l'accumulation de particules à l'interface air-liquide plutôt qu'au bord, dépassant ainsi l'effet d'anneau de café. Les particules situées à l'interface se déposent à l'intérieur et forment ainsi un dépôt uniforme de particules à l'intérieur avec un anneau plus épais au bord. Dans une autre étude, Bhardwaj et al. [46] ont modifié le pH de la solution pour modifier les interactions particule-particule et particule-substrat, ce qui a entraîné une modification des profils de dépôt final. À faible pH, les particules situées à proximité du substrat étaient attirées par celui-ci et formaient un motif en forme d'anneau avec un dépôt

uniforme de particules à l'intérieur de l'anneau, en raison de l'interaction attractive particule-substrat. À une valeur de pH intermédiaire, l'agrégation de particules s'est formée car l'interaction particule-substrat était plus faible que l'interaction particule-particule. Les agrégats couvraient de manière aléatoire toute la surface de contact mouillée initiale. Cependant, à une valeur de pH élevée, le motif en forme d'anneau était formé avec presque pas de particules à l'intérieur de l'anneau en raison de la forte interaction répulsive particule-substrat.



*Fig. I.12 Modèle uniforme avec un anneau extérieur épais[46].*

### 3.3. Motif Dot-like

Lorsqu'une goutte colloïdale suit le mode CCA tout en s'évaporant, un motif en forme de point peut être trouvé sur le substrat après évaporation complète, comme le montre la Fig. I.13 [43,56]. Uno et al. [57] ont étudié la formation de motifs de gouttes en cours d'évaporation dans le mode CCA sur des surfaces hydrophobes. Ils ont signalé que la contraction de la ligne de contact pendant l'évaporation empêche les particules de s'adsorber sur le substrat au début du processus de séchage. Au fur et à mesure de l'évaporation, la concentration en particules augmente, conduisant à l'agrégation de particules. Ensuite, les agrégats se rassemblent dans la région centrale de la gouttelette et forment un motif aléatoire de minuscules taches après la dessiccation. De même, d'autres chercheurs ont également observé un tel motif en forme de point au centre des gouttes séchées qui suivaient le mode CCA (voir Fig. I.13)[44,53]. Thokchom et al. [43] ont attribué la formation de tels motifs sur des surfaces hydrophobes au flux dominant de Marangoni, capable de transporter des particules dans la région centrale pendant le processus de séchage. L'écoulement de Marangoni devient plus faible à mesure que l'angle

de contact diminue avec le temps et un écoulement radialement externe est généré à proximité du substrat aux derniers stades de l'évaporation.

Cependant, les structures de particules sont déjà intégrées à la goutte et le flux sortant ne permet pas de transporter les particules du centre vers le bord. Par conséquent, le motif en forme de point est formé sur le substrat après le séchage (Fig. I.13).

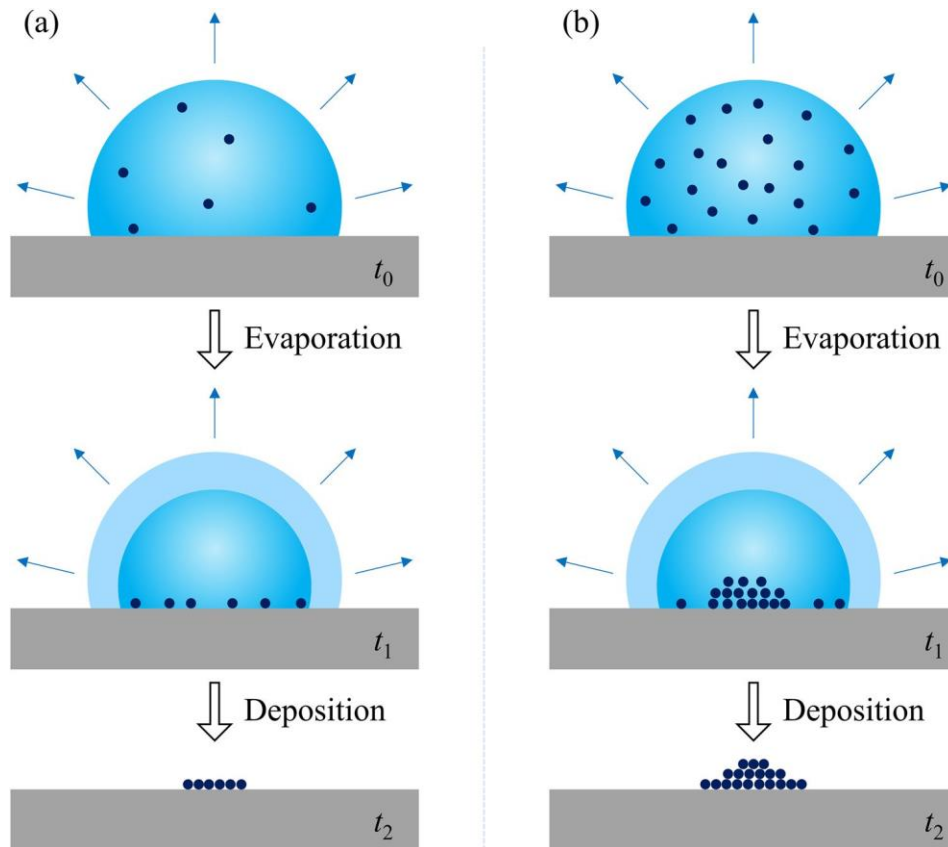


Fig. I.13 Schémas de dépôt par évaporation sur la surface de PDMS montrant la sédimentation de microparticules et le dépôt par évaporation. Après évaporation, une monocouche (a) est formée pour une concentration plus faible en microparticules, tandis qu'un dépôt en forme de montagne (b) est formé pour une concentration plus élevée.

### 3.4. Motif Stick-slip

Si une goutte colloïdale s'évapore selon le mode stick-slip, un ensemble d'anneaux concentriques reste sur le substrat après évaporation complète[45], comme illustré à la Fig. I.14. Pendant la phase d'accrochage du mode stick-slip, des particules s'accumulent au

niveau de la ligne de contact et forment un anneau. Ensuite, la ligne de contact glisse vers une nouvelle position et les particules forment un autre anneau. En conséquence, le cycle des phases stick et glissement conduit à la formation de multiples anneaux concentriques de particules sur le substrat. La ligne de contact s'accroche et glisse généralement d'un côté de la gouttelette tout en restant bloquée d'un autre côté pendant tout le temps d'évaporation, probablement en raison des irrégularités de la surface solide[53]. De manière inattendue, l'examen du profil des gouttes a montré que l'adhérence de la ligne de contact n'est pas complète pendant la phase de pinning : il existe une légère dérive de la ligne de contact, appelée pseudo-épinglage (voir variation du rayon de la goutte dans le temps sur la Fig. I.14b)[20,45,53,58]. Deux explications sont proposées pour ce pseudo-pinning : l'un est le pinning à petite échelle de la ligne de contact par les particules déposées ; et l'autre est l'augmentation de la viscosité locale au niveau de la ligne de contact par la concentration plus élevée de particules [16,41,54] . Adachi et al. [59] ont formulé un modèle mathématique pour expliquer le mécanisme à l'origine du mouvement oscillatoire de la ligne de contact pendant le mode stick-slip, ce qui laisse un motif rayé après séchage complet. La ligne de contact exerce une force de friction lorsque les particules se déplacent du centre vers le bord. La compétition entre la force de friction et les tensions superficielles au niveau de la ligne de contact se traduit par le mouvement oscillatoire de la ligne de contact, formant le motif de coloration strié. Par conséquent, l'adhérence ou le retrait de la ligne de contact n'a pas d'importance, car la compétition entre les forces détermine le comportement de la ligne de contact [25,59].

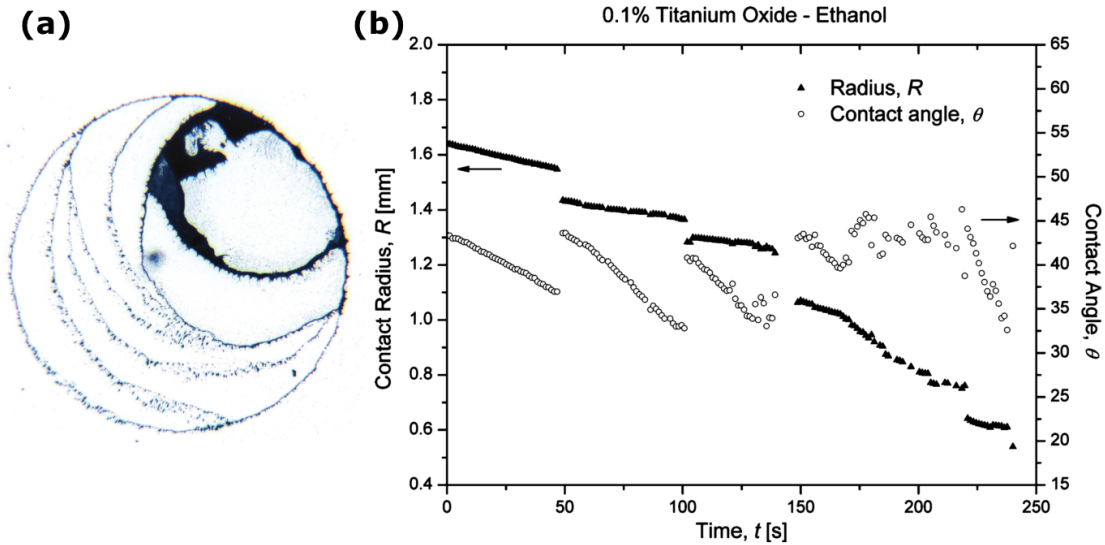
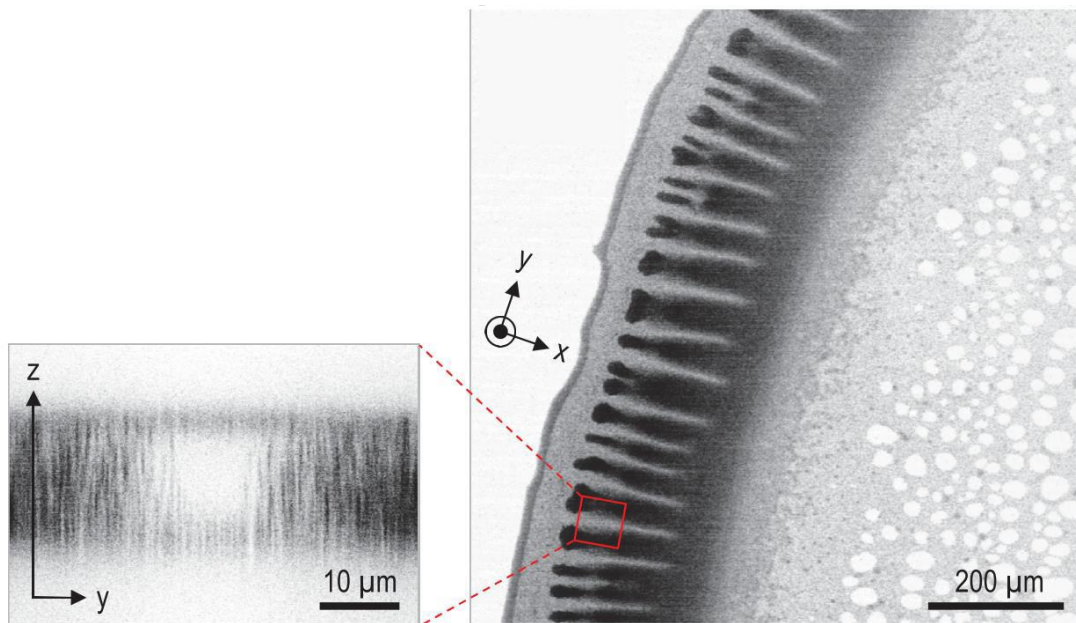


Fig. I.14 (a) Motif stick-slip. Chaque anneau de particules correspond à la phase du stick en mode stick-slip. (b) Rayon de contact et angle de contact en fonction du temps d'évaporation [45].

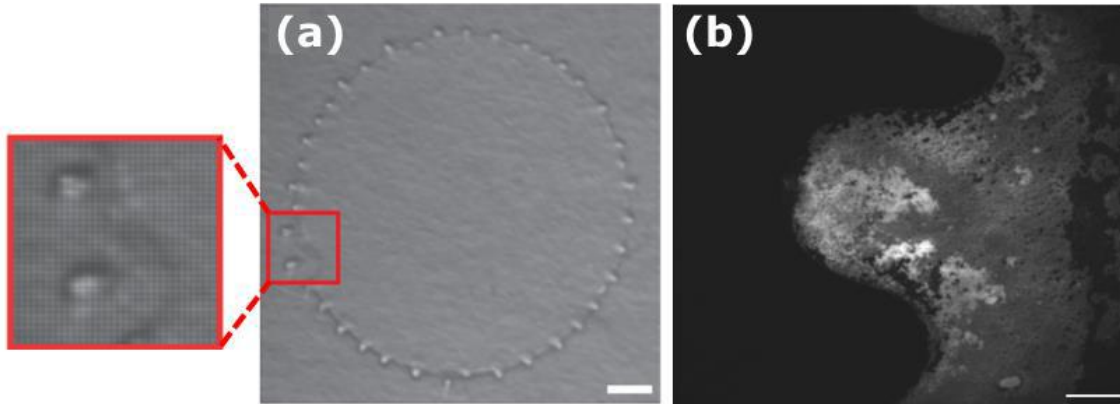
### 3.5. Motif Doigté

Outre les types de motifs susmentionnés, un schéma de doigté a également été largement observé dans de nombreuses expériences sur l'évaporation de gouttes [60–63]. Lorsqu'un film mince ou une goutte s'étale sur un substrat, un motif peut être formé avec des structures de doigtés le long du bord du film ou de la goutte en expansion. La compétition entre les effets capillaires et la force à l'origine de l'étalement peut entraîner une instabilité hydrodynamique et conduire par conséquent au phénomène de doigté [64]. Il est prouvé que l'instabilité du doigté est affectée par les structures d'écoulement induites par les gradients de température [65], les forces centrifuges [66] ou la gravité [67]. Weon et Je [68] ont observé le schéma de doigté à l'intérieur de l'anneau périphérique après l'évaporation d'une goutte colloïdale bidispersée, comme illustré à la Fig. I.15. Ils ont attribué la formation du motif à la compétition entre le flux capillaire externe et le flux de Marangoni interne. Dans une autre étude, Crivoi et Duan [63] ont rapporté la formation de modèles de doigtés symétriques et asymétriques après le séchage complet de gouttes de nanofluides à base d'eau de CuO. Ils ont expliqué que la formation du motif asymétrique pourrait être due à la vitesse d'évaporation non uniforme ou au mouvement de la ligne de

contact. De façon inattendue, une goutte épinglée contenant de fortes concentrations de tensioactifs présentait une instabilité du doigté externe le long de la ligne de contact [64]. Le fluide a été poussé vers l'extérieur dans l'instabilité du doigté par des cellules de vortex locales provenant à la fois d'effets thermocapillaires et du flux de Marangoni induit par le tensioactif. En raison de ce comportement, la ligne de contact a été déformée et un doigt a dépassé de la goutte d'eau qui s'évaporait. Cela a conduit à la collecte de particules dans les doigts de la goutte, comme le montre la Fig. I.16.



*Fig. I.15 Schémas de doigté à l'intérieur de l'anneau périphérique [68].*

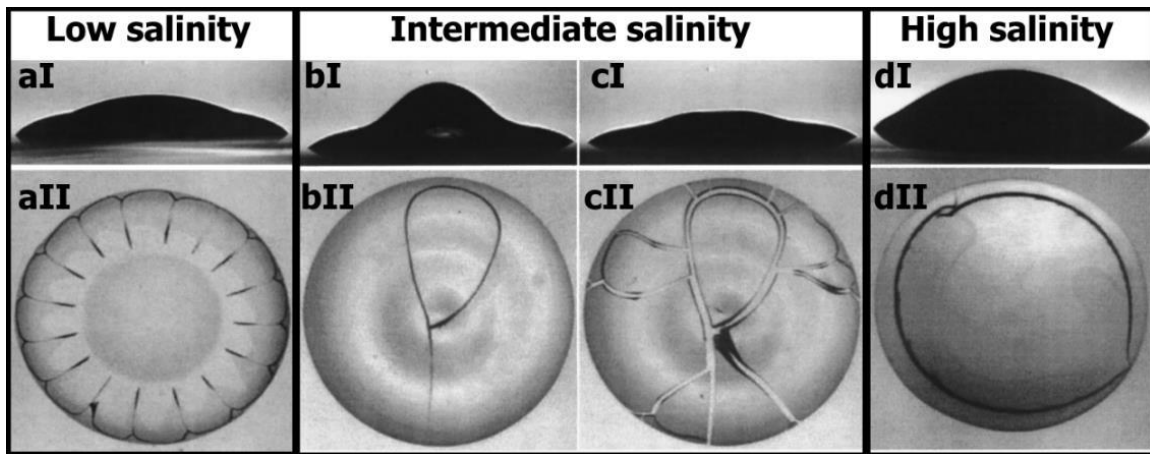


*Fig. I.16 (a) Goutte en évaporation se doigtant vers l'extérieur. (b) Particules dans les doigts de la goutte[64].*

### 3.6. Motif de fissure

Les recherches sur les fissures dues à la dessiccation de fluides complexes se multiplient dans les communautés scientifiques[27,33,50,69–72]. Dans une étude, la salinité variable de la suspension a conduit à la formation de fissures de morphologies différentes après le séchage d'une goutte colloïdale sur une surface plane (Fig. I.17) [50]. À faible salinité (Fig 3.9a), des fissures radiales se sont régulièrement formées au bord de la goutte, tandis qu'un motif de fissure désordonné s'est formé à des salinités intermédiaires (Fig. I.17b, c). En revanche, à forte teneur en sel (Fig. I.17d), un motif de fissure circulaire unique subsistait après évaporation. Ces comportements ont été expliqués par l'évolution de la forme de la goutte (Figs I.17aI-dI). Pour la teneur en sel intermédiaire, le motif de fissure désordonné observé était lié à la formation d'une peau gélifiée solide (Fig. I.17bII), ainsi qu'à l'instabilité de flambement suivante. Globalement, l'évolution de la forme de la goutte affecte le nombre et la direction des fissures [9]. L'évolution de la forme de la goutte dépend de la teneur en sel, ainsi la morphologie des motifs de fissure est différente pour différentes teneurs en sel[9,50]. En outre, des schémas de fissures peuvent être formés après le séchage de gouttes contenant des matériaux et des fluides biologiques [32,33,69–74]. Le taux d'évaporation plus élevé au bord d'une goutte de plasma sanguin redistribue les substances en suspension [27]. L'accumulation de ces substances au niveau des bords conduit à la formation d'un film (à partir du bord) qui induit la gélification de la goutte qui sèche.

Premièrement, le séchage commence au bord, alors que la région centrale reste humide[75]. L'évaporation induit alors le retrait de la goutte à partir du bord gélifié, ce qui provoque une contrainte locale. Cependant, l'adhérence de la goutte sur le substrat contraint cette contrainte locale induite par le retrait. En conséquence, une contrainte de traction accrue dans la goutte de séchage est créée par la compétition entre l'adhésion au substrat et le retrait. [32,50]. Une fois que la contrainte de traction accrue dépasse la résistance de traction locale, des fissures se forment à la surface du film [27].

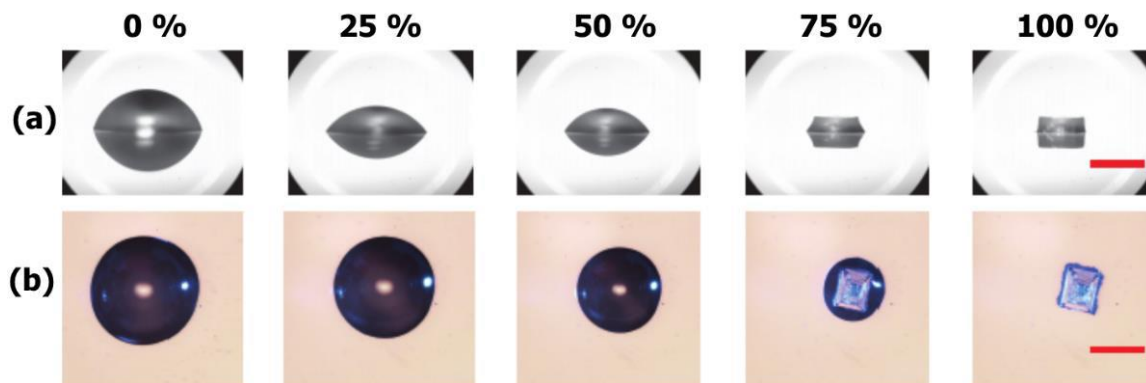


*Fig. I.17 Influence de la teneur en sel sur les modèles de fissures résultant du séchage des gouttes colloïdales. (a) Un modèle de fissures radiales régulier à faible salinité. (b, c) Un schéma de fissures désordonnées à salinité intermédiaire. (d) Un motif de fissures circulaires à haute salinité. Vue latérale des gouttes prises à : (aI) 15 min après le dépôt, (bI) 15 min après le dépôt, (cI) 20 min après le dépôt et (dI) 15 min après le dépôt. Vue de dessus des gouttes prises à : (aII) 20 min après le dépôt, (bII) 20 min après le dépôt, (cII) 22 min après le dépôt et (dII) 21 min après le dépôt [46].*

### 3.7. Motif de cristal

La cristallisation est souvent observée dans les régions centrales des gouttes séchées contenant des sels [81–83] (voir Fig. I.18). Pour les fluides biologiques contenant des sels, la combinaison des deux modes d'évaporation de CCR et de CCA sous forme de gouttes sèches contribue à la formation de la cristallisation des sels dans les régions intérieures d'un anneau périphérique épais [9,76]. À titre d'exemple, Gorr et al.[9] ont étudié la formation de motifs à partir de gouttes de séchage de solutions aqueuses de protéines de lysozyme

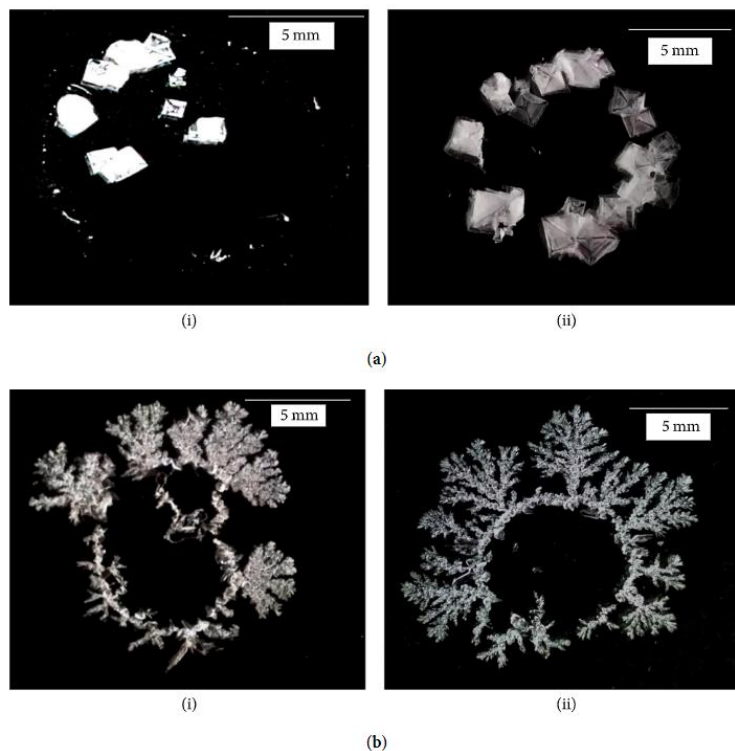
contenant différentes concentrations de NaCl. Ils ont rapporté que la séparation précoce de la protéine du fluide favorisait un écoulement capillaire vers l'extérieur pendant le mode CCR et formait donc l'anneau externe épais. Au fur et à mesure de l'évaporation, le sel est resté dans le fluide et s'est cristallisé pendant que la goutte subissait le mode CCA. Ainsi, une couche uniforme de cristaux de sel a été trouvée au centre de la goutte séchée. Certaines études ont rapporté que les sels inorganiques et l'agrégation de protéines macromoléculaires sont les principaux contributeurs à la formation de motifs cristallins au centre [76–78]. Certains ont postulé que l'augmentation des teneurs en sels inorganiques augmentait l'agrégation de protéines macromoléculaires, affectant ainsi la morphologie finale des motifs cristallins [27,50,79]. Cependant, une autre explication de la formation de motifs cristallins est que ces motifs sont les cristaux de sel dans la matrice protéique gélifiée, et que les protéines ont seulement un rôle de semences dans la croissance des cristaux de sel [27,80,81]. Globalement, les mécanismes sous-jacents aux motifs cristallins ne sont pas complètement compris, car il est difficile de distinguer les composants principaux de ces motifs en utilisant les techniques analytiques actuelles [27].



*Fig. 1.18 Durée de vie d'une gouttelette de solution saline contenant 10% de sel : (a) vue de côté et (b) vue de dessus. Barre d'échelle, 1 mm [82].*

Dutta Choudhury et al. [83,84] ont évaporé des gouttes de solution aqueuse de NaCl de différentes concentrations sur un substrat hydrophile. Ils ont découvert que le flux capillaire dominait ici et que le sel s'accumulait le long du TPCL épinglé sous la forme d'un anneau de cristaux cubiques. La taille et la structure des cristaux dépendent de la concentration en sel et du taux d'évaporation. Pour les fortes concentrations, il y a tendance à former des

cristaux de trémie. Les cristaux de la trémie[85,86] ressemblent un peu aux boîtes vides et se forment lorsque la croissance aux angles et aux arêtes est plus rapide que celle des faces (Fig. I.19 (a)). Les gouttes de solutions aqueuses de sulfate de cuivre présentent également l'effet d'anneau de café, des cristaux se formant à la périphérie de la goutte[87–89]. Cependant, Shahidzadeh et al. [87] n'ont pas trouvé de motifs pendant le séchage de NaCl aqueux. Ils ont plutôt constaté que le sel s'accumule près du centre de la goutte séchée. Dans leurs expériences, les cristaux se sont formés initialement à la périphérie, mais ont ensuite été poussés vers le centre. Les conclusions contradictoires de Dutta Choudhury et al. [83] et Shahidzadeh et al. peuvent être dû à des détails plus fins de l'expérience. Il est possible que de fines imperfections / rugosités à la surface dans le cas du groupe précédent aient épinglé les cristaux de NaCl à la périphérie de la goutte, sans permettre leur poussée vers l'intérieur.

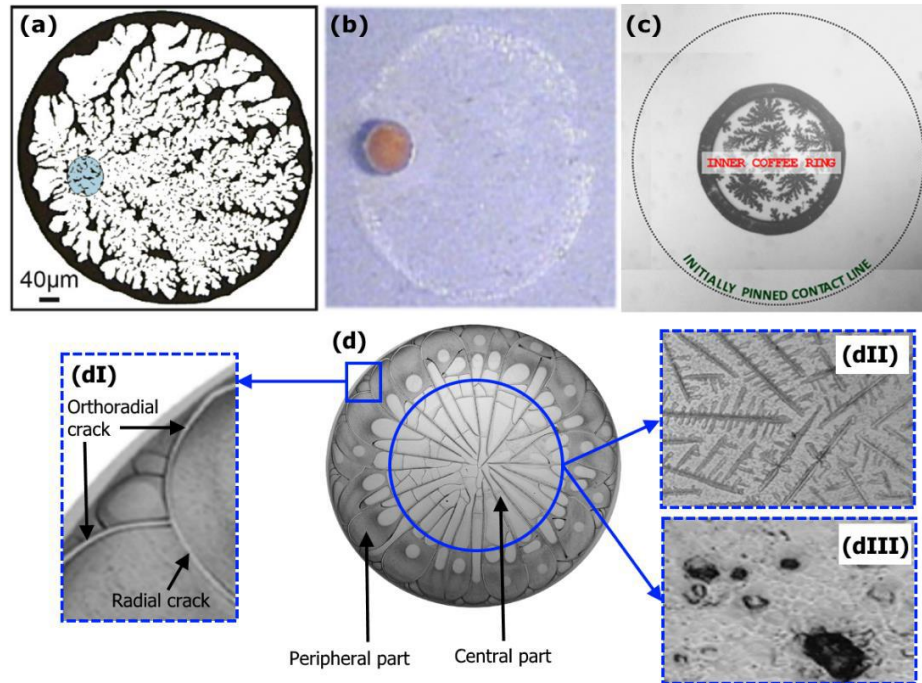


*Fig. I.19 (a) et (b) sont des gouttes séchées (50  $\mu$ l) de solutions de NaCl et de Na<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> sur des substrats de verre traités au Piranha. (i) et (ii) représentent différentes concentrations (0,05 M et 0,1 M, respectivement) de sels dans les solutions [90].*

### 3.8. Motif combiné

Dans certains cas, une combinaison de deux types de motif ou plus apparaît sur un substrat. Par exemple, Crivoi et Duan[91] ont rapporté la formation du motif de doigté dans l'anneau de café après l'évaporation complète d'une gouttelette de nanofluide de cuivre à base d'eau (Fig. I.20 a). Les auteurs ont constaté que le processus de nucléation et de croissance à l'intérieur de l'anneau périphérique entraînait la formation de ce motif combiné. Dans une autre étude, une combinaison de motifs en anneau et en points a été observée après l'évaporation complète d'une goutte contenant un mélange de solutés inactifs en surface et tensioactifs sur un substrat présentant une hystérésis au faible angle de contact, comme illustré à la Fig. I.20b[92]. En analysant l'évolution de la forme des gouttes au cours de la dernière étape de l'évaporation, il a été constaté que la ligne de contact était coincée en raison de l'absorption du surfactant, ce qui a entraîné la formation d'un motif en anneau. Ensuite, le début de la ligne de contact a commencé par un coin et la plupart des parties de la ligne de contact ont reculé vers la partie non épinglée. Enfin, la précipitation de solutés inactifs en surface s'est produite près de la partie épinglée de la ligne de contact et a entraîné la formation d'un motif en forme de point à l'intérieur de l'anneau périphérique. Dans leur travail, Nguyen et al. [93] ont observé des dépôts internes dans les anneaux de café (ICRD) à l'intérieur de la zone de contact initialement accrochée des gouttes de nanofluide de SiO<sub>2</sub> à base d'eau séchées sur des substrats lisses hydrophobes (Fig. I.20c). En outre, ils ont également trouvé des motifs en forme de dendrite à l'intérieur des ICRD. Nguyen et al. ont expliqué la formation des motifs combinés par l'épingle secondaire tardive des lignes de contact survenue après l'épingle initiale. L'équilibre des forces sur les nanoparticules a conduit à la fixation secondaire. En outre, les auteurs ont constaté que la taille et les configurations des ICRD dépendaient fortement de la concentration en nanoparticules, de l'hystérésis de l'angle de contact et des forces d'interaction des nanoparticules. Les gouttes de biofluide durant le séchage forment souvent des motifs complexes qui combinent différents motifs de dépôt. La Fig. I.20d montre le schéma desséché du sérum sanguin d'une personne en bonne santé ; le motif est une combinaison de deux motifs de fissures et de cristaux [94]. Comme le montre la Fig. I.20d, le dépôt est caractérisé par deux parties : la partie périphérique, composée de fissures radiales et orthoradiales (Fig. I.20dI); et la partie

centrale, qui est composée de différentes morphologies de motifs cristallins, telles que des dendrites et des inclusions (Figs I.20dII, III).



*Fig. I.20 Modèles combinés. (a) Modèle de doigté à l'intérieur du modèle de tache de café[91]. (b) Un motif en forme de point à l'intérieur du motif en anneau de café[92].(c) Motif en forme de dendrite à l'intérieur du motif en anneau de café[93]. (d) Cristal inclus dans le motif de fissure : (I) fissures radiales et orthoradiales dans la partie périphérique du gisement, (II) dendrites dans la partie centrale du gisement et (III) inclusions dans la partie centrale du gisement [94].*

#### 4. Le sang : un liquide biologique particulier

##### 4.1. Définition

Le sang est un tissu très organisé. Il est composé d'un fluide salé, le plasma, dans lequel circulent trois types de cellules : les globules rouges, les globules blancs et les plaquettes.

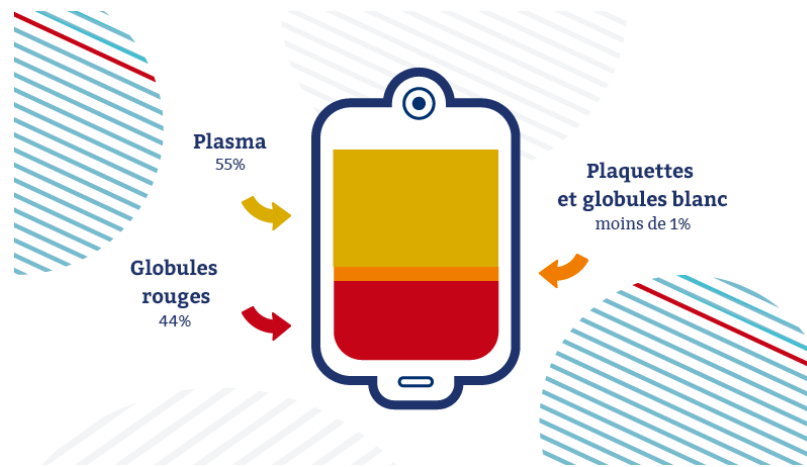


Fig. I.21. La composition du sang[95]

## 4.2. Composition biologique

Le sang est classé comme un liquide corporel qui représente environ 7% du poids corporel humain. Il a deux constituants principaux : le plasma, le milieu fluide et les cellules sanguines, les colloïdes. Le plasma est une solution à base d'eau, composée de 92% d'eau, qui dissout et transporte les molécules organiques et inorganiques, et de 8% des solutés dissous [96]. Les solutés sont principalement des électrolytes de sodium ; les nutriments et les déchets organiques se retrouvent également en quantités diverses, et enfin les protéines, qui représentent 7 à 9% du plasma. Ces protéines sont les albumines (80%), la globuline (16%) et le fibrinogène (4%) qui sont vraiment importants dans la formation du caillot buvard. Le fibrinogène est une globuline de très haut poids moléculaire synthétisée exclusivement à partir du foie qui peut être précipitée facilement. Lors de la coagulation, la fibrine provenant du fibrinogène forme une nappe conduisant à la formation de caillots. Le sang est divisé en trois catégories, les globules rouges (RBCs) qui transportent l'oxygène et le dioxyde de carbone, les globules blancs (WBCs) (neutrophiles et monocytes, éosinophiles, basophiles et lymphocytes), et les plaquettes, qui jouent un rôle important dans le phénomène de coagulation. En effet, les plaquettes empêchent les saignements en agglomérant et en blesant les vaisseaux. Ainsi, tous ces constituants sont des paramètres principaux pour comprendre ce fluide complexe, non newtonien, puisqu'un excès ou un manque de ces composants altérerait son mouillage et son étalement.

### 4.2.1. Le plasma

Le plasma, fluide dans lequel sont suspendues les cellules sanguines, est une solution aqueuse de composants très disparates en matière de tailles, de quelques dizaines à plusieurs millions de Daltons. Ces solutés représentent approximativement 8 - 9 % de la masse du plasma.

#### Les ions en solution

Les ions présents dans le plasma ont des masses moléculaires de quelques dizaines de Daltons, et représentent à peu près 1 % de la masse totale du plasma. Les principaux ions du plasma sont :  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{HCO}_3^-$  et  $\text{PO}_2^{4-}$ . La présence d'ions dans le sang est importante d'un point de vue physiologique, mais également mécanique pour deux raisons :

- La pression osmotique est principalement gouvernée par les ions  $\text{Na}^+$ , car ceux-ci sont les plus nombreux des cations en solution. Leur concentration est maintenue dans la fourchette 135 – 145 mM par des mécanismes de régulation. La pression osmotique est un paramètre fondamental en hémorhéologie, car si celle-ci s'écarte trop de la valeur physiologique (environ 300 mOsm/l), les globules rouges changent de volume d'une façon importante[97]. Cela se traduit tout d'abord par une variation de l'hématocrite, et cela a donc une répercussion sur les propriétés mécaniques du sang. Cela se traduit également par un changement de la forme des globules rouges (lorsque le volume augmente, leur forme se rapproche de la sphère), et de leurs propriétés mécaniques intrinsèques. En effet, lorsque le volume contenu dans le globule augmente, la membrane est précontrainte et est donc plus rigide.
- Le pH est principalement lié à la présence de l'anion  $\text{HCO}_3^-$ . Les valeurs physiologiques du pH se situent entre 7,35 et 7,45, ce qui implique des concentrations de  $\text{HCO}_3^-$  entre 24 et 30 mM. De la même façon que pour la pression osmotique, si le pH dévie trop des valeurs normales, cela se traduit par des changements importants sur la viscoélasticité sanguine [98].

### **Les protéines en solution**

Il existe une grande variété de protéines plasmatiques, dont les plus représentées sont l'albumine ( $\geq 50\%$  des protéines plasmatiques), les immunoglobulines ( $\approx 20\%$ ), le fibrinogène ( $\approx 5\%$ ), l'alpha 1 antitrypsine ( $\approx 4\%$ ), l'alpha 2 macroglobuline ( $\approx 4\%$ ), la transferrine ( $\approx 3\%$ ) et les lipoprotéines ( $\approx 8\%$ ). Elles ont des masses moléculaires très élevées, s'étalant de plusieurs dizaines de milliers à plusieurs millions de Daltons, et représentent environ 7% de la masse du plasma. Les protéines jouent un rôle primordial dans l'hémorhéologie. Tout d'abord, en raison de leur haut poids moléculaire, de leur encombrement spatial et de leur forme asymétrique, elles ont un effet non négligeable sur la viscosité du plasma. En effet, la viscosité de l'eau à 37°C est de 0,69 mPa.s, tandis que celle du plasma à la même température est de  $1,25 \pm 0,1$  mPa.s, ceci étant essentiellement dû à la présence des protéines[99]. De plus, certaines protéines plasmatiques (principalement le fibrinogène), ont pour effet de provoquer la formation d'agrégats faiblement cohérents de globules rouges en piles appelées rouleaux[100–102]. La rhéologie du sang est liée à la présence des rouleaux, et donc à celle de ces protéines[103]. Une section spécifique est consacrée à l'agrégation des érythrocytes dans laquelle le rôle spécifique des protéines sur l'agrégation érythrocytaire est plus amplement débattu.

### **Les molécules métaboliques en solution**

Les molécules métaboliques en solution ont des masses moléculaires de quelques centaines de Daltons et représentent approximativement 1 % de la masse du plasma. Elles peuvent se diviser en trois catégories : les substances nutritives (lipides, glucides, acides aminés, etc.), les déchets métaboliques (bilirubine, urée, acide urique, etc.) et les hormones au sens large. Ces molécules ont relativement peu d'influence sur la mécanique sanguine et ne feront donc pas l'objet de plus amples développements ici.

### 4.2.2. Les éléments figurés

#### Définition de l'hématocrite

L'hématocrite est par définition une grandeur sans dimension donnant la proportion volumique de globules rouges présents dans le sang. Historiquement, on utilisait couramment la proportion volumique apparente d'éléments figurés après centrifugation du sang. Ce n'est pas un véritable hématocrite à proprement parler, puisqu'il reste non seulement du plasma emprisonné entre les globules rouges, mais également des leucocytes et des thrombocytes dans le culot. De nos jours, on utilise le comptage et le volume moyen des globules rouges obtenus électroniquement pour établir l'hématocrite réel. Par convention, c'est cette valeur que l'on appelle aujourd'hui hématocrite, et l'on appelle la valeur déterminée par centrifugation PCV pour Packed Cell Volume. Néanmoins, ces deux grandeurs sont proches, car les érythrocytes représentent 99% des éléments figurés, et la quantité de plasma restant entre les cellules après centrifugation est faible.

Chez un sujet adulte sain, l'hématocrite varie entre 36 % et 46 % pour une femme et entre 40% et 50% pour un homme. Dans des conditions pathologiques, l'hématocrite peut descendre jusqu'à 20%, et monter jusqu'à 70% environ. L'hématocrite local peut subir d'importantes variations en fonction de la position des vaisseaux dans l'arbre vasculaire [104]. Il est à noter que pour déterminer l'hématocrite, le sang est prélevé en pratique au niveau veineux.

#### Les érythrocytes

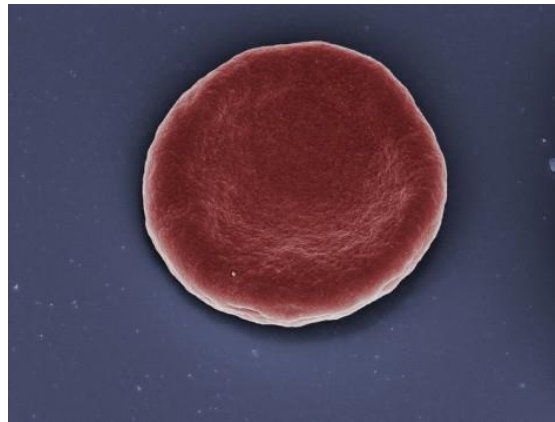
##### Physiologie de l'érythrocyte

Les érythrocytes, appelés aussi hématies ou globules rouges, sont les cellules sanguines les plus abondantes. En effet, leur nombre est de  $4,5 \cdot 10^{12}$  à  $5,5 \cdot 10^{12}$  cellules/l de sang chez l'homme, et de  $3,8 \cdot 10^{12}$  à  $4,8 \cdot 10^{12}$  cellules/l de sang chez la femme.

Ceux-ci ont pour fonction physiologique de transporter les gaz respiratoires : l'oxygène des alvéoles pulmonaires aux tissus, et le dioxyde de carbone des tissus aux alvéoles pulmonaires.

Les globules rouges sont produits chez l'adulte dans la moelle osseuse au cours de l'érythropoïèse. Il existe quelques érythrocytes immatures dans le sang, qui représentent entre 0,5 et 2% du nombre de globules rouges. Ils sont appelés réticulocytes, et contiennent encore quelques organites (mitochondries, ribosomes, appareil de Golgi, etc.) à la différence du globule rouge mature.

La durée de vie moyenne d'un érythrocyte sain est d'environ 120 jours. Son vieillissement se traduit par une perte du contenu enzymatique, une modification de sa morphologie ou une altération de sa membrane. Environ 50% des globules rouges âgés sont détruits par les macrophages de la moelle osseuse. Le reste de l'hémolyse se répartit dans l'organisme, en particulier dans la rate et le foie.



*Fig. I.22: Reconstitution en 3 dimensions d'un globule rouge vu de face.*

### **Morphologie de l'érythrocyte**

Les globules rouges ont une forme de lentille biconcave (voir Fig. I.22). Leur diamètre varie entre 6,7 et 7,7  $\mu\text{m}$  (avec pour moyenne 7,2  $\mu\text{m}$ ). Leur épaisseur est d'environ 2,4  $\mu\text{m}$  à la périphérie du disque et 1,4  $\mu\text{m}$  au centre, pour un volume moyen variant de 83 à 101  $\mu\text{m}^3$  (dans les conditions normales de pression osmotique, soit environ 300 mOsm/l). Toutefois, il est à noter que ce volume varie grandement sur la durée de vie de la cellule, passant d'approximativement 120  $\mu\text{m}^3$  pour les réticulocytes, à environ 60  $\mu\text{m}^3$  pour les cellules en passe d'être détruites. L'érythrocyte possède une surface moyenne de 140  $\mu\text{m}^2$

[105]. Il a donc un excès de surface d'environ 40% par rapport à une sphère de même volume.

Le globule rouge a une déformabilité importante. Il peut donc accomplir sa fonction de transporteur du dioxygène et du dioxyde de carbone dans les capillaires les plus fins de l'organisme en adoptant une forme dite de parachute. Théoriquement, il peut passer dans des tubes dont le diamètre minimal a été estimé à 2,6  $\mu\text{m}$ [106].

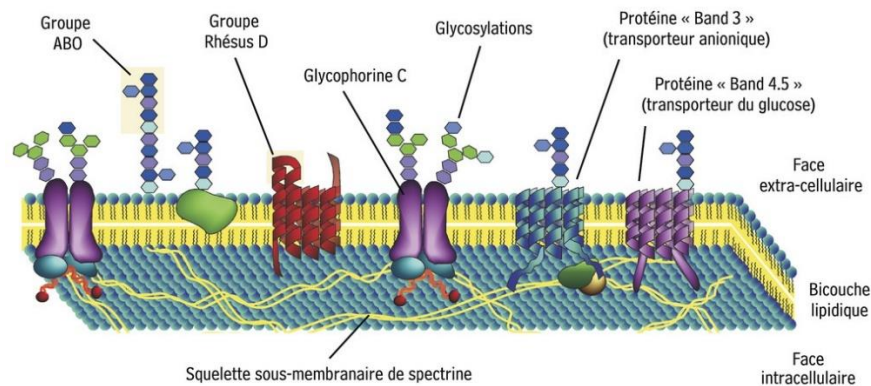


Fig. I.23.: Schéma de la membrane d'un érythrocyte (d'après[107]).

### Structure et composition de l'érythrocyte

Les érythrocytes sont des cellules anucléées, formées par une membrane contenant une solution concentrée en hémoglobine (entre 330 g/l et 360 g/l) et certaines molécules énergétiques indispensables à leur survie.

C'est l'hémoglobine qui en se combinant à l'oxygène au niveau des poumons pour former de l'oxyhémoglobine, permet de véhiculer l' $\text{O}_2$  jusqu'aux tissus, où elle sera transformée en carboxyhémoglobine, qui permettra de transporter le  $\text{CO}_2$  au niveau des poumons où il pourra être évacué de l'organisme au cours de la respiration.

La membrane du globule rouge est constituée d'une bicouche lipidique au sein de laquelle s'intercalent des protéines (transporteurs d'ions, récepteurs membranaires, porteurs des fonctions antigéniques des groupes sanguins). Sur la face intracellulaire, le cytosquelette

formé d'un réseau de fibres protéiques, principalement de spectrine, confère au globule rouge ses propriétés mécaniques (voir Fig. I.23).

### **Propriétés mécaniques de l'érythrocyte**

Les propriétés mécaniques de l'érythrocyte proviennent dans une large mesure de la contribution de leur membrane, et plus particulièrement de la structure du cytosquelette, mais également de la concentration en hémoglobine et de la forme de la cellule[108]. Sous cisaillement, les disques biconcaves sont déformés en ellipsoïdes plats[109]. Les globules rouges contribuent de plusieurs manières à la viscoélasticité sanguine.

### **Les leucocytes**

Les leucocytes, appelés également globules blancs, sont des cellules du système immunitaire produites dans la moelle osseuse. Le terme générique de leucocyte englobe plusieurs types de cellules : les granulocytes (neutrophiles 40 à 75 % des leucocytes, éosinophiles 1 à 5 %, basophiles inférieur à 1%), les lymphocytes qui représentent 25 à 40 % des leucocytes (lymphocyte B, lymphocyte T, lymphocyte NK) et les monocytes entre 2 et 10 %.

On trouve approximativement entre  $4 \cdot 10^9$  et  $10 \cdot 10^9$  leucocytes par litre de sang. Les leucocytes, par leur faible nombre physiologique dans le sang, contribuent peu aux propriétés mécaniques de ce dernier. En revanche, leur rôle sur l'écoulement dans la microcirculation est déterminant. En effet, la taille importante des leucocytes (en moyenne  $230 \mu\text{m}^3$  pour les monocytes qui sont les plus gros leucocytes, et en moyenne  $120 \mu\text{m}^3$  pour les lymphocytes qui sont les plus petits leucocytes) leur confère une résistance à l'écoulement dans les micro vaisseaux supérieure de trois ordres de grandeur à celles des érythrocytes [110].

### **Les thrombocytes**

Les thrombocytes, ou plaquettes, sont des particules anucléées de 2 à 4  $\mu\text{m}$  de diamètre. Ils ne sont pas à proprement parler des cellules, car sont issus de la fragmentation de cellules

plus grosses, les mégacaryocytes qui eux-mêmes vont libérer entre 5 et 7 proplaquettes qui vont à leur tour éclater pour former entre 1000 et 1500 thrombocytes chacune.

Les plaquettes jouent un rôle majeur dans l'hémostase primaire. On trouve chez l'adulte sain entre  $150 \cdot 10^9$  et  $410 \cdot 10^9$  plaquettes par litre de sang.

Les plaquettes sont peu importantes d'un point de vue hémorhéologique, car ce sont de très petits éléments qui n'interagissent pas entre eux en conditions normales. Leur volume total est inférieur à celui des leucocytes (qui est lui-même bien moindre que celui des érythrocytes). Par conséquent ils n'influencent pas les propriétés mécaniques du milieu.

### 4.2.3. Propriétés physiques et rhéologiques

Le sang a une petite variation de densité entre 1020 et 1060  $\text{kg.m}^{-3}$ , en raison des différences dans le niveau d'hématocrite des individus, qui est défini comme le rapport du volume des globules rouges au volume de sang total. La tension superficielle du sang est connue pour être similaire à celle de l'eau, comme le montrent les travaux de Brutin et al où ils ont trouvé  $\gamma = 69,8 \text{ mN.m}^{-1}$  comme tension statistique superficielle moyenne. Des études, comme celle de Chao et al de 2014, expliquent les propriétés d'amincissement par cisaillement du sang, car sa viscosité diminue à une valeur constante à des taux de cisaillement élevés ( $\eta = 4,8 \text{ mPa.s}$ ), bien qu'il se propage comme des fluides newtoniens de viscosité similaire. Les propriétés rhéologiques d'un liquide sont déterminées par la viscosité du liquide,  $\eta$ , et le taux de cisaillement appliqué,  $\dot{\gamma}$ , selon la relation suivante :

$$\tau = k\dot{\gamma}^n, \text{ (loi d'Ostwald-de Waele)} \quad (\text{I.3})$$

$$\eta = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \quad (\text{I.4})$$

$$\text{D'après Eq(I.3) et Eq(I.4) on a : } \eta = k\dot{\gamma}^{n-1} \quad (\text{I.5})$$

k est une constante : l'indice de consistance.

n un nombre sans dimension : l'indice d'écoulement.

Ainsi, si :

$0 < n < 1$ , le fluide est rhéofluidifiant ou pseudoplastique ;

$n = 1$ , il est newtonien ;

$n > 1$ , il est rhéoépaississant ou dilatant.

C'est en accord avec les mesures antérieures de la rhéologie sanguine [111]. Comme décrit par Baskurt et al, la viscosité apparente dépend des forces de cisaillement existantes et est déterminée par ses propriétés biologiques : hémocrite, viscosité plasmatique, agrégation des globules rouges et propriétés mécaniques des globules rouges [112]. L'altération de ces propriétés, comme une modification notable de la valeur de l'hémocrite, explique les variations hémorhéologiques. De plus, les propriétés viscoélastiques du sang proviennent de la haute déformabilité des globules rouges.

Certains auteurs rajoutent un terme pour obtenir une dépendance en température plutôt que d'avoir un jeu de paramètres ( $K, n$ ) par température [113]:

$$\eta = k\dot{\gamma}^{n-1} e^{cT} \quad (I.6)$$

Où  $c$  est une constante et  $T$  la température.

### 4.3. La diffusion des fluides complexes

L'intérêt pour l'étude des processus dynamiques de mouillage s'est considérablement accru durant ces 20 dernières années. Dans de nombreuses applications industrielles et médicales, certaines stratégies visant à contrôler l'étalement des gouttes sur des surfaces solides sont en cours de développement. Quelques études ont été publiées sur la compréhension de l'influence des fluides complexes sur la dynamique de diffusion. Le moyen le plus évident d'améliorer l'étalement des solutions aqueuses est d'ajouter des tensioactifs pour diminuer la tension interfaciale liquide-vapeur et augmenter le coefficient d'étalement initial [114–117].

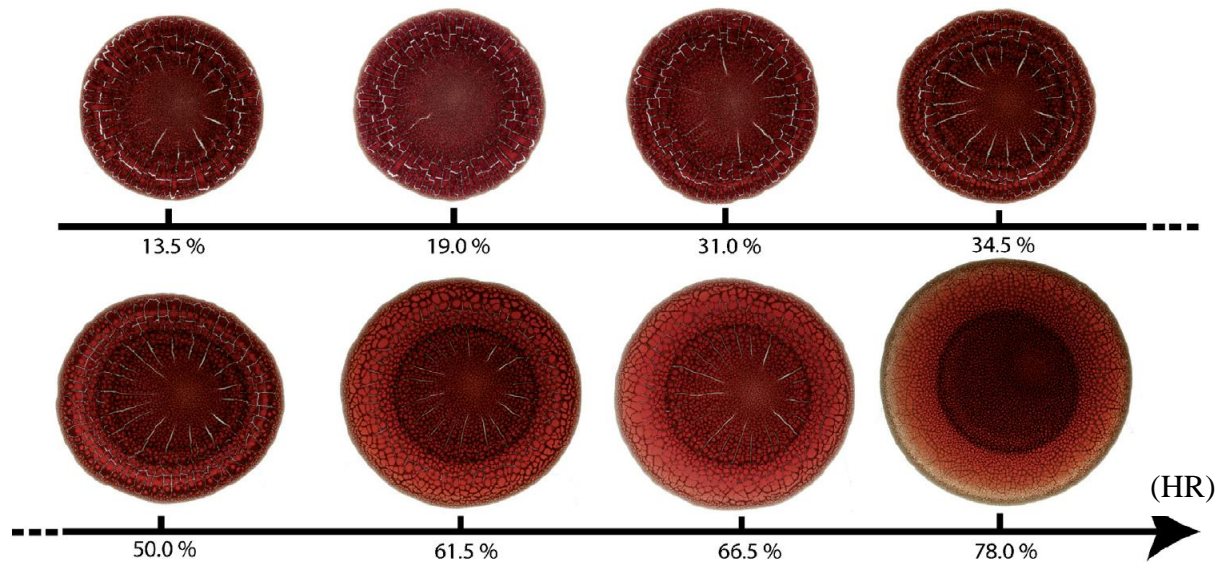
Keurentjes et al. [114] ont étudié l'effet de l'hydrophobie de la surface sur l'adsorption des tensioactifs sur les interfaces. Le tensioactif adsorbé sur une surface hydrophobe expose ses groupes polaires de tête à la solution, alors que dans le cas d'une surface plus polaire, des bicouches de molécules de tensioactif peuvent se former rendant la surface plus

hydrophile. Ces phénomènes d'adsorption peuvent être expliqués de manière semi-quantitative en prenant en compte la nature coopérative de l'adsorption des tensioactifs et en faisant des estimations des énergies libres pour les différentes interfaces concevables dans le système.

Von Bahr et al. [118] ont observé que le mouillage avec de faibles concentrations de tensioactifs se déroule en deux étapes : un régime de temps courts où l'étalement se produit rapidement, et un régime de temps longs où l'étalement est lent.

Dutschk et al. [119] ont observé le comportement de mouillage de solutions aqueuses diluées de tensioactifs ioniques et non ioniques sur des surfaces polymères hautement et modérément hydrophobes. Ils ont constaté que les tensioactifs non ioniques améliorent l'étalement sur les deux types de surfaces, alors que les tensioactifs ioniques ne s'étalent pas sur les surfaces hautement hydrophobes. Ils ont pris en compte le facteur d'évaporation et ont présenté une théorie pour corriger l'angle de contact mesuré. Deux régimes d'étalement ont été observés : un régime à court terme (étalement rapide) et un régime à long terme (étalement lent).

En 2013, Bouzeid et Brutin [120] ont étudié l'influence de l'humidité relative (HR) sur la propagation et la formation de motifs d'une goutte de sang humain avec une plage d'HR entre 13,5% et 78,0%. Leurs expériences montrent que l'angle de contact diminue en fonction de l'HR qui influence le schéma de dépôt final à la fin du processus d'évaporation (Fig. I.24). En effet, dans un premier temps, la convection de Marangoni à l'intérieur de la goutte induit le transport des particules vers le bord, et favorise ainsi l'évaporation au niveau de la ligne triple. Le contrôle du taux d'évaporation en évaporant des gouttes de sang à différents niveaux d'humidité relative affecte fortement les propriétés de mouillabilité et le schéma final de séchage des gouttes de sang.



*Fig. I.24 : Images de dessus des dépôts de gouttes laissés après évaporation complète des gouttes sessiles de sang total (même échelle). Toutes les expériences sont effectuées pour un même volume de goutte ( $V = 14,2 \mu\text{L}$ ) et une HR croissante (substrat de verre ultraclean de microscope, température ambiante :  $23,8^\circ\text{C}$ , pression ambiante :  $1005 \text{ hPa}$ ) [120].*

#### 4.4. Écoulement et séchage

Sobac et al. ont étudié le processus d'évaporation d'une goutte de sang humain et en mis en évidence différentes étapes d'évaporation illustrées à la Fig. I.25. Ils ont choisi des gouttes de diamètre initiale  $5.9 \text{ mm}$  en utilisant un agrandissement de  $\times 4.8$  ce qui permet de visualiser les globules rouges.

Cette procédure est divisée en 6 étapes, chaque étape est représentée par un intervalle de pourcentage du temps d'évaporation total, étant donné que le temps d'évaporation total est de 36 minutes[121]:

- Étape 1 [de 0% à 20%] : Un déplacement des globules rouges est observé à partir du centre vers le point triple de la ligne de contact. La ligne de dessiccation recule avec une vitesse de  $0,7 \mu\text{m/s}$  et induit un dépôt rouge en bordure.
- Étape 2 [de 20% à 50%] : Une cristallisation est observée propageant du bord de la goutte vers le centre. La ligne de dessiccation continue à reculer en induisant un tore rouge foncé contenant une forte concentration en globules rouges.

- Étape 3 [de 50% à 70%] : Le centre de la goutte subit un changement de couleur en rouge clair et un séchage rapide du tore rouge est observé. Ce qui induit l'apparition des craquelures au bord de la goutte.
- Étape 4 [de 70% à 85%] : la majorité du plasma s'est évaporé ce qui fait apparaître des larges craquelures.
- Étape 5 [de 85% à 100%] : Un petit déplacement est détecté des grandes plaques de la couronne afin d'arriver vers leur dernier point d'attache. Enfin la goutte est totalement séchée.

Les gouttes de sang séchées sont décomposées de plusieurs parties [121] :

- La partie centrale où il y a les petites fissures
- La partie coronale contenant les grandes fissures
- La périphérie

La formation des plaques mobiles se situe dans la partie coronale d'où la présence de la forte concentration de globules rouges qui implique une non-adhérence au substrat. Ce phénomène s'explique par la présence de protéines "glycoprotéines" à la surface des globules rouges qui empêchent l'adhésion à la surface. Alors que dans les deux autres parties on observe une parfaite adhérence sur le substrat.

La répartition des colloïdes est homogène dans la goutte de sang au début de l'évaporation, ce qui explique la présence de la fine couche séchée sur la plaque de verre en périphérie.

Les globules rouges se déplacent vers la ligne triple par convection thermo-capillaire puis la ligne triple commence à reculer vers le centre de la goutte. Ce déplacement des globules rouges conduit à la formation d'un dépôt solide « couronne ».

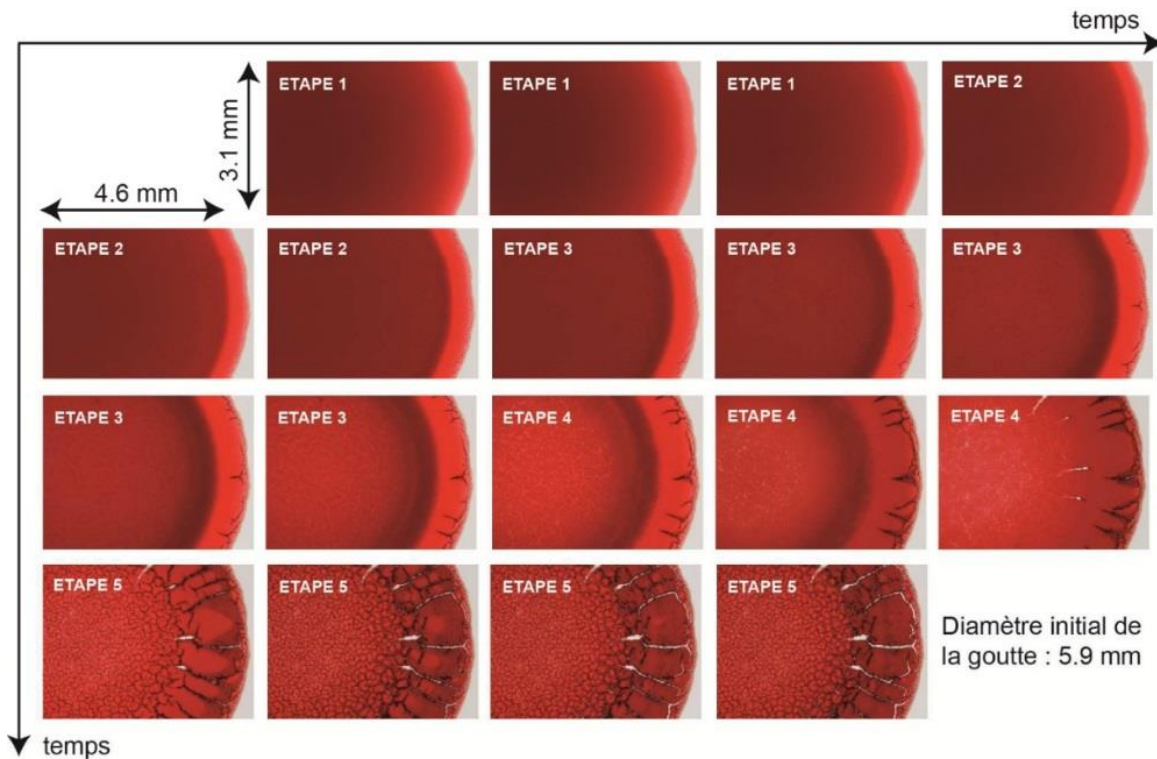


Fig. I.25 : Les différentes étapes de séchage d'une goutte de sang humain (température ambiante 22°C, humidité : 30%, substrat de verre de microscope, 100 secondes entre chaque image) [121].

## 5. Viscosité et cisaillement

### 5.1. Définition et principe de mesure

#### Rhéologie et viscosité

La rhéologie est l'étude de la déformation et de l'écoulement de la matière. Elle se consacre à l'étude des matériaux viscoélastiques qui comportent à la fois des propriétés relatives aux liquides et aux solides.

La viscosité est caractéristique de l'écoulement du matériau, peut être définie comme l'ensemble des phénomènes de résistance au mouvement d'un fluide pour un écoulement avec ou sans turbulence. La viscosité diminue la liberté d'écoulement du fluide et dissipe son énergie.

Pour la mesurer, le modèle dit « à deux plaques » est utilisé. Il permet de définir l'espace dans lequel une contrainte mécanique va être appliquée au fluide. Dans ce modèle, la matière molle (le fluide) est prise au piège entre deux surfaces ; l'une est fixe, l'autre est mobile et se déplace à vitesse constante. On applique alors un mouvement de cisaillement sur la matière afin d'étudier sa capacité à s'écouler (Fig. I.26).

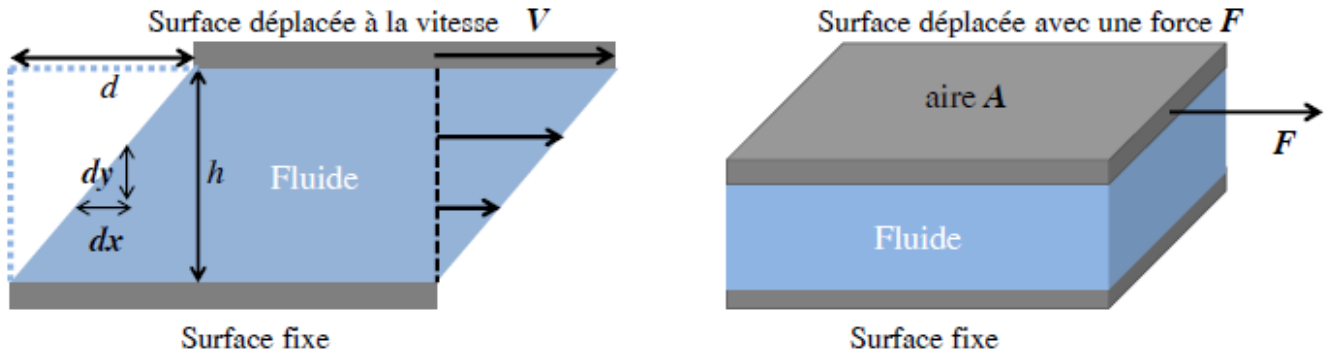


Fig. I.26 - Cisaillement dans le cas du modèle à deux plaques[122].

On définit la déformation de cisaillement macroscopique subie par le fluide comme étant le déplacement horizontal de la surface supérieure,  $d$ , divisé par la distance inter-plaques,  $h$ . On définit alors la déformation de cisaillement locale,  $\gamma$  (« shear strain ») par l'équation I.7. La déformation de cisaillement est dite constante si en tout point  $\gamma$  est égal à la déformation macroscopique. Cette définition est utilisée très fréquemment en rhéologie, notamment lors de l'utilisation de la géométrie à deux plaques[123].

$$\gamma = \frac{dx}{dy} \text{ [ sans unité ]} \quad (\text{I.7})$$

L'équation I.8 définit le taux de cisaillement  $\dot{\gamma}$  (« shear rate »), que l'on appelle également par abus de langage 'cisaillement' ; il s'agit de la dérivée par rapport au temps de la déformation.

En pratique il est souvent défini comme le quotient de la vitesse de la surface supérieure divisée par l'épaisseur de l'échantillon de fluide (gradient de vitesse).

$$\dot{\gamma} = \frac{d\gamma}{dt} = \frac{v}{h} \text{ [s}^{-1}\text{]} \quad (\text{I.8})$$

Entre les deux surfaces solides, on peut considérer la matière comme un empilement de couches susceptibles de glisser les unes par rapport aux autres sous l'action du cisaillement, faisant apparaître des contraintes entre chaque couche. On parle de contrainte de cisaillement  $\tau$  (« shear stress » Eq.I.9), rapport de la force  $F$  appliquée à la plaque supérieure et de l'aire sous la plaque  $A$  (Fig. I.26)

$$\tau = \frac{F}{A} [\text{Pa}] \quad (\text{I.9})$$

Un certain nombre de conditions sont nécessaires à l'utilisation du modèle à deux plaques :

- Pas de glissement aux interfaces fluide/solide (le fluide adhère aux deux plaques)
- Écoulement laminaire (pas de turbulences)
- Taux de cisaillement constant (c'est la supposition de mesure faite lors de l'utilisation de rhéomètres)

Isaac Newton définit la viscosité de cisaillement,  $\eta$ , également appelée viscosité dynamique, comme étant le quotient de la contrainte sur le taux de cisaillement :

$$\eta = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} [\text{Pa.s}] \quad (\text{I.10})$$

Une autre unité courante pour la viscosité est le Poise ou le centiPoise (cP) ;  $1\text{cP} = 10^{-3}$  Pa.s.

On parle de fluide newtonien quand la viscosité est constante quelle que soit la contrainte ou le taux de cisaillement. On peut alors définir dans ce cas une viscosité cinématique, mesurée par beaucoup de viscosimètres. La viscosité cinématique,  $\nu$  est en fait mesurée lorsque la force de gravité est le seul moteur de l'écoulement. La masse volumique,  $\rho$  [ $\text{kg.m}^{-3}$ ], du fluide est alors une donnée importante. La viscosité cinématique est définie comme suit :

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} [\text{m}^2/\text{s}] \quad (\text{I.11})$$

Une autre unité courante pour la viscosité cinématique est le Stokes (St) ou le centistokes (cSt),  $1\text{cSt} = 10^{-6} \text{m}^2\text{s}^{-1}$ . Les viscosités dynamiques et cinématiques sont très dépendantes de la température, généralement suivant une loi d'Arrhenius[123]. À titre d'illustration,

différentes mesures de viscosité dynamique à différentes températures sont compilées dans le Tableau I.1 pour différents fluides.

Liquide	0°C	10°C	20°C	30°C	40°C	50°C	60°C	70°C	100°C
Acétate d'éthyle	0,581	0,51	0,454	0,406	0,366	0,332	0,304	0,278	-
Acétone	0,397	0,358	0,324	0,295	0,272	0,251	-	-	-
Acide acétique	-	-	1,219	1,037	0,902	0,794	0,703	0,629	0,464
Acide formique	-	2,241	1,779	1,456	1,215	1,033	0,889	0,778	0,547
Acide sulfurique	56	49	27	20	14,5	11	8,2	6,2	-
Aniline	-	6,53	4,39	3,18	2,4	1,91	1,56	1,29	0,76
Benzène	-	0,757	0,647	0,56	0,491	0,435	0,389	0,35	-
Bromobenzène	1,556	1,325	1,148	1,007	0,889	0,792	0,718	0,654	0,514
Chloroforme	0,704	0,631	0,569	0,518	0,473	0,434	0,399	-	-
Diéthyléther	0,294	0,267	0,242	0,219	0,199	0,183	0,168	0,154	0,119
Dioxyde de carbone	0,099	0,085	0,071	0,053	-	-	-	-	-
Disulfure de carbone	0,436	0,404	0,375	0,351	0,329	-	-	-	-
Ethanol	1,767	1,447	1,197	1	0,83	0,7	0,594	0,502	-
Formiate d'éthyle	0,508	0,453	0,408	0,368	0,335	0,307	-	-	-
Huile de ricin	-	2420	986	451	231	125	74	43	16,9
Huile d'olive	-	138	84	52	36	24,5	17	12,4	-
Mercure	1,681	1,661	1,552	1,499	1,45	1,407	1,367	1,327	1,232
Méthanol	0,814	0,668	0,594	0,518	0,456	0,402	0,356	-	-
n-octane	0,71	0,618	0,545	0,485	0,436	0,494	0,358	0,326	0,255
n-pentane	0,278	0,254	0,234	0,215	0,198	0,184	0,172	0,161	0,13
Tétrachlorure de carbone	1,348	1,135	0,972	0,845	0,744	0,66	0,591	0,533	0,4
Toluène	0,771	0,668	0,585	0,519	0,464	0,418	0,379	0,345	0,268

Tableau I.1 - Viscosité de différents fluides à différentes températures [124].

Divers appareils de mesure permettent de déterminer la viscosité. Il s'agit soit de viscosimètres cinématiques, soit de rhéomètres.

### 5.2. Viscosimètres

Les viscosimètres cinématiques (ou à gravité) sont nombreux et sont toujours très utilisés aujourd'hui. Un récapitulatif de différents instruments est présenté Fig. I.27.



Fig. I.27 – a) Consistomètre de Bostwick [125], b) Coupe d'écoulement[126], c) Viscosimètre à chute de bille[127], d) Viscosimètres capillaires[128], e) Viscosimètre de Laray (à tige tombante)[129], f) Viscosimètre rotatif (Brookfield)[130].

#### 5.2.1. Consistomètre de Bostwick

Le consistomètre de Bostwick (Fig. I.27-a) mesure la distance parcourue par le liquide en un temps limité.

La technique du plan incliné, décrite par la

Fig. I.28, permet de déterminer la courbe d'écoulement d'un matériau [131], en multipliant les essais avec différents volumes et hauteurs d'échantillon. On trouve de nombreuses études dans les domaines du génie civil mais également de l'alimentaire. Le Consistomètre

de Bostwick développé pour les produits de type confiture, crème, nappage ... exploite ce type d'écoulement et fait partie des outils classiquement utilisés.

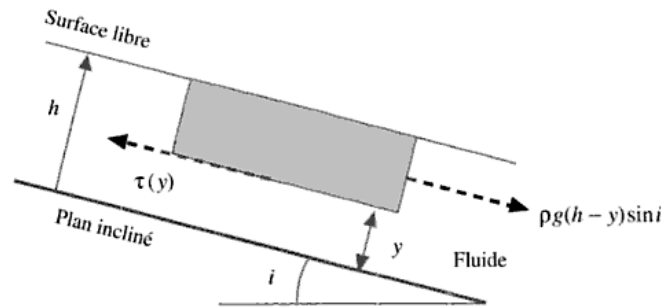


Fig. I.28 : Bilan et distribution des efforts s'exerçant au sein d'un fluide en écoulement à surface libre sur un plan incliné de longueur et largeur infinies (d'après [131] )

### 5.2.2. Coupe d'écoulement (Fig. I.27-b)

Ce type d'appareil intègre les coupes de viscosité (voir Fig. I.29), ou coupes consistométriques, qui sont des outils simples et économiques utilisés pour les contrôles rapides de viscosité en production des huiles et des peintures par exemple et les cônes d'écoulement pour des coulis ou des suspensions minérales (cône de Marsh utilisé en génie civil décrit par la Fig. I.30).



Fig. I.29 : Exemples de coupes de viscosité[134].

La relation entre le temps de vidange et la viscosité newtonienne  $\eta$  du fluide (de masse volumique  $\rho$ ) repose sur l'étude de l'écoulement considéré comme étant un écoulement de type Poiseuille (dans la partie tubulaire située sous le réservoir).

$$t = \alpha \eta / \rho g \quad (\text{I.14})$$

Où  $t$  est le temps de vidange et  $\alpha$  est une fonction de la géométrie de l'appareil et de l'échantillon dans ses configurations initiale et finale.

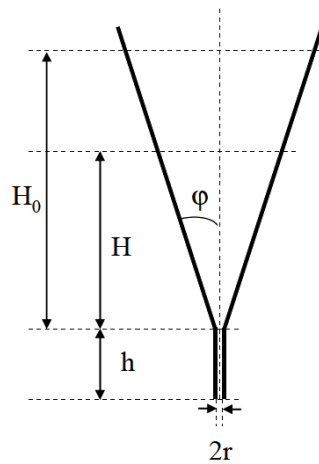


Fig. I.30 : Géométrie du cône de Marsh

Ainsi, le coefficient  $\alpha$  caractéristique du cône de Marsh a été validé par [135] pour un fluide newtonien et s'extrait de l'équation (I.15).

$$t = \frac{8\eta}{\rho g r^3 \tan \varphi} \left( \left( 1 + \frac{3 \tan \varphi}{r} \right) \left( \tan^2 \varphi (H_0 - H) \left( \frac{H_0 + H}{2} + h \right) - 2 \tan \varphi (h \tan \varphi - r) (H_0 - H) + (h \tan \varphi - r)^2 \ln \left( \frac{H_0 + h}{H + h} \right) \right) - \frac{r^3}{h \tan \varphi - r} \left( \ln \left( \frac{H_0 \tan \varphi + r}{H \tan \varphi + r} \right) - \ln \left( \frac{H_0 + h}{H + h} \right) \right) \right) \quad (\text{I.15})$$

La relation (I.14) doit être reconsidérée en présence de fluides à seuil. En exploitant les mêmes hypothèses et en considérant que le débit de fluide n'évolue pas trop durant l'essai,

Roussel et al. [136] proposent une solution pour l'étude de la vidange d'un fluide de Bingham dans le cône de Marsh (seuil de mise en écoulement  $\tau_0$  et viscosité plastique  $\mu$ ) :

$$t = \alpha\mu / (\rho - \beta\tau_0) \quad (\text{I.16})$$

où  $\alpha$  et  $\beta$  sont des paramètres retraduisant la géométrie de l'essai. L'expression analytique de ces paramètres n'est pas triviale.

### 5.2.3. Viscosimètre à chute de bille ou pénétrométrie

Ces viscosimètres sont des appareils simples et faciles à manipuler dont le principe est le suivant : une bille sphérique se déplace lentement sous l'action de la pesanteur dans le liquide de viscosité  $\eta$  à mesurer. Ils utilisent le fait que le temps de chute de la bille est fonction de la viscosité du liquide.

Il peut s'agir :

- D'une chute libre verticale sans contact avec les parois du viscosimètre (viscosimètre à chute de bille). (Fig. I.27-c)
- D'une chute guidée dans un tube incliné, la sphère roulant sur la paroi cylindrique du tube (viscosimètre à bille roulante).

Il faut noter que le viscosimètre à chute libre est rarement utilisé, en raison de l'instabilité de la trajectoire verticale. On préfère employer un viscosimètre à bille roulante dont l'inclinaison par rapport à la verticale garantit le contact constant de la bille avec la paroi du tube. Sous l'effet des forces qui lui sont appliquées (pesanteur, poussée d'Archimède, force de frottement visqueux de Stokes, réaction de la paroi), la bille atteint rapidement une vitesse limite. Le calcul de la viscosité dérive de l'équation de Stokes et est effectué à partir de la mesure du temps de chute de cette bille en utilisant l'équation :

$$\eta = K \cdot \Delta\rho \cdot t \quad (\text{I.17})$$

K est une constante d'appareil, t représente le temps de chute de la bille entre 2 repères.

Cette relation est ainsi valable aussi bien pour une chute libre verticale que pour une chute guidée dans un tube incliné, les deux configurations étant définies par des valeurs différentes de la constante d'appareil K.

Mais il faut souligner que l'équation (I.17) ne s'applique en toute rigueur que dans le cas d'un liquide newtonien puisque le cisaillement est inhomogène dans l'échantillon. L'emploi de cette équation dans le cas de liquides non-newtoniens conduit à une caractérisation relative qui permet cependant une comparaison entre les liquides, pourvu que le même dispositif expérimental (même tube, inclinaison, bille) soit utilisé.

### 5.2.4. Viscosimètres capillaires (Fig. I.27-d)

L'utilisation d'un viscosimètre capillaire n'a de sens que pour les liquides newtoniens, c'est à dire dont la viscosité est constante à température constante, quelle que soit la vitesse de cisaillement. Le régime d'écoulement doit être laminaire. Le rayon R du tube capillaire doit être choisi en fonction de la viscosité  $\eta$  du liquide étudié. La durée d'écoulement doit être supérieure à 100 s ; dans le cas contraire, l'écoulement n'est plus laminaire. Il faut changer de tube capillaire et donc choisir un autre viscosimètre. La viscosité  $\eta$  du liquide est proportionnelle à la durée de vidange t du volume V de liquide compris entre deux repères a et b et à la masse volumique  $\rho$  du liquide.

$$\eta = \left( \frac{\pi R^4 g}{8V} \right) \rho \Delta t = k \rho \Delta t \quad (\text{I.18})$$

k est la constante d'étalonnage du viscosimètre ; elle est fournie par le constructeur, après étalonnage avec des liquides de viscosité connue. k ne dépend que de la géométrie du viscosimètre. Lorsque l'on relève cette valeur, il est important de bien faire attention à l'unité dans laquelle le constructeur l'a exprimée. Si cette constante n'est pas indiquée, il est possible de la déterminer à partir d'un liquide, dont on connaît la viscosité.

### 5.2.5. Viscosimètre à tige tombante de Laray (Fig. I.27-e)

Il est utilisé pour des fluides ayant des viscosités très importantes ; dans son fonctionnement un axe central descend sous l'influence d'un poids forçant alors le liquide à s'écouler.

### 5.2.6. Viscosimètre rotatif de type Brookfield (Fig. I.27-f)

Le principe des viscosimètres rotatifs consiste toujours à mettre en écoulement l'échantillon par cisaillement entre une surface solide immobile (le stator) et une surface solide en rotation (le rotor). Les deux grandeurs expérimentales mesurées ou imposées sont le couple  $M$  et la vitesse angulaire du rotor  $\Omega$ .

Dans le cas des géométries bien définies (cylindres coaxiaux et cône/plan), et à condition que l'entrefer dans lequel est réalisé le cisaillement soit suffisamment étroit, on peut considérer que le cisaillement est homogène dans tout l'échantillon. On peut alors exprimer la contrainte de cisaillement  $\tau$  et la vitesse de cisaillement  $\dot{\gamma}$  en fonction de  $M$  et  $\Omega$ , par des relations du type :

$$\tau = AM \quad (I.19)$$

$$\dot{\gamma} = B\Omega \quad (I.20)$$

où  $A$  et  $B$  sont deux constantes d'appareil dépendant uniquement de la géométrie de cisaillement.

Si bien que la viscosité apparente pourra s'écrire sous la forme :

$$\eta = K \frac{M}{\Omega} \quad (I.21)$$

où  $K=A/B$  est une constante d'appareil dépendant de la géométrie de cisaillement.

L'identification des constantes d'appareil  $A$  et  $B$  peut relever d'un calibrage sur un fluide étalon.

Le Tableau I.2 résume certains des modèles newtoniens généralisés les plus courants qui ont été pris en compte pour la viscosité dépendante du cisaillement du sang humain total (voir Cho et Kensey [138]).

Dans ces modèles, les constantes  $\eta_0$  et  $\eta_\infty$  sont les viscosités asymptotiques aux taux de cisaillement nul et infini, c'est-à-dire

$$\eta_0 = \lim_{\dot{\gamma} \rightarrow 0} \eta(\dot{\gamma}) \quad (\text{I.22})$$

$$\eta_\infty = \lim_{\dot{\gamma} \rightarrow \infty} \eta(\dot{\gamma}) \quad (\text{I.23})$$

$n$  est l'indice de puissance et  $\lambda$  sont des paramètres déterminés par ajustement numérique des données expérimentales.

Modèle	Viscosité non newtonienne	Constants modèles pour le sang
<b>Power-Law</b>	$\eta(\dot{\gamma}) = k\dot{\gamma}^{n-1}$	$n = 0.61, k = 0.42$
<b>Powell-Eyring</b>	$\frac{\eta(\dot{\gamma}) - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = \frac{\sinh^{-1}(\lambda\dot{\gamma})}{\lambda\dot{\gamma}}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pas}, \eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pas}$ $\lambda = 5.383 \text{ s}$
<b>Cross</b>	$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_{\infty} + \frac{\eta_0 - \eta_{\infty}}{1 + (\lambda\dot{\gamma})^m}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pas}, \eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pas},$ $\lambda = 1.007 \text{ s}, m = 1.028$
<b>Cross Modifié</b>	$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_{\infty} + \frac{\eta_0 - \eta_{\infty}}{(1 + (\lambda\dot{\gamma})^m)^a}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pas}, \eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pas}$ $\lambda = 3.736 \text{ s}, m = 2.406,$ $a = 0.254$
<b>Carreau</b>	$\frac{\eta(\dot{\gamma}) - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = (1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pas}, \eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pas}$ $\lambda = 3.313 \text{ s}, n = 0.3568$
<b>Carreau–Yasuda</b>	$\frac{\eta(\dot{\gamma}) - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = (1 + (\lambda\dot{\gamma})^a)^{(n-1)/a}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pas}, \eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pas}$ $\lambda = 1.902 \text{ s}, n = 0.22, a = 1.25$

Tableau I.2 Équations constitutives utilisées pour la viscosité non newtonienne du sang.

Chien et al. ont tenté de reconnaître la nature amincissante par cisaillement du sang [139,140] dans les années 1960. Des modèles empiriques comme la loi de puissance (ou la loi de puissance de Walburn-Schneck [141], avec des constantes liées à l'hématocrite et au contenu en protéines moins l'albumine), Cross[142], Carreau[143], Carreau-Yasuda ou des modèles modifiés[144] ont été jugés pertinents dans leurs prévisions et ont été préférés au modèle de loi de puissance qui a une viscosité illimitée à un taux de cisaillement nul. Le principal avantage des modèles plus simples comme Power-Law est qu'il existe des

solutions exactes disponibles dans certaines géométries et conditions d'écoulement, fournissant des repères simples pour les codes numériques. Pour une étude récente et des tests expérimentaux sur plusieurs modèles constitutifs inélastiques pour le sang[145]. De même, la croyance selon laquelle le sang présente une contrainte de cisaillement seuil a conduit à l'un des modèles constitutifs les plus simples pour le sang, l'équation de Casson [146], qui n'est valable que sur une petite plage de faibles taux de cisaillement et en écoulement constant. Les preuves de la limite d'élasticité dans le sang sont rares et il n'y a pas de consensus sur sa valeur. Cependant, aucun des modèles homogénéisés ci-dessus n'est capable de décrire la réponse viscoélastique du sang.

### **6. Influence de la température, du taux de cisaillement et de l'hématocrite sur la viscosité du sang**

La viscosité du sang est liée à sa température ainsi qu'au taux d'hématocrite. L'abaissement de la température du sang augmente la viscosité du sang [147]. Cela devrait également avoir pour effet de déplacer la relation hématocrite-viscosité, et par conséquent la valeur optimale d'hématocrite, vers la gauche. Il est intéressant de savoir quels effets ces changements de température sanguine ont sur le potentiel de transport d'oxygène.

L'augmentation de la viscosité du sang et le changement d'hématocrite optimal devraient avoir pour effet de réduire le potentiel de transport d'oxygène. Si tel est le cas, des réductions de la température sanguine concomitantes à des périodes d'hypothermie normalement vécues par les animaux poikilothermiques et hétérothermiques et imposées aux animaux homéothermiques peuvent exercer un stress considérable sur la fonction cardiovasculaire normale.

Des études sur la circulation sanguine des mammifères, impliquant à la fois des mesures in vitro et in vivo, ont démontré qu'il existe un hématocrite "optimal" en ce qui concerne la plus grande quantité de transport d'oxygène par unité de temps[148–151]. L'hématocrite optimal résulte du fait que la capacité en oxygène du sang et la viscosité du sang sont directement liées au rapport d'hématocrite. Lorsque l'hématocrite est réduit à partir du niveau optimal, le potentiel de transport d'oxygène est réduit car la capacité en oxygène est

réduite dans une plus grande mesure que ne l'est la viscosité du sang. Dans la polycythémie, la réduction est due à des augmentations marquées de la viscosité du sang qui accompagnent de petites augmentations d'hématocrite [148].

Synder[152] a étudié l'influence de la température et du rapport d'hématocrite sur la viscosité du sang du lézard iguanidé, *dipsosaure dorsalis*.

Des équations sont présentées pour démontrer la relation entre la viscosité du sang et l'hématocrite optimal, et une interprétation des valeurs d'hématocrite observées pour différentes espèces hétéothermiques est proposée.

La Fig. I.31 montre les courbes pression-débit pour chacun des échantillons de sang. Les lignes ont été ajustées aux données en utilisant la méthode des moindres carrés. Les pentes des lignes et les coefficients de corrélation ( $r$ ) pour les relations pression-débit sont présentés dans le Tableau I.3. Dans la plage de pression étudiée, les relations pression-débit sont linéaires. Cela ressort de l'observation visuelle des données (Fig. I.31) et du degré de corrélation des lignes pression-débit (Tableau I.3).

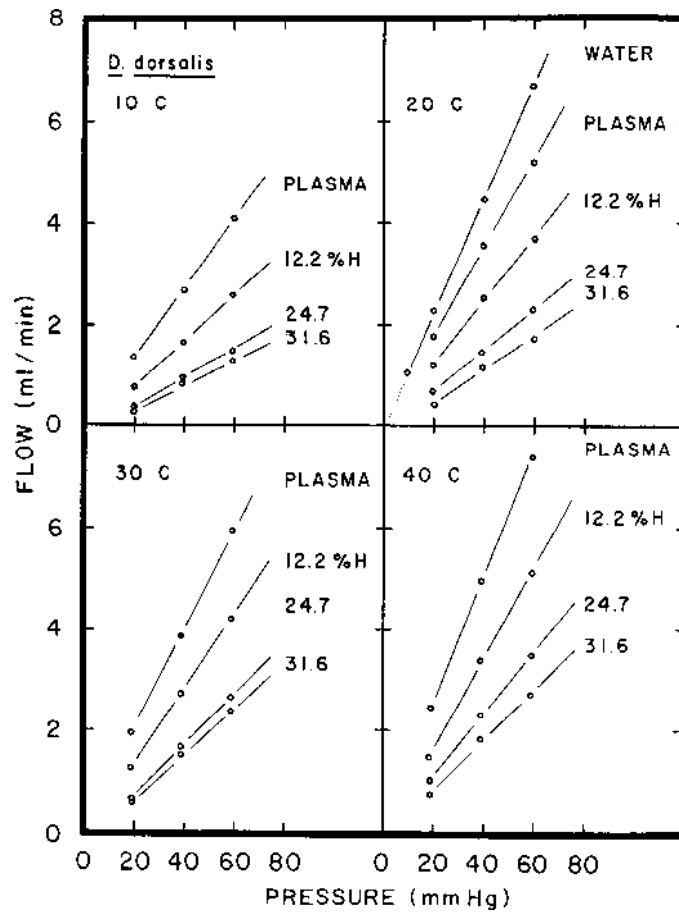


Fig. I.31. Relations pression-débit du sang de *D. dorsalis* reconstitué à 10, 20, 30, 40 C. Chaque point est la moyenne de trois déterminations. Les lignes ont été ajustées aux points en utilisant la méthode des moindres carrés [152].

	Température							
	10 C		20 C		30 C		40 C	
	Pente $\times 10^2$ , ml/min par mm Hg	r	Pente $\times 10^2$ , ml/min par mm Hg	r	Pente $\times 10^2$ , ml/min par mm Hg	r	Pente $\times 10^2$ , ml/min par mm Hg	r
Plasma	6.87	0.9	8.57	1	9.98	0.9	12.41	0.9
12.2% Hct	4.45	1.0	6.22	1.0	7.39	0.9	8.78	0.9
24.7% Hct	3.00	1.0	4.11	1.0	4.79	0.9	6.30	0.9
31.6% Hct	2.40	0.9	3.30	0.9	4.37	1.0	4.93	1.0
Eau distillée			11.15	1.0				

*Tableau I.3. Pentés et coefficients de corrélation (r) pour les relations pression-débit présentées sur la Fig. I.31[152].*

Les limites de viscosité, calculées en divisant la pente de la ligne pression-débit pour l'eau distillée à 20 ° C (Tableau I.3) par celle de chacun des échantillons de sang, sont compilées dans le Tableau I.3 et présenté graphiquement sur la Fig. I.32. La variabilité des données de viscosité, calculée à partir du degré de variation des relations pression-débit, est incluse dans le Tableau I.3. Puisque le plasma a été utilisé comme milieu de suspension pour tous les échantillons, la viscosité les valeurs plasmatiques seront également appelées hématoците à 0%.

En général, la viscosité du sang augmente à mesure que l'hématocrite augmente et que la température diminue (Tableau I.4, Fig. I.32). L'augmentation de la viscosité du sang avec l'augmentation de l'hématocrite à chacune des quatre températures expérimentales était curviligne, tout comme l'augmentation de la viscosité du plasma (0% Hct) avec la diminution de la température. Ainsi, la viscosité du sang, pour les conditions de températures et d'hématocrite étudiées ici, peut être visualisée comme une surface curviligne (Fig. I.32). La viscosité de tout échantillon de sang peut être déterminée comme un point sur la surface à partir de la température et de l'hématocrite de l'échantillon spécifique.

	Température			
	10 C	20 C	30 C	40 C
Plasma	1.65 ± 0.10	1.30 ± 0.16	1.12 ± 0.26	0.90 ± 0.06
12.2% Hct	2.51 ± 0.10	1.79 ± 0.08	1.51 ± 0.08	1.26 ± 0.24
24.7% Hct	3.72 ± 0.06	2.71 ± 0.14	2.33 ± 0.24	1.77 ± 0.12
31.6% Hct	4.65 ± 0.10	3.38 ± 0.08	2.55 ± 0.02	2.26 ± 0.20

Tableau I.4. Données de viscosité du sang reconstitué de *D. Dorsalis* mesurées à différents niveaux d'hématocrite et de température [152].

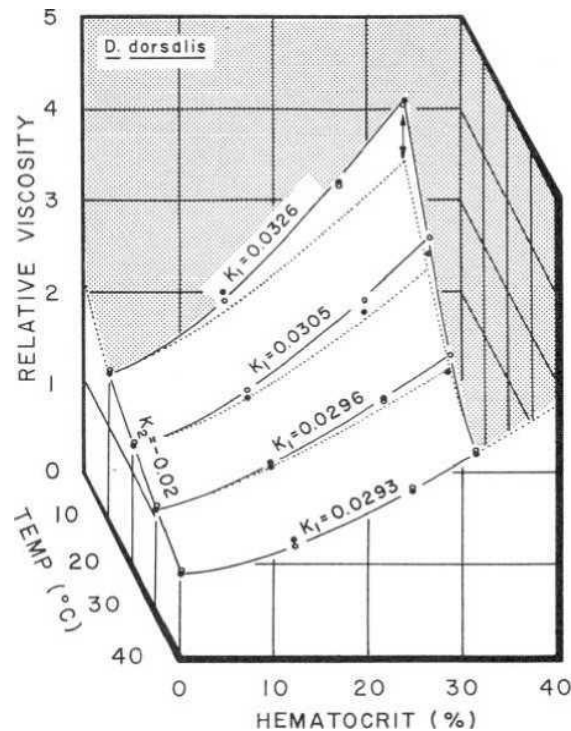


Fig. I.32. Une représentation en trois dimensions de la relation entre la viscosité du sang de *D. dorsalis* reconstitué et la température et le rapport d'hématocrite.  $k_1$  sont des valeurs constantes pour l'augmentation de la viscosité du sang avec l'augmentation de l'hématocrite ; Valeur  $k_2$ , augmentation de la viscosité plasmatique (0% d'hématocrite) avec diminution de la température. Les points ombrés sont les valeurs de viscosité observées et les points non ombrés calculés à partir de l'équation 5. La ligne continue a été ajustée aux points en utilisant la méthode des moindres carrés et la ligne hachurée tirée des points calculés à l'aide de l'équation 3 [152].

Représentation empirique des données de viscosité. Les relations hémocrite-viscosité aux quatre températures expérimentales ont la même forme générale. Ainsi, l'augmentation de la viscosité du sang avec l'augmentation de l'hémocrite pour certaines températures spécifiques peut être représentée par la relation

$$\eta_{bl} = \eta_{pl} \exp[k_1 H] \quad (\text{I.24})$$

$\eta$  est la viscosité relative, l'indice  $bl$  est le sang et l'indice plasma  $pl$ .  $H$  est l'hémocrite sanguin. Les coefficients constants d'hémocrite (valeurs  $k_1$ ) pour chacune des courbes d'hémocrite-viscosité sont inclus dans la Fig. I.32.

Puisque la relation température-viscosité pour le plasma a la même forme générale que les courbes hémocrite-viscosité, une relation ayant la même forme que l'équation I.24 peut être utilisée pour décrire l'augmentation de la viscosité du plasma avec une température décroissante. Pour des raisons de commodité, la ligne de viscosité du plasma a été extrapolée à 0 °C (Fig. I.32) et l'équation prend la forme d'une diminution de la viscosité avec l'augmentation de la température. Cette relation est :

$$\eta_{pl} = 2.03 \exp[-k_2 T] \quad (\text{I.25})$$

$T$  est la température en °C et  $k_2$  le coefficient de température constant pour le plasma.

En remplaçant l'équation (I.25) par l'équation (I.24), l'équation de la viscosité du sang devient

$$\eta_{bl} = 2.03 \exp[k_1 H - k_2 T] \quad (\text{I.26})$$

L'influence de la température sur la phase continue (plasma sanguin) a été décrite (équations I.25 et I.26). Étant donné que l'influence de la température sur la viscosité du plasma n'a pas tenu compte de tous les changements observés dans la viscosité du sang, il est valide de supposer que la température influence la dispersion (globules rouges) ainsi que la phase continue du sang total.

L'influence de la température sur la phase dispersée est illustrée par la relation entre les valeurs  $k_1$  et la température (Fig. I.23). Le coefficient constant d'hémocrite augmentait

avec la diminution de la température. Une droite ajustée aux données, utilisant la méthode des moindres carrés, a une pente ( $k_3$ ) de  $1,08 \times 10^{-4}$  et une ordonnée à l'origine de 0,0332 (cette dernière valeur, la constante de l'augmentation exponentielle de la viscosité du sang avec l'augmentation de l'hématocrite à 0 °C, représente un cas spécifique de  $k_1$  et sera appelé  $k_0$ ). La relation entre  $k_1$  et la température peut donc être montrée comme

$$k_1 = k_0 - k_3 T \quad (\text{I.27})$$

Par conséquent,  $k_3$  est le coefficient de température constant pour la phase dispersée.

En substituant l'équation I.26 à l'équation I.25, on obtient une expression qui décrit la viscosité du sang pour toutes les conditions d'hématocrite et de température étudiées.

Cette expression est :

$$\eta_{bl} = 2.03 \exp[(k_0 - k_3 T)H - k_2 T] \quad (\text{I.28})$$

Les valeurs de viscosité sanguine déterminées à l'aide de l'équation I.38 se comparent favorablement aux valeurs observées pour toutes les conditions de température et d'hématocrite étudiées (Fig. I.33).

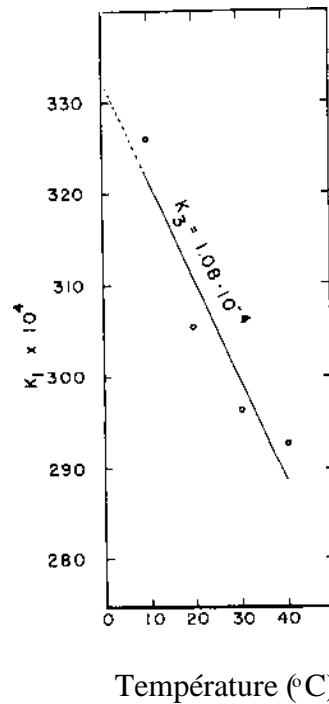


Fig. I.33. Relation entre l'augmentation de la viscosité du sang avec l'augmentation de l'hématocrite (valeur  $k_1$ ) et la température. La ligne continue a été ajustée aux points en utilisant la méthode des moindres carrés.  $k_3$  est la pente d'une relation linéaire [152].

## 7. Méthode pour le diagnostic médicale par séchage des gouttes de sérum

L'étude de la morphologie des dépôts des liquides biologiques humains constitue une nouvelle tendance dans le diagnostic médical [153–155]. Elle est basée sur la comparaison de la structure de gouttes sèches de liquides biologiques entre des personnes en état normal et des personnes atteintes de différentes maladies. Cependant, une telle approche présente des inconvénients, notamment l'estimation subjective des structures, la formalisation difficile des résultats et la nécessité d'utiliser un équipement optique et un logiciel informatique coûteux pour le traitement des images vidéos. De plus, l'analyse morphologique des gouttes sèches n'est généralement effectuée qu'après le séchage complet, qui ne prend pas moins de deux jours. Pendant ce temps, l'enregistrement des paramètres cinétiques d'auto-organisation est contrôlé par le temps d'évaporation d'un liquide libre. Il est informatif à la fois pour le diagnostic médical et l'estimation de la qualité des liquides à plusieurs composants de divers types et à des fins différentes [156].

La forme d'une goutte génère des gradients de température inévitables sur sa surface [157]. Les processus de convection et de diffusion qui en résultent conduisent à une redistribution des substances dissoutes dans la goutte. La fixation d'une goutte sur le substrat à l'interface de phase (sur le périmètre) contribue à l'évaporation primaire du liquide à travers exactement cette ligne de fixation[40], résultant en des flux radiaux centrifuges.

À la suite de ce processus d'auto-organisation, la goutte sèche d'un liquide à plusieurs composants forme une figure symétrique au centre avec un ensemble de motifs structurels dépendant de sa composition initiale.

Les paramètres d'un liquide, tels que la concentration des composants, la dispersion, la viscosité, la mouillabilité, la conductance thermique, la tension superficielle, la force ionique de la solution et la teneur en molécules gélifiantes, sont également importants dans ces processus[49,50].

La nature du procédé reste inchangée sur toute la gamme des variations de température et de pression ambiantes et est plus sensible aux changements d'humidité et d'intensité du débit de l'air ambiant. Le type de substrat (mouillable ou non mouillable, lisse ou rugueux, etc.) et le volume des gouttes sont importants.

### **7.1. Méthode de l'impédance acoustique mécanique :**

Yahkno et al. ont développé une méthode basée sur l'enregistrement de la dynamique de l'impédance acoustique mécanique (AMI) d'une goutte en cours de séchage à la surface d'un résonateur à quartz oscillant avec une fréquence ultrasonore [158]. L'amplitude de l'AMI est une caractéristique intégrale des propriétés physiques de la goutte, y compris la viscosité, la composition, la tension superficielle, la mouillabilité et la structure interne. Cette méthode est basée sur deux phénomènes : premièrement, la dynamique non linéaire des processus d'auto-organisation dans les gouttes de séchage de liquides multi composants et, deuxièmement, la possibilité d'enregistrer ces dynamiques en utilisant le dispositif développé à cet effet [159].

## 7.2. Dispositifs expérimentaux :

Les liquides biologiques étudiés ont été appliqués, à l'aide d'une micropipette, en gouttes de 5  $\mu$ l sur des lames pures, huit gouttes pour chaque échantillon. Les échantillons ont été séchés en position horizontale dans des conditions ambiantes pendant pas moins de deux jours, puis ont été examinés au microscope réglé pour un petit grossissement ( $2,5 \times 7$ ).

L'innovation radicale dans cette technologie est que Yakhno et al. ont utilisé comme unité la dépendance temporelle de l'AMI de la goutte de séchage. Comme élément sensible, ils ont utilisé un résonateur en forme de plaque rectangulaire [1 sur la Fig. I.34 (a)].

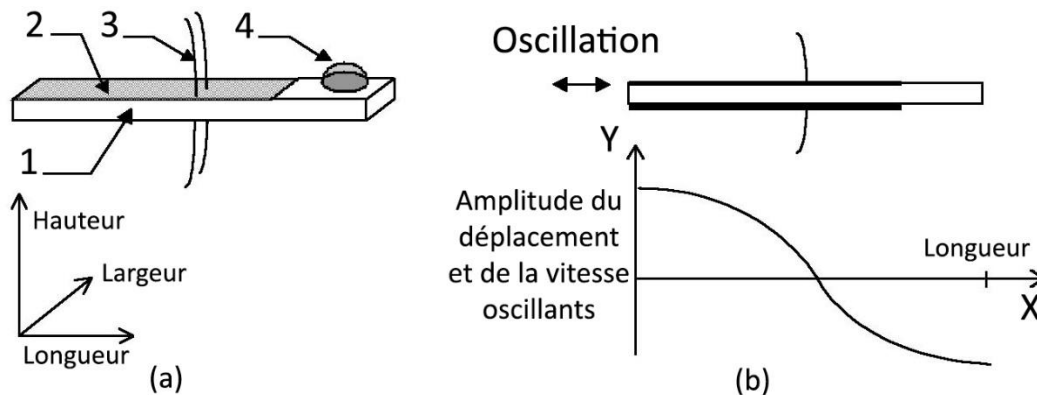


Fig. I.34. La conception et le mode d'oscillation d'un résonateur à quartz : (a) est un résonateur à quartz avec une goutte de liquide étudié où 1 est une plaque de quartz, 2 est la métallisation, 3 est les conducteurs de support et 4 est une goutte de liquide étudié ; (b) la distribution de l'amplitude de la vitesse oscillatoire et du déplacement longitudinal.

Les variations AMI de la goutte sont enregistrées dans des conditions d'oscillations de cisaillement de la surface du résonateur. Des électrodes [2 sur la Fig. I.34 (a)], sur lesquelles une tension sinusoïdale est appliquée pour exciter des oscillations mécaniques, sont appliquées sur les faces de la plaque ayant la plus grande surface [2 sur la Fig. I.34 (a)]. Le résonateur est fixé sur des fils conducteurs soudés au milieu de la plaque [3 sur la Fig. I.34 (a)]. Le mode de fonctionnement est le mode des oscillations longitudinales de la plaque, c'est-à-dire des oscillations de compression-décompression dans la direction

perpendiculaire au champ électrique appliqué. Des déplacements de cisaillement de toutes les faces latérales de la plaque se produisent dans ce cas.

La fréquence de fonctionnement de la tension d'excitation correspond à la fréquence de la première résonance longitudinale de la plaque, c'est-à-dire que la longueur de la plaque correspond à la moitié de la longueur de l'onde sonore longitudinale dans le résonateur. Dans ce cas, la distribution de l'amplitude de la vitesse oscillatoire sur la longueur de la plaque a une forme sinusoïdale avec une valeur nulle au milieu de la plaque [Fig. I.34 (b)]. Une goutte d'un liquide à l'étude est placée sur l'extrémité de la plaque [4 sur la Fig. I.34 (a)], où l'amplitude de la vitesse oscillatoire de la surface est approximativement constante.

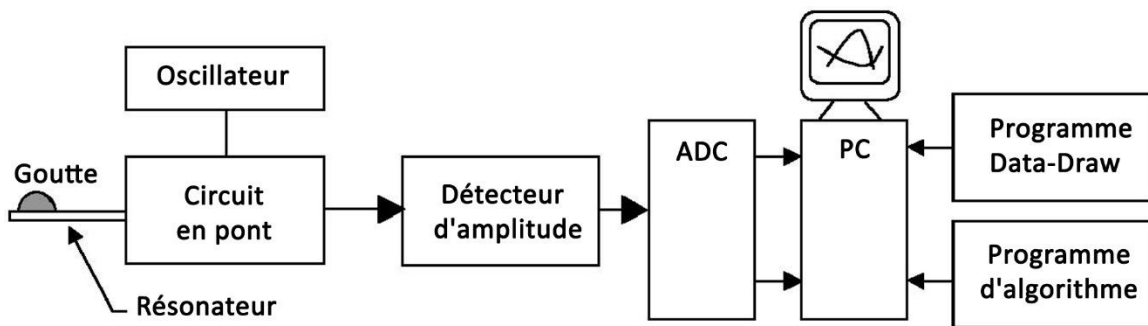
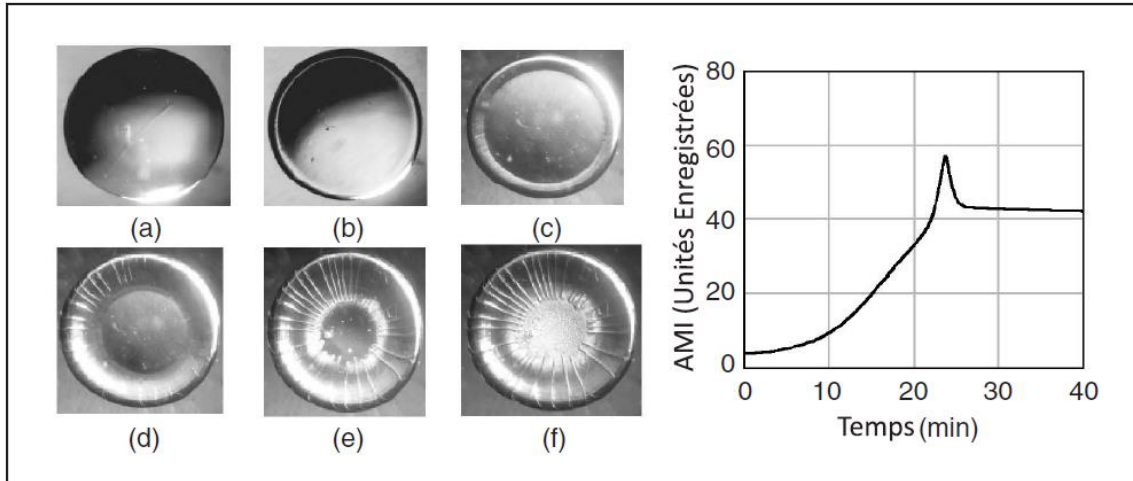


Fig. I.35. Schéma fonctionnel de la méthode.

La variante du dispositif utilisé pour obtenir les résultats présentés par eux est représentée sur la Fig. I.35. Un détecteur d'amplitude mesure la tension de sortie du circuit en pont. Ce signal est acheminé via un convertisseur analogique-numérique (ADC) vers un ordinateur personnel (PC). Le processus de séchage en goutte est affiché sous la forme d'une courbe d'amplitude correspondant au module de l'AMI. Le mode de cartographie et d'accumulation des données est assuré par le programme de prélèvement de données. À la fin de l'enregistrement, les données sont traitées à l'aide d'un algorithme spécifique dans le programme d'algorithme.

Une goutte de 5  $\mu\text{l}$  de liquide étudié conservé dans des conditions ambiantes ( $T = 18\text{--}22^\circ\text{C}$ ,  $P = 740\text{--}760$  Hg mm et  $H = 60\% \text{--}70\%$ ) a été placée sur la partie opératoire du résonateur

à l'aide d'une micropipette. Le logiciel a permis de suivre la dynamique des grandeurs mesurées en temps réel sur l'afficheur (Fig. I.36).



*Fig. I.36. Dynamique des transitions de phase lors du séchage d'une goutte de sérum. Les étapes morphologiques (à gauche) et la dynamique de ce processus en termes d'AMI (à droite), la courbe expérimentale non traitée: (a) est de 0 à 5 min, aplatissement du dôme, agrégation des protéines; (b) se situe entre la 5e et la 12e minute, formation d'une zone limite (principalement protéique); (c) est la 13e minute, le début de la formation de la zone de conversion; (d) est la 20e minute, l'achèvement de la formation de la zone de conversion, le début de la fissuration; (e) est la 21e minute, le début de la formation de la zone centrale (contenant principalement du sel); (f) est la 23e minute, les transitions de phase des sels.*

### 7.3. Algorithme de traitement

Dans cette partie du travail, Yakhno et al. ont analysé la forme de la composante d'amplitude de l'AMI dans la zone correspondant aux transitions de phase des sels. Ils ont choisi les combinaisons de paramètres produisant les différences les plus importantes lorsque deux groupes particuliers de liquides (« norme-pathologie ») ont été comparés. La Fig. I.37 montre l'interface du programme d'algorithme utilisé pour le traitement des données.

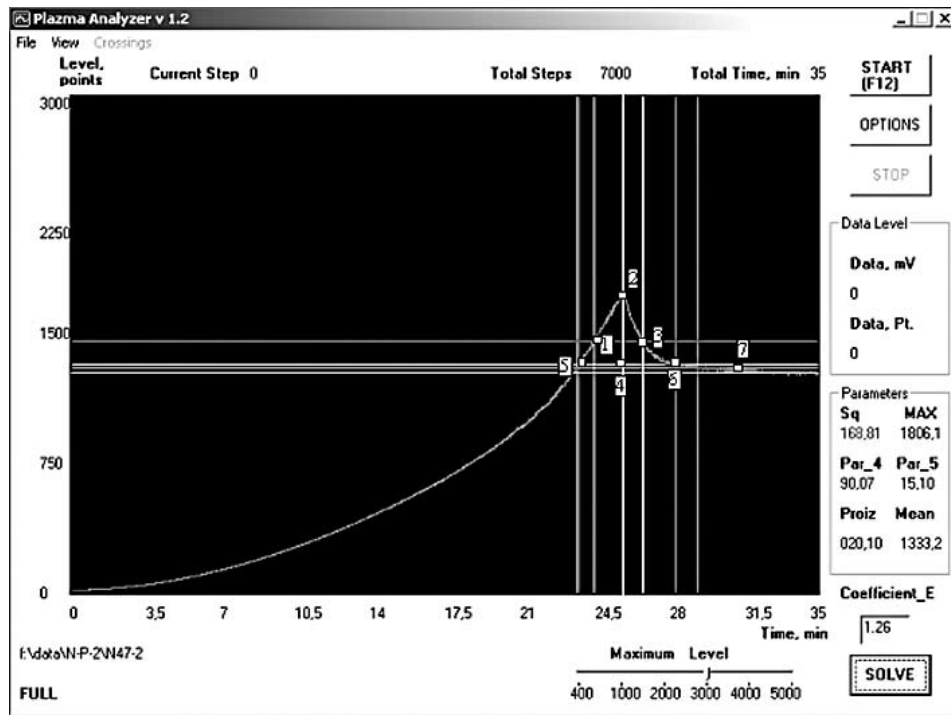


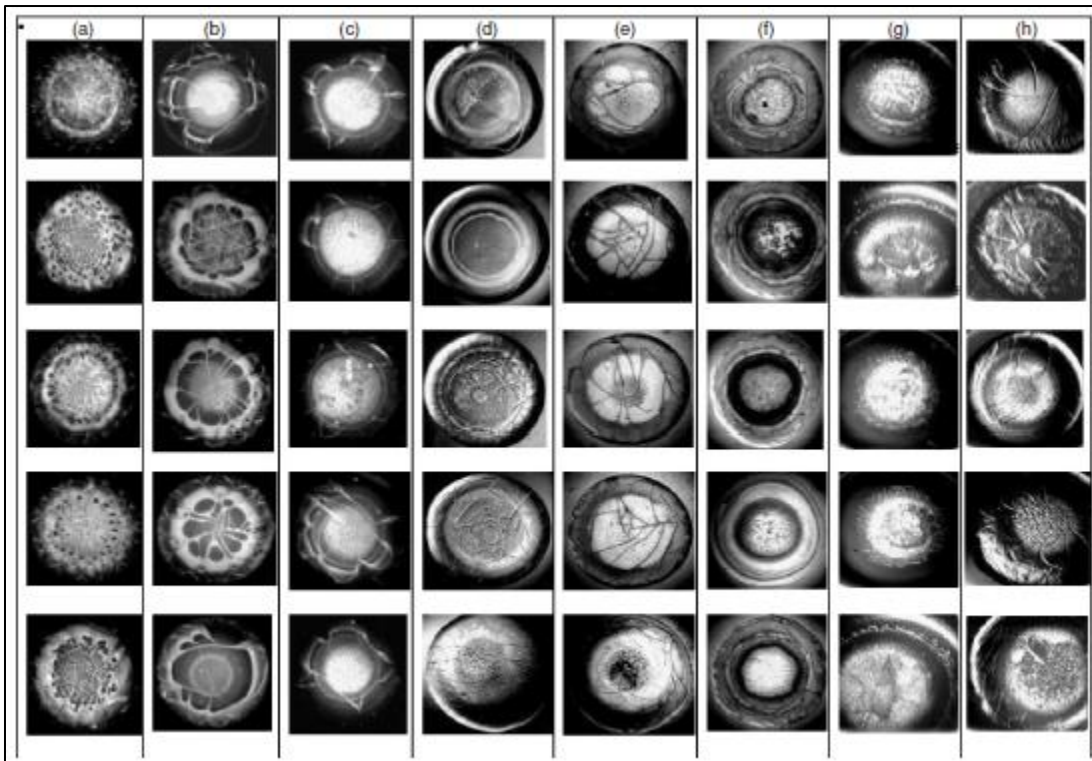
Fig. I.37. Interface du programme. Recherche automatique des points de référence et détermination des paramètres de conception (en bas à droite) caractérisant la forme de la courbe d'une goutte de sérum de séchage [158].

#### 7.4. Comparaisons des gouttes séchées

Du sérum sanguin et du plasma frais ont été obtenus auprès d'institutions cliniques de la ville. Ils ont été transportés à + 4 ° C, chauffés à température ambiante, puis analysés. Le plasma de femmes saines et non enceintes en âge de procréer (20 échantillons) a été comparé au plasma de femmes après l'accouchement à terme (30 échantillons) et après un accouchement prématuré (20 échantillons, deuxième trimestre de grossesse). De plus, Yakhno et al. ont testé le plasma de femmes menacées d'accouchement prématuré diagnostiquées sur la base d'un examen clinique (10 échantillons) et le plasma de femmes en grossesse normale (33 échantillons). Ont également été examinés : le sérum de donneurs sains (15 échantillons), le sérum de femmes atteintes d'un cancer du sein primitif avant le début du traitement (10 cas), le sérum de patientes atteintes d'un cancer du poumon avant le début du traitement (six cas), le sérum de patients atteints de paraprotéïnémies (sept échantillons) et sérum de patients atteints d'hépatite de nature différente (sept échantillons).

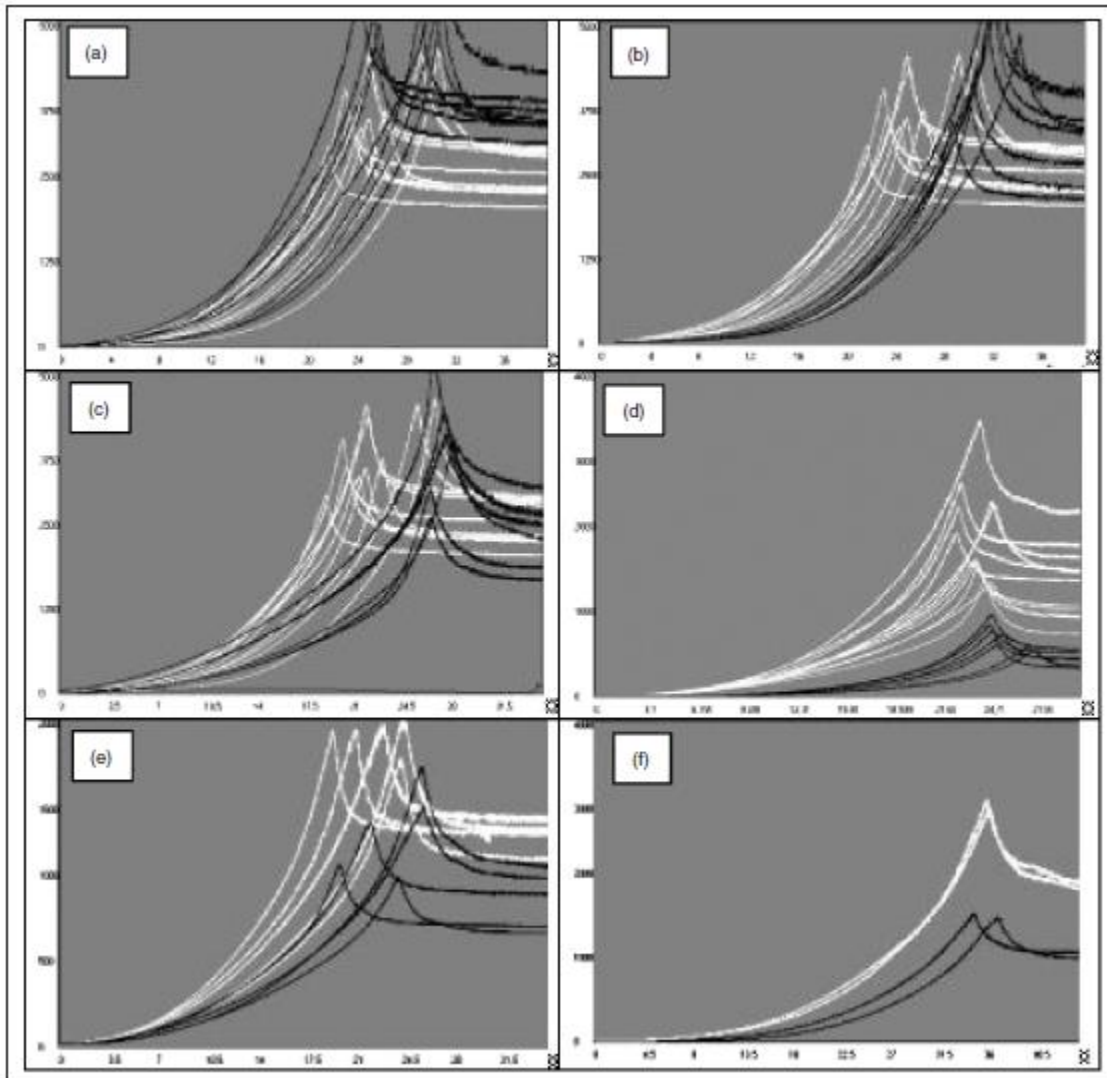
Chaque échantillon de liquide biologique a été mesuré trois fois, de sorte que le nombre total d'unités calculées dans chaque groupe était triple.

Des différences considérables ont été observées dans la structuration des gouttes de séchage des liquides biologiques de différents sujets. Néanmoins, chaque groupe examiné a également montré ses particularités dans la formation de modèles caractéristiques (Fig. I.38).



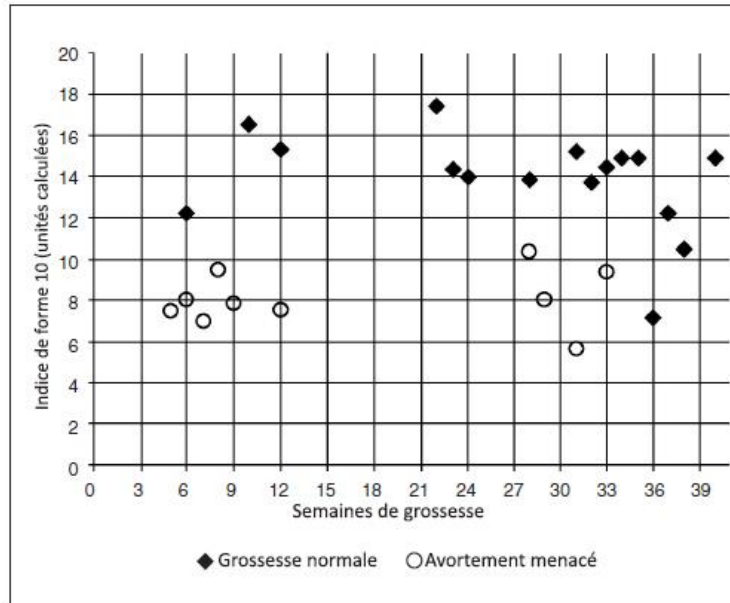
*Fig. I.38. Les caractéristiques morphologiques des gouttes séchées de sérum dans la norme et différentes maladies ou états physiologiques (cinq patients pour chaque état) : (a) est donneur ; (b) est un cancer du sein ; (c) est un cancer du poumon ; (d) est la paraprotéïnémie ; (e) est un accouchement à temps ; (f) est un accouchement prématuré ; (g) est menacée d'avortement (accouchement prématuré) à différentes périodes de gestation ; (h) est l'hépatite.*

La composition des liquides biologiques étudiés dans différents représentants du groupe a déterminé non seulement l'image morphologique des gouttes séchées, mais aussi la dynamique des transitions de phase dans le processus de séchage affiché par la courbe d'amplitude AMI (Fig. I.39).



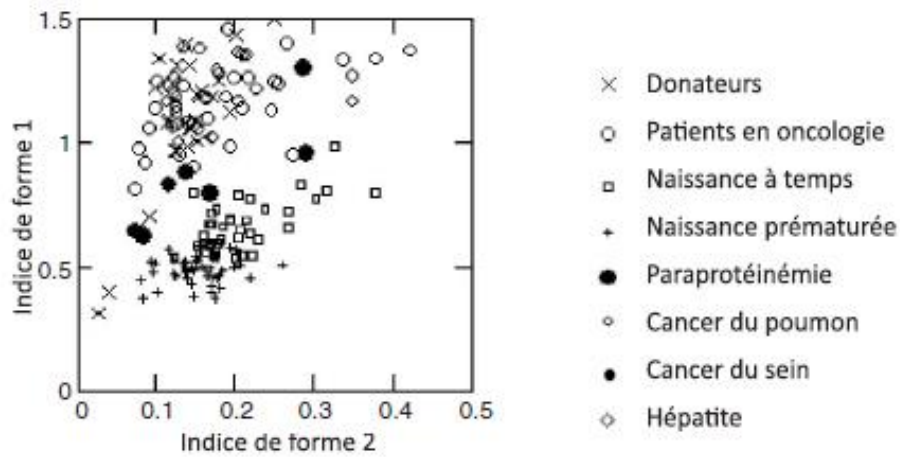
*Fig. I.39. Caractéristiques spécifiques des courbes AMI expérimentales non traitées de gouttes de sérum séchant - pour chaque image, l'axe X est le temps (min), l'axe Y est l'AMI (unités enregistrées): (a) est le cancer du sein (noir) contre les donneuses (blanc); (b) est le cancer du poumon (noir) contre les donneuses (blanc); (c) les paraprotéinémies (noir) contre les donneuses (blanc); (d) est l'accouchement prématuré (deuxième trimestre) (noir) contre l'accouchement à temps (blanc); (e) est l'hépatite B (noir) contre les donneuses (blanc); (f) est la 34 semaines de gestation avec menace d'avortement (noir, deux courbes pour un échantillon) contre 34 semaines de grossesse normale (blanche, deux courbes pour un échantillon) [158].*

La Fig. I.40 montre la dynamique de l'indice de forme de conception des courbes AMI pendant le séchage des gouttes de plasma pour une grossesse normale et lorsqu'un accouchement prématuré ou une menace d'accouchement prématuré est diagnostiqué.



*Fig. I.40. Différences dans la dynamique des transitions de phase lors du séchage des gouttes de plasma chez les femmes enceintes normales et en cas de menace d'avortement (accouchement prématuré).*

La forme des courbes AMI dans ces catégories de patients diffère à la fois des patients sains (donneurs) et des patients atteints d'autres formes de maladies. Il est important de mentionner que dans les cas considérés ici, chaque groupe de « pathologie » différait de la « norme » par ses algorithmes spécifiques et par lesquels les autres maladies ne différaient pas. Cela confirme la présence de changements spécifiques dans la forme des courbes pour différentes formes de maladies, ce qui donne l'espoir de développer des méthodes de test rapide de diagnostic différentiel (Fig. I.41).



*Fig. I.41. Nuages de points de différentes maladies et états physiologiques affichés sur les plans de caractéristiques des courbes AMI de gouttes de sérum séchant.*

# **Chapitre II : Développement de la méthode : Sang ovin sain**

Afin de caractériser les dépôts induits par l'évaporation de gouttes de sang, la dynamique d'évaporation de 72 gouttes de sang a été étudiée. On étudie dans ce chapitre le sang ovin sain évaporé à plusieurs températures de surface  $T_s = 23, 37, 60$  et  $90^\circ\text{C}$  sur des substrats hydrophiles en verre. L'objectif étant de prédire le dépôt induit connaissant la température de surface et vice versa. Pour déterminer la variation du nombre de Marangoni ( $Ma$ ) entre le centre et la ligne triple (TPCL), une caméra de thermographie infrarouge a été utilisée pour mesurer la variation de température le long de la surface de la goutte. Simultanément, une caméra CCD performante a été utilisée pour mesurer la variation de la hauteur de la goutte lors de l'évaporation à l'aide d'un logiciel d'algorithme supérieur pour l'analyse d'image, « drop shape analyzer ». Les essais ont été réalisés dans des conditions contrôlées d'humidité relative fixée à 40 % et de température ambiante fixée à  $23^\circ\text{C}$ . De plus, une étude topographique a été réalisée au l'aide d'un système de mesure optique 3D très précis, rapide et flexible pour transformer le dépôt induit de l'évaporation du sang d'ovin en une image 3D. Les paramètres topographiques ont ensuite été extraits de ces images.

### 1. Introduction

Actuellement, la détection des maladies et des caractéristiques sanguines basée sur l'évaporation des gouttes de sang constituent des sujets qui intéressent de nombreux chercheurs et les approchent sont très diversifiées : acoustique [158] , dynamique des fluides et analyse thermique [160]. Le sang contient de nombreuses informations sur la santé humaine, qui peuvent nous aider à le caractériser et à fournir un diagnostic médical. De nombreuses études sont en cours pour comprendre les différentes relations morphologiques et pathologiques (AMI [158] et géométrie du motif [160]). Dans cette étude, l'effet de la température de surface sur l'évaporation dynamique du sang a été étudié et une nouvelle méthode de caractérisation des motifs induits a été développée. Une goutte sessile est une goutte de liquide qu'on dépose sur un substrat solide où sa ligne de contact limite la zone de contact humide entre le liquide et la surface solide. La forme de la goutte est caractérisée par sa hauteur ( $H$ ), son rayon ( $R$ ) et son angle de contact ( $\theta$ ). La goutte s'évapore si l'atmosphère autour de son interface n'est pas saturée de sa propre vapeur.

De nombreuses applications utilisent l'évaporation de gouttelettes sessiles telles que :

- Techniques de diagnostic médical : Évaporation d'une gouttelette sessile de lait, de sang et de sérum de vache. Yakhno et al. ont testé des échantillons de lait, de sang complet et de sérum provenant de groupes de bovins, positifs au virus de la leucose bovine et positifs à la tuberculine bovine pour fournir un diagnostic en comparant le comportement de ces fluides complexes provenant de bovins sains et de bovins infectés [161]. L'étude de l'évaporation d'une gouttelette de lysozyme aqueux (une protéine globulaire présente dans la salive) a été présentée dans [9]. En évaporant de l'albumine sérique humaine (une protéine globulaire présente dans le plasma sanguin), Sett et al. ont développé une méthodologie rapide pour quantifier la «  $\beta$ -sheet » dans l'albumine sérique humaine [162].
- Refroidissement des composants microélectroniques à l'aide de l'utilisation de réfrigérants diélectriques : Estes et al. ont comparé deux types de refroidissement : les jets libres et la pulvérisation, et ont constaté que les gouttes de pulvérisation produisent un flux de chaleur critique beaucoup plus important à faible sous-refroidissement que le refroidissement par jet [163].
- Nanotechnologies : Dan et al. ont étudié l'évaporation d'une goutte de suspensions de nanoparticules d'or diluées pour concevoir des matériaux optoélectroniques multifonctionnels auto-assemblés [11].

Les nombreuses recherches menées sur l'évaporation des biofluides ont montré différents modèles de dépôts induits selon le processus d'auto-organisation lors de l'évaporation, ce qui peut être une aide significative dans le diagnostic et la détection des maladies. Ces biofluides comprennent le sérum sanguin [1, 8–11], le sang complet [12–14] et le liquide lacrymal [169].

Certaines études ont montré l'effet de la température sur les motifs induits. Parsa et al. ont rapporté différents types de motifs induits par le séchage de gouttelettes de nanofluide CuO-eau sur des substrats chauffés à différentes températures [170]. Cette étude a montré trois types différents de motifs induits basés sur trois classes de température liées à l'effet Marangoni thermique. À 25 °C, la plus forte densité de nanoparticules était présente sur la première ligne de contact, et la région centrale occupait principalement des nanoparticules

distribuer d'une manière homogène. Un phénomène de double anneau a été observé entre 47°C et 81°C. Un motif stick-slip a été observé à 90°C avec la présence de plusieurs anneaux. Patil et al. [171] ont montré deux types de motifs induits par le séchage d'une gouttelette sessile d'eau contenant des particules colloïdales : un motif en forme d'anneau pour un substrat non chauffé et un anneau plus fin avec un dépôt interne pour le substrat chauffé ( $T_s=60$  et  $90^\circ\text{C}$ ) causé par l'effet Marangoni.

L'effet Marangoni est un phénomène de transport de matière qui se produit le long d'une interface sous l'effet d'un gradient de tension superficielle. La présence d'un gradient de tension superficielle oblige naturellement le liquide à s'écouler des régions de basse tension vers les régions de haute tension superficielle. Ce gradient peut être causé par le gradient de concentration ou de température. Lors du mélange de deux fluides avec des tensions de surface différentes, un écoulement solutal de Marangoni existe [172]. Chen et al. ont rapporté l'effet Marangoni du soluté en mélangeant de l'eau avec du butanol [19], et Parsa et al. ont rapporté le flux thermique de Marangoni à l'intérieur de gouttelettes de nanofluide CuO à base binaire (à base de multicomposants) évaporées à 64 et  $81^\circ\text{C}$  [170]. Pyon et al. ont développé une nouvelle méthode de revêtement pour éviter la formation de motifs d'anneaux de café et ont trouvé deux flux Marangoni différents à l'intérieur des gouttelettes entraînés par l'effet Marangoni solutal en fonction de la géométrie des gouttelettes [174].

Dans cette étude, l'effet de la température lors de l'évaporation d'une goutte de sang de mouton sur la dynamique d'évaporation a été analysé en mesurant la variation du volume et de la hauteur des gouttelettes en fonction du temps, et en calculant le nombre d'ondes thermiques de Marangoni entre le centre et la ligne triple en fonction du temps. Les différents motifs induits ont pu être transformés en paramètres 3D en étudiant la topographie de leurs surfaces. Ce type d'analyse permet de trouver facilement les différences entre les différents motifs induits et de caractériser chaque motif. Ces paramètres sont inclus dans les normes ISO 25178 et EUR 15178N [21], spécialement développées pour l'analyse à l'échelle microscopique. Les ensembles de données de topographie de surface ont été bien caractérisés par la norme ISO 25178, fournissant une référence importante pour la définition des procédures et paramètres standard. Ainsi, au

cours des dernières années, le nombre d'études rapportant des paramètres de rugosité conformes à cette norme a augmenté à un rythme élevé [176]. Le sang a été caractérisé par une étude topographique du motif induit à l'aide de paramètres de rugosité et de motif. Enfin, nous avons réalisé une étude statistique de ces paramètres pour différencier les motifs de sangs sain et pathologique.

### **2. Goutte et substrat :**

Soixante-douze gouttes de sang ovin sain, c'est-à-dire sans pathologie détectée après analyses préliminaires, ont été considérées et évaporées à plusieurs températures : 23, 37, 60 et 90 °C sur des substrats en verre hydrophile pour comprendre la dynamique d'évaporation et forme des dépôts induits. Les tests ont été réalisés sur du sang relativement frais (entre 1 et 6 mois) et que nous avons regardé la qualité du sang et que celle-ci est constante durant un an. Le sang avait été prélevé et mis dans un tube avec de l'anticoagulant (toujours le même agent anti coagulant, EDTA). Le temps entre la décongélation et l'expérience est toujours le même.

### **3. Partie fluide et thermique**

#### **3.1. Dispositif expérimental pour l'étude de la dynamique de l'évaporation**

Le principe de cette expérience consiste à déposer une goutte de sang ovin sur un substrat en verre de 1 mm d'épaisseur à l'aide d'un goniomètre (Kruss, DS4210), contenant un système de dosage automatique permettant le dépôt d'un volume de goutte reproductible. Le verre, préalablement nettoyé, est ensuite placé sur une plaque chauffante dans une chambre contrôlée (HC4210) de goniomètre (Kruss, modèle DSA30S). Au-dessus de la goutte, une caméra infrarouge IR (FLIR X6580SC, 640 × 512 pixels, 200Hz, 15 µm detector pitch) a été installée pour mesurer la variation de température entre le bord et le centre de la goutte afin de calculer le nombre de Marangoni thermique. Une fenêtre en Fluorine, transparente aux infrarouge équipe le dessus de la chambre d'essais, rendant ainsi possibles les mesures des températures par caméra infrarouge. Dans le plan horizontal, une

caméra CCD (Guppy PRO,  $780 \times 580$  pixels, 62 ips) a enregistré des vidéos de l'évaporation de gouttes de sang à l'aide d'une source lumineuse.

Tout d'abord, la chambre a été réglée à température et humidité constantes ( $23^{\circ}\text{C}$ , 40 % d'humidité). Lorsque le substrat en verre atteint la température souhaitée et stabilisée, une goutte de sang a été déposée sur sa surface à l'aide du système de dosage automatique du goniomètre. La chambre reste fermée durant toute l'expérience afin de ne pas perturber le milieu et les deux caméras (CCD et IR) permettent l'enregistrement des phénomènes et la collecte des données lors de l'évaporation de la goutte (Fig. II.1). Le logiciel d'analyse de la forme des gouttes (Kruss, DSA4) a permis de mesurer l'évolution du volume, de l'angle de contact (droit et gauche), de la hauteur et du diamètre de la base en fonction du temps, grâce à la vidéo enregistrée par la caméra CCD ( Fig. II.2).

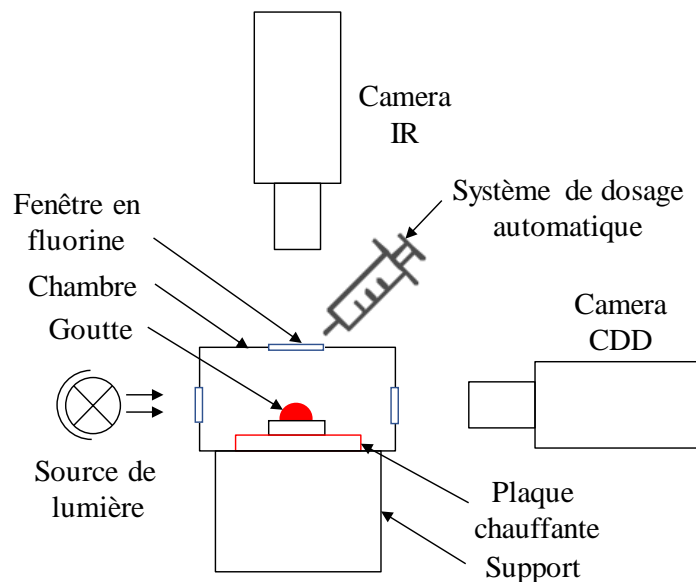


Fig. II.1 Montage expérimental du goniomètre avec la caméra IR.

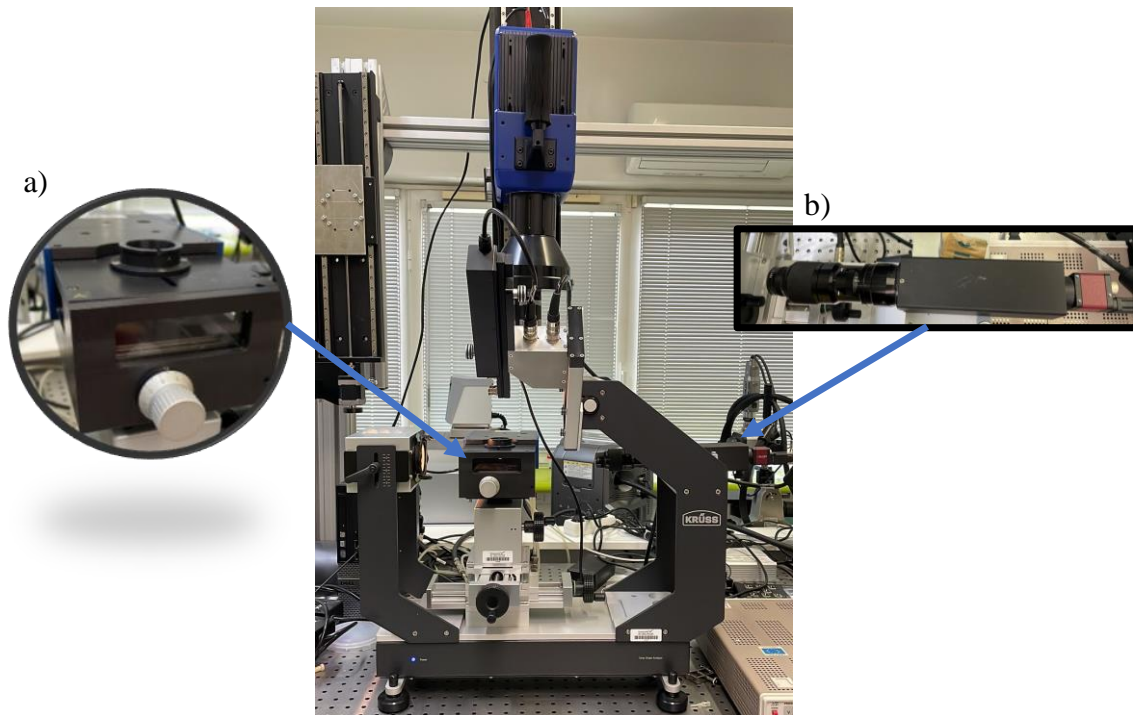


Fig. II.2 Le goniomètre Krüss. a) Chambre à température et humidité contrôlée. b) Camera CCD.

### 3.2. Calcul du nombre de Marangoni

L'effet Marangoni désigne le transport de matière le long d'une interface sous l'effet d'un gradient de tension superficielle.

Les écoulements de type Marangoni peuvent être induits non seulement par un changement local de concentration [20, 21] (Marangoni solutal) mais aussi par des gradients de température [22, 23] (Marangoni thermal). En effet, la tension superficielle est fortement influencée par la température ; un gradient de température le long de la surface d'une goutte induit un écoulement capillaire.

La distribution de la température à la surface d'une goutte et la présence de l'effet Marangoni dans une goutte de sang d'ovin sont discutées afin de montrer l'effet induit par la température et comprendre la dynamique d'évaporation de la goutte de sang et les différents motifs séchés. Deux types de champs de température existent à la surface d'une goutte qui s'évapore sur un substrat chauffé ou non ( $T_s=23^\circ\text{C}$ ) : l'écoulement capillaire et

l'écoulement Marangoni. Le nombre de Marangoni a été calculé entre le centre de la goutte et le point triple de la ligne de contact (TPCL) (voir Fig. II.3) en fonction du temps pour les différentes températures de surface, afin d'expliquer la formation du dôme lors de l'évaporation.

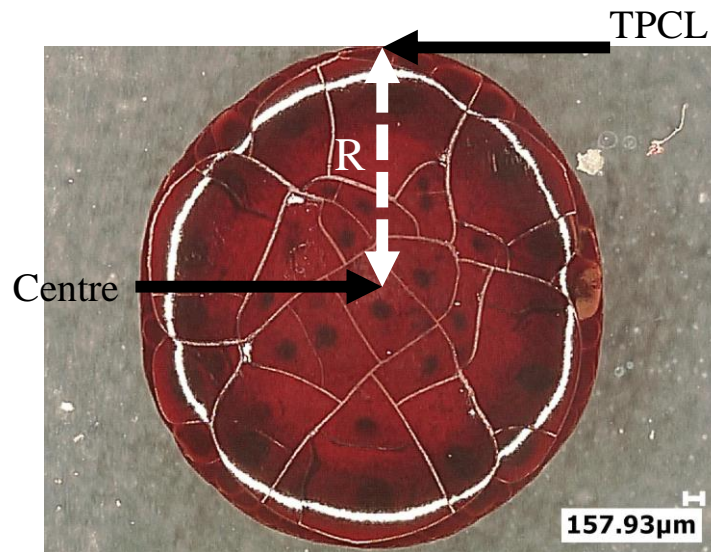


Fig. II.3 Goutte de sang d'ovin évaporée à température 23 °C.

Calcul du nombre de Marangoni [27] :

$$Ma = -\frac{\partial \sigma}{\partial T} \frac{R \Delta T}{\eta \alpha} \text{ où } \alpha = \frac{\lambda}{\rho \cdot C_p} \quad (\text{II.1})$$

Où  $\frac{\partial \sigma}{\partial T}$  est la moyenne de la dérivée de l'expression de la tension superficielle par rapport à la température entre le TPCL et le centre.  $\Delta T$  est la différence de température sur la surface de la goutte entre le TPCL et le centre.  $\alpha$  est la diffusivité thermique ( $\alpha = 0,000137 \text{ m}^2/\text{s}$ ). La densité ( $\rho = 1,04873 \text{ g/ml}$ ) a été mesurée à l'aide d'une microbalance de grande capacité de type Sartorius en calculant la moyenne de 10 tests utilisant 3 ml de sang d'ovin, et l'incertitude relative de la mesure était inférieure à 0,1 %.  $\lambda$  est la conductivité thermique, ( $\lambda = 0,52 \text{ w/m/C}$ ) [177].  $C_p$  est la capacité calorifique spécifique ( $C_p = 3617 \text{ J/kg/}^\circ\text{C}$ ) [178].

Synder [28] a étudié l'influence de la température et du rapport d'hématocrite sur la viscosité du sang et a trouvé une relation entre la viscosité sanguine relative, la température

et le niveau d'hématocrite (Eq. II.3). La viscosité relative du sang a été déterminée à l'aide de l'expression suivante :

$$\eta_{r\ sang} = \frac{P_{e,20\ ^\circ C}}{P_s} \quad (\text{II.2})$$

Où  $P_e$  est la pente des lignes de variation de débit en fonction de pression d'eau et  $P_s$  est la pente des lignes de variation de débit en fonction de pression du sang.

D'où :

$$\eta_{r\ sang} = 2.03 \exp[(0.0332 - 1.08 \times 10^{-4}T)Ht + 0.02T] \quad (\text{II.3})$$

$Ht$  est le niveau d'hématocrite du sang d'ovin et  $T$  est la température du sang.

La viscosité de l'eau [29] :

$$\eta_{eau} = 2.414 \times 10^{\frac{247.8}{T+133}-5} \quad (\text{II.4})$$

Pour calculer la viscosité du sang, la viscosité relative du sang a été multipliée par la viscosité de l'eau.

### 3.3. Tension superficielle en fonction de la température :

Le calcul du nombre de Marangoni nécessite la connaissance de l'expression de la tension superficielle en fonction de la température. Pour ce faire, le dispositif Kruss a été utilisé. La chambre a été chauffée à six températures différentes (24, 37, 50, 60, 75 et 90 °C), puis la tension superficielle a été mesurée pour chacune. La relation entre la tension superficielle ( $\sigma$ ) et la température du sang ovin peut être déterminée en traçant la courbe de tendance logarithmique, qui a la valeur de coefficient de corrélation la plus élevée (voir Fig. II.4). L'incertitude relative des mesures était comprise entre 0,33 et 1,13 % pour chaque température.

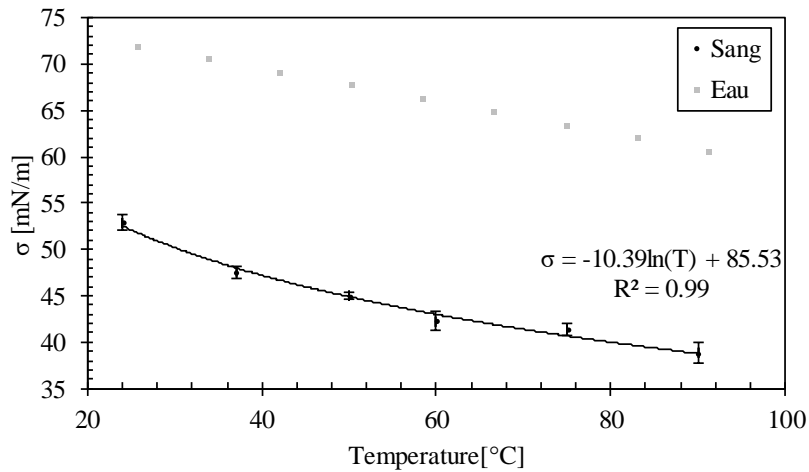


Fig. II.4 Variation de la tension superficielle du sang et de l'eau en fonction de la température.

### 3.4. Mesure de la variation de température :

La variation de température à chaque point de la goutte peut être mesurée en fonction du temps à l'aide d'une caméra infrarouge (FLIR X6580sc - 640x512 pixels, pas de détection de 15  $\mu\text{m}$ ) installée au-dessus de la goutte (voir Fig. II.6).

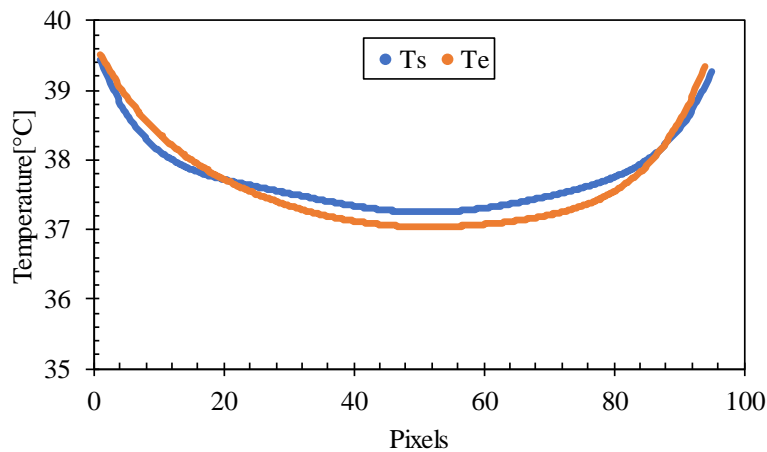


Fig. II.5 Profil de température d'une ligne passant par le centre des gouttelettes de sang ( $T_s$ ) et d'eau ( $T_e$ ).

L'émissivité du sang est proche de celle de l'eau ( $\epsilon = 0,95$ ). Les profils de température des gouttelettes d'eau et de sang évaporées à  $T_s = 40$  °C ont été comparés au début de

l'évaporation, et il a été constaté que les profils de température des deux étaient proches (Fig. II.5. Une légère différence a été observée entre la température de deux fluides au centre ( $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) en raison des faibles différences entre la conductivité thermique de ces deux fluides ( $0,60\text{ W/m.C}$  pour l'eau et  $0,52\text{ W/m.C}$  pour le sang [30]).

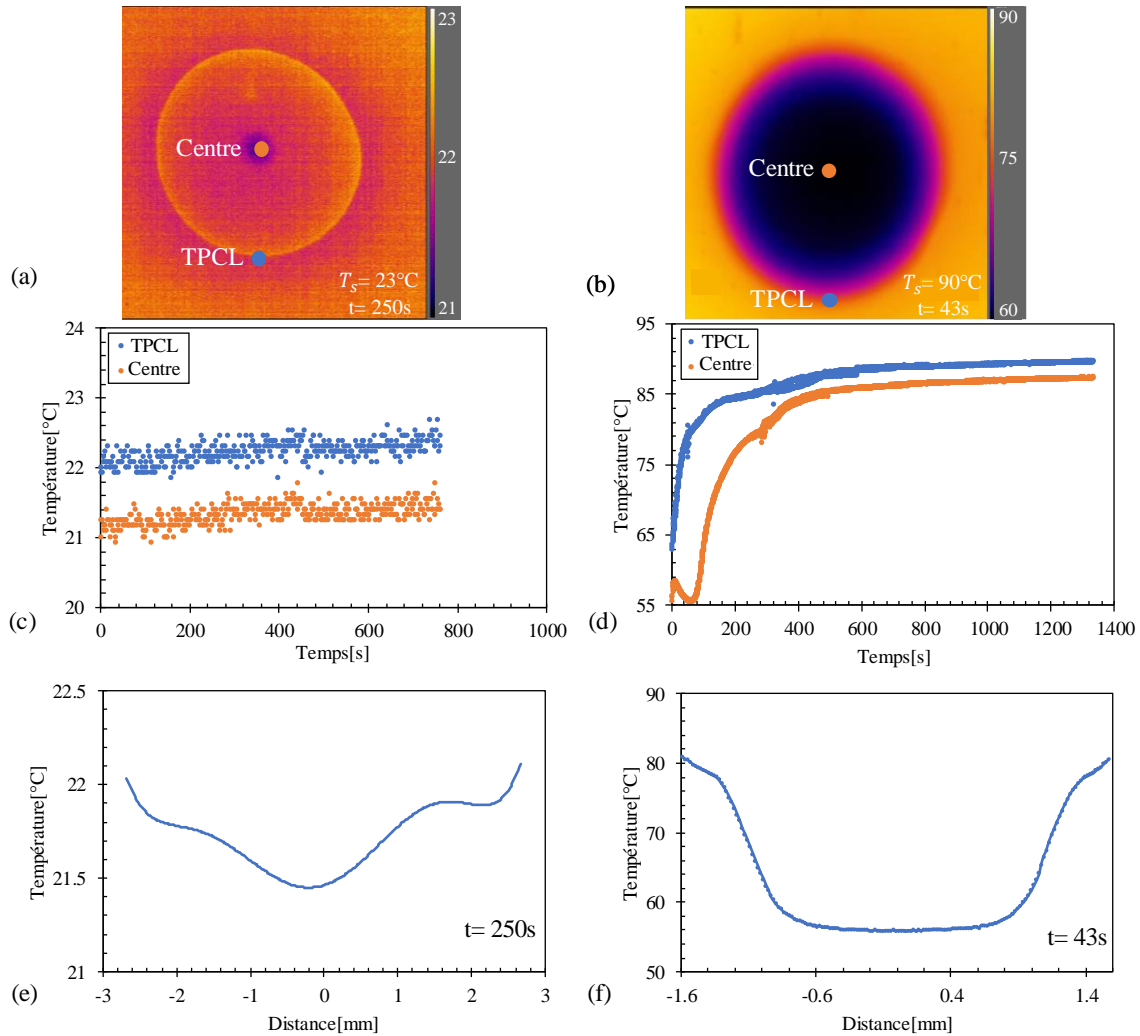


Fig. II.6 Les données thermiques extraites par la caméra infrarouge de deux gouttes de sang d'ovin évaporées à température ambiante  $T_s = 23\text{ }^{\circ}\text{C}$ , où  $T_s$  est la température de surface (colonne de gauche) et  $T_s = 90\text{ }^{\circ}\text{C}$  (colonne de droite). (a) et (b) sont les images de la distribution de température sur les gouttes à  $t = 250\text{ s}$  et  $t = 43\text{ s}$ , respectivement. (c) et (d) représentent la variation de la température au TPCL et au centre de la goutte en fonction du temps. (e) et (f) représentent le profil de température d'une ligne passant par le centre de la goutte.

### 3.5. Résultats et discussion

Dans cette étude, la dynamique d'évaporation de gouttes de sang d'ovine déposées sur un substrat en verre à une température de 23, 37, 60, 90°C a été analysée.

#### 3.5.1. Évaporation à $T_s = 23\text{ °C}$

La goutte déposée sur le substrat de verre à 23°C s'étale et mouille la surface, comme le montre la Fig. II.9. Les macromolécules protéiques du sang adhèrent à la surface du verre après le dépôt de la goutte sur la surface [31], ce qui empêche le mouvement de la ligne de contact pendant l'évaporation (mode évaporation à rayon de contact constant CCR).

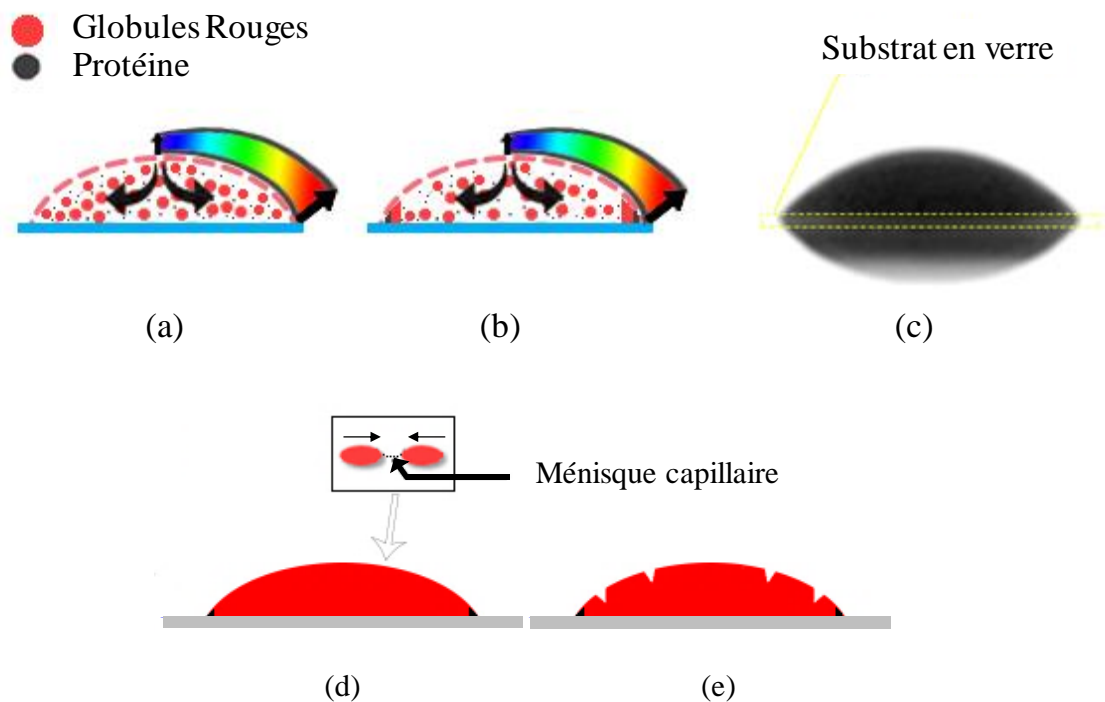


Fig. II.7 (a, b) Illustration de l'évaporation de gouttes de sang sur un substrat de verre hydrophile. (c) Image d'une goutte de sang d'ovine captée par la caméra CCD. (d, e) Schéma de la formation de fissures sur un substrat de verre hydrophile.

La quantité maximale de plasma s'est évaporée au bout d'un certain temps (20 min pour une goutte de volume 11  $\mu\text{l}$  par exemple), puis le ménisque capillaire (liaisons entre globules rouges, voir Fig. II.7d) s'est formé entre les globules rouges adjacents parce que

l'évaporation du plasma se produisait encore dans la gouttelette entourée de composants cellulaires. Par la suite, les globules rouges se sont rapprochés les uns des autres en diminuant le rayon de courbure du ménisque capillaire. Ce mouvement a créé une contrainte de traction à l'intérieur de la goutte en raison de la forte pression capillaire générée. La goutte a libéré les contraintes en formant des fissures, où la contrainte de traction dépassait la résistance de la surface de la goutte, comme le montrent les Figs II.7e et II.8.

Le motif induit comprend trois régions comme le montre la Fig. II.8a :

- Région périphérique : située au bord de la goutte et sans fissure entre les cercles gris et noir.
- Région centrale : située au centre de la goutte avec de petites fissures, entre le centre de la goutte et le petit cercle gris.
- Région coronale : située entre deux régions présentant des fissures radiales et ortho-radiales.

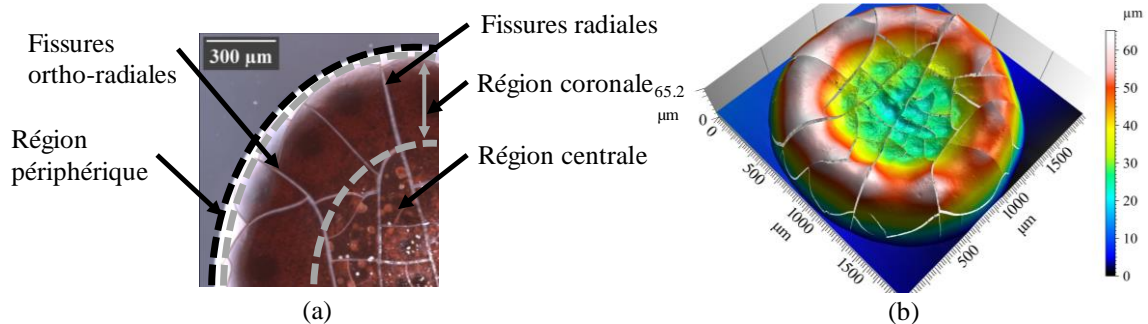
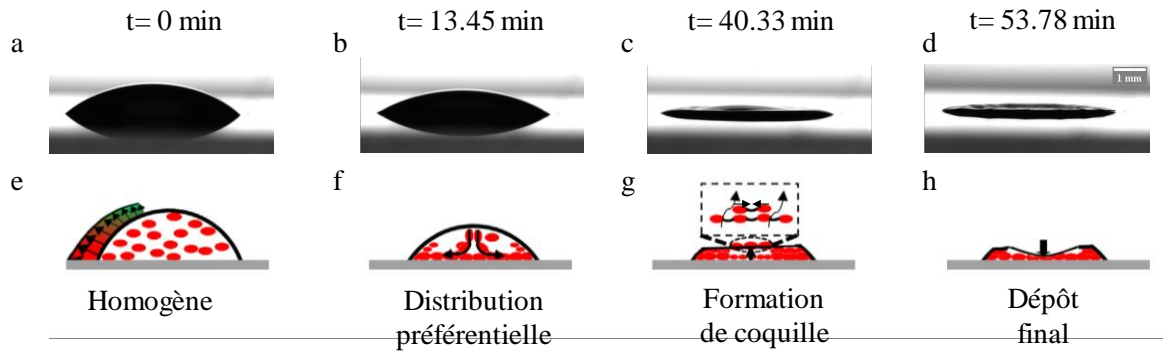


Fig. II.8 a) Image des motifs de dépôt morphologiques des gouttes de sang sur un substrat de verre hydrophile. (b) Image de dépôt morphologique 3D.

Première étape, l'angle de contact initial de la goutte de sang était de  $50^\circ$  à  $t = 0$  s. Par la suite, il a diminué avec la hauteur et le volume de la goutte tout au long de l'évaporation du plasma, comme le montre les Fig. II.9 a et Fig. II.9b dans la vue latérale. A  $t = 0$  s, les globules rouges (ellipses rouges sur la Fig. II.9) étaient en suspension homogène à l'intérieur de la goutte (voir Fig. II.9e). Ainsi, le flux d'évaporation non uniforme est dû au flux d'évaporation non uniforme, qui est plus important près du TPCL (voir Fig. II.9e), induisait un flux interne à l'intérieur de la goutte (voir Fig. II.9f), et, par conséquent, les

globules rouges se déposent sur le substrat. Lors de la seconde étape, les globules rouges se sont rapprochés les uns des autres, ce qui a augmenté la concentration des globules rouges simultanément à l'évaporation du plasma.



*Fig. II.9 Images temporelles séquentielles de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat de verre à une température de 23 °C (a-d) Vue de côté, (e-h) Schéma de principe de la dynamique d'évaporation à l'intérieur de la goutte.*

Au cours de la troisième étape, la forme de la goutte est devenue presque plate après avoir été ovale (Fig. II.9). De plus, la concentration de globules rouges a augmenté au bord et diminué au centre de la goutte, ce qui implique la présence d'une cavité au centre et la formation de la région coronale, comme le montrent les Fig. II.8b et Fig. II.9h, correspondant à une vue latérale du dépôt final.

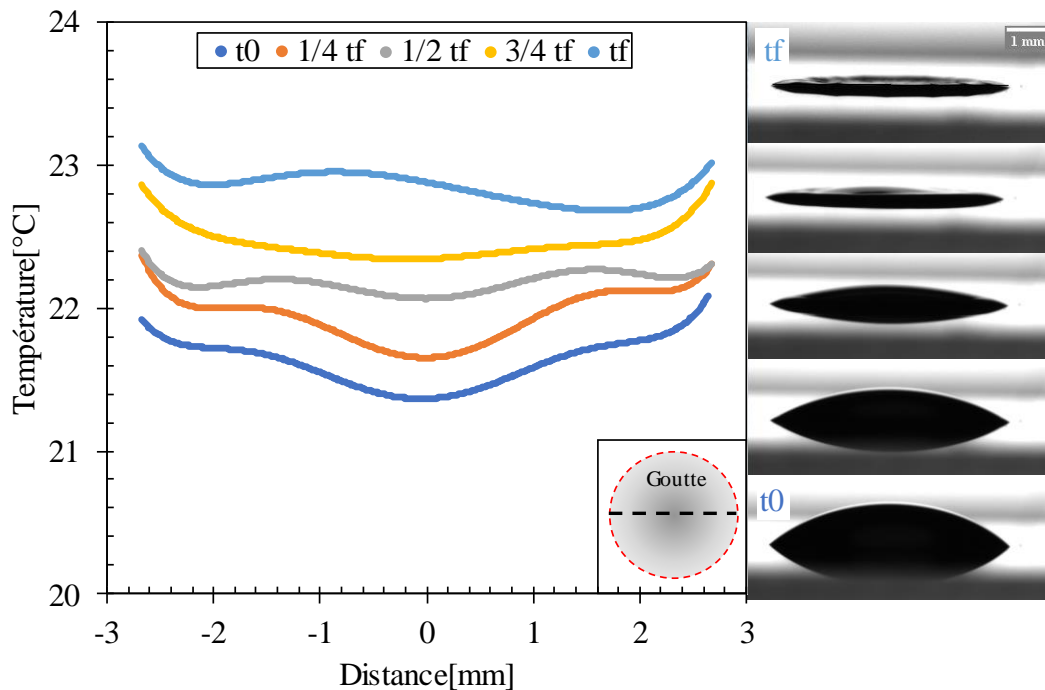


Fig. II.10 Profils de température d'une ligne passant par le centre de la goutte évaporée à  $T_s=23\text{ °C}$  pour différentes échelles de temps.  $t_0$  est le temps auquel l'évaporation commence et  $t_f$  est le temps d'évaporation complet.

Le gradient de température à l'intérieur de la goutte est extrêmement faible. La distribution non linéaire de la température induit un écoulement flottant à l'intérieur de la gouttelette entre le début de l'évaporation ( $t_0$ ) et la moitié du temps d'évaporation ( $1/2 t_f$ ), où une distribution de température non uniforme est détectée entre le bord et le centre de la gouttelette causée par l'effet solutal Marangoni, qui crée une circulation Marangoni à l'intérieur de la gouttelette (Fig. II.10).

La formation de la région coronale commence à partir de l'évaporation à mi-temps, comme le montre la Fig. II.10, en raison du flux capillaire dominant à l'intérieur de la gouttelette, qui a déplacé les globules rouges et les protéines du centre vers le bord de la gouttelette. Ce flux a entraîné un espace au centre et une région coronale au bord en raison du mouvement des particules du centre vers le bord de la gouttelette.

### 3.5.2. Évaporation à $T_s=37^\circ\text{C}$

Au début, un comportement identique a été démontré par la goutte de sang évaporée à  $37^\circ\text{C}$  par rapport à celle à  $23^\circ\text{C}$ . Cependant, à  $37^\circ\text{C}$ , la hauteur de la goutte a diminué et le rayon de contact est resté constant. Après un certain temps, le gradient de température entre le centre et TPCL ( $\Delta T = T_{TPCL} - T_{center}$ ) a augmenté et un dôme s'est formé au centre (voir Fig. II.11).

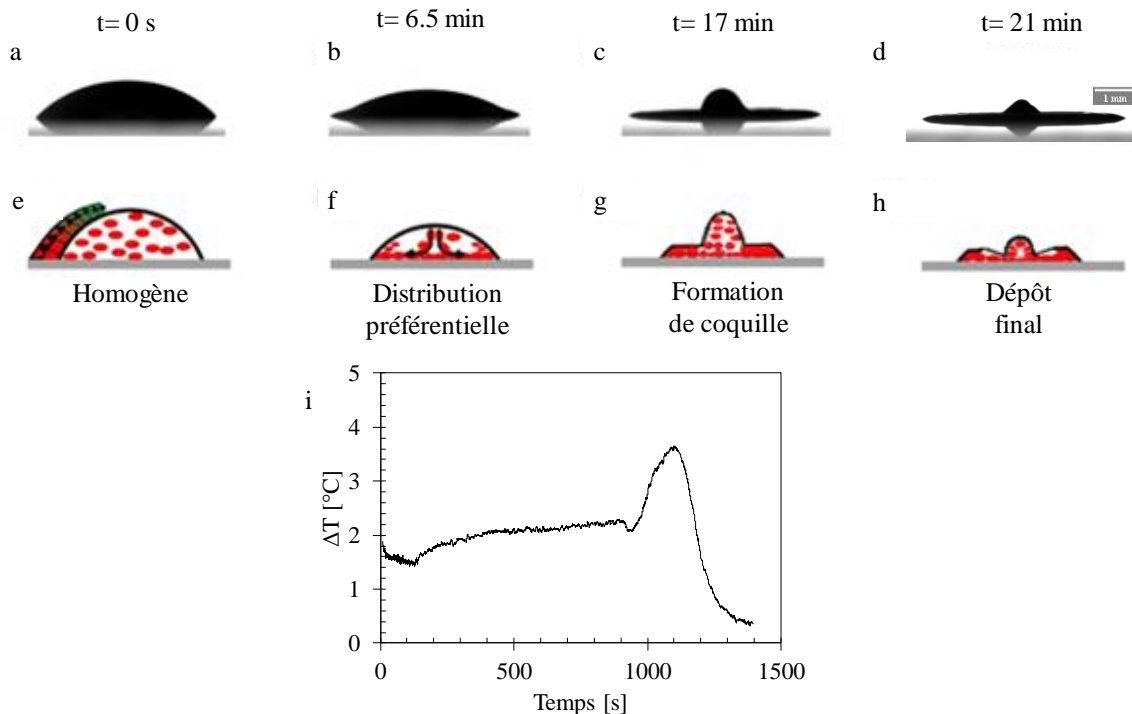
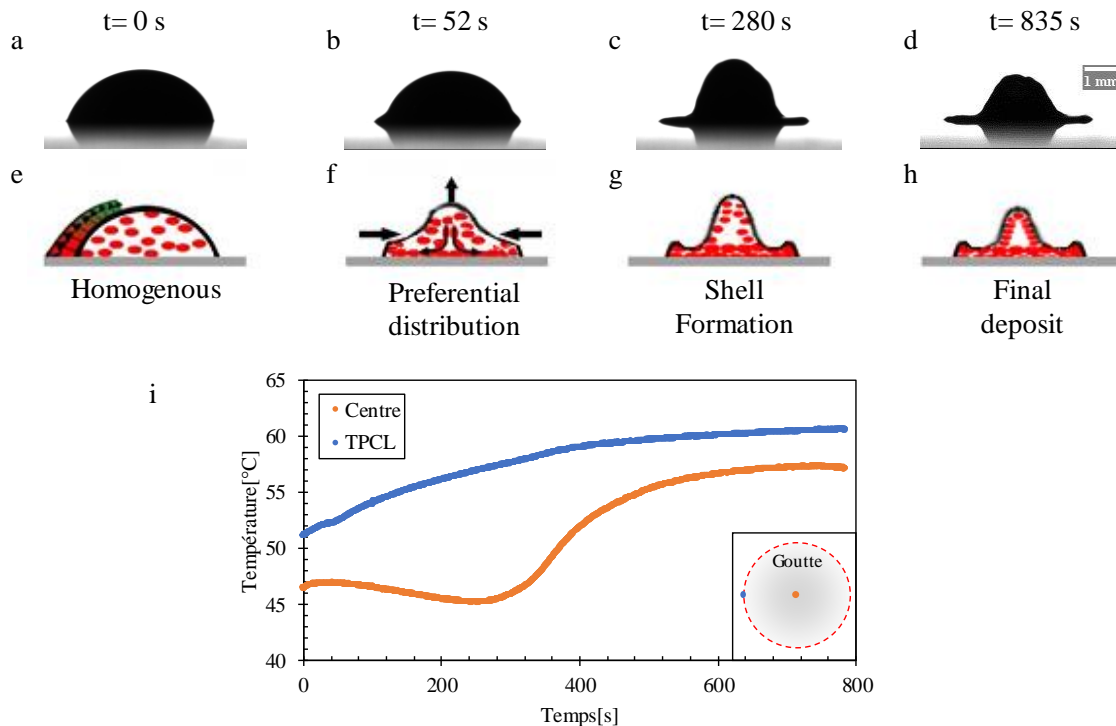


Fig. II.11 Images à différents instants de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat de verre à  $37^\circ\text{C}$  (a-d) Vue latérale, (e-h) Illustration schématique de la dynamique de l'évaporation à l'intérieur de la goutte. (i) Variation du gradient de température en fonction du temps.

### 3.5.3. Évaporation à $T_s = 60$ et $90^\circ\text{C}$

Dans cette partie, l'effet de la température sur le dépôt final d'une goutte de sang évaporé sur un substrat en verre est discuté. Une différence significative entre les motifs induits d'une goutte de sang évaporée à  $23^\circ\text{C}$  et celle évaporée à  $60^\circ\text{C}$  ou  $90^\circ\text{C}$  (voir Fig. II.12) a été observée.

Un mouillage partiel a été observé et les globules rouges et les protéines ont été distribués de manière homogène à  $t = 0$  s. Le taux d'évaporation sur le TPCL était bien supérieur (e.g. à  $T_s=60^\circ\text{C}$   $t=0$ s, la différence de la température entre de centre et le bord de la goutte est  $5^\circ\text{C}$ ) à celui au centre de la goutte en raison de la différence de température entre le TPCL et le centre. Le volume de cette goutte diminue en fonction du temps du fait de l'évaporation du plasma restant à l'intérieur de la goutte. Par la suite, la diminution de volume a cessé et la formation de fissures a commencé.



*Fig. II.12 Images à différents instants de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat de verre à une température de  $60^\circ\text{C}$  (a-d) Vue latérale, (e-h) Illustration schématique de la dynamique d'évaporation à l'intérieur de la goutte. (i) Variation de température à TPCL et au centre de la goutte en fonction du temps.*

Lors de l'étude de la dynamique d'évaporation d'une goutte de sang, une modification du phénomène d'évaporation a été observée avec une augmentation de la température et la formation d'un dôme au centre de la goutte. Pour bien comprendre ce phénomène, plusieurs essais d'évaporation de gouttes de sang déposées sur un substrat hydrophile (verre), à  $23$ ,  $37$ ,  $60$  et  $90^\circ\text{C}$  ont été réalisés. La tension superficielle de la goutte de sang a été mesurée

en fonction de la température pour calculer le nombre de Marangoni, et il a été constaté que la hauteur de la goutte augmentait pour former le dôme en raison de l'augmentation du nombre de Marangoni thermique (voir Fig. II.14).

### 3.5.4. Classification des essais

Sur la base de nos observations, nos tests peuvent être divisés en deux catégories :

1. Essais sans chauffage ( $T_s = 23\text{ °C}$ ) : tous les paramètres (volume, hauteur, angle de contact) ont diminué linéairement, mais le nombre de Marangoni thermique n'a pas subi de variation significative (voir Fig. II.13).

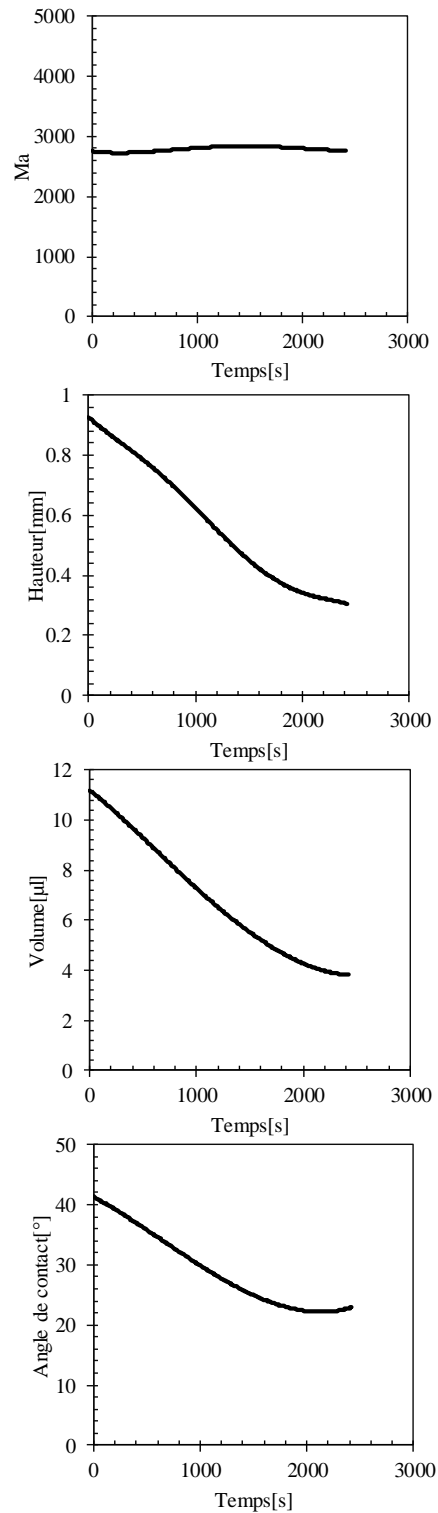


Fig. II.13 Variation de la hauteur, du volume, de l'angle de contact et du nombre de Marangoni d'une goutte de sang en fonction du temps ( $T_s = 23^\circ\text{C}$ ).

2. Essais avec chauffage ( $T_s=37, 60, 90^\circ\text{C}$ ) :

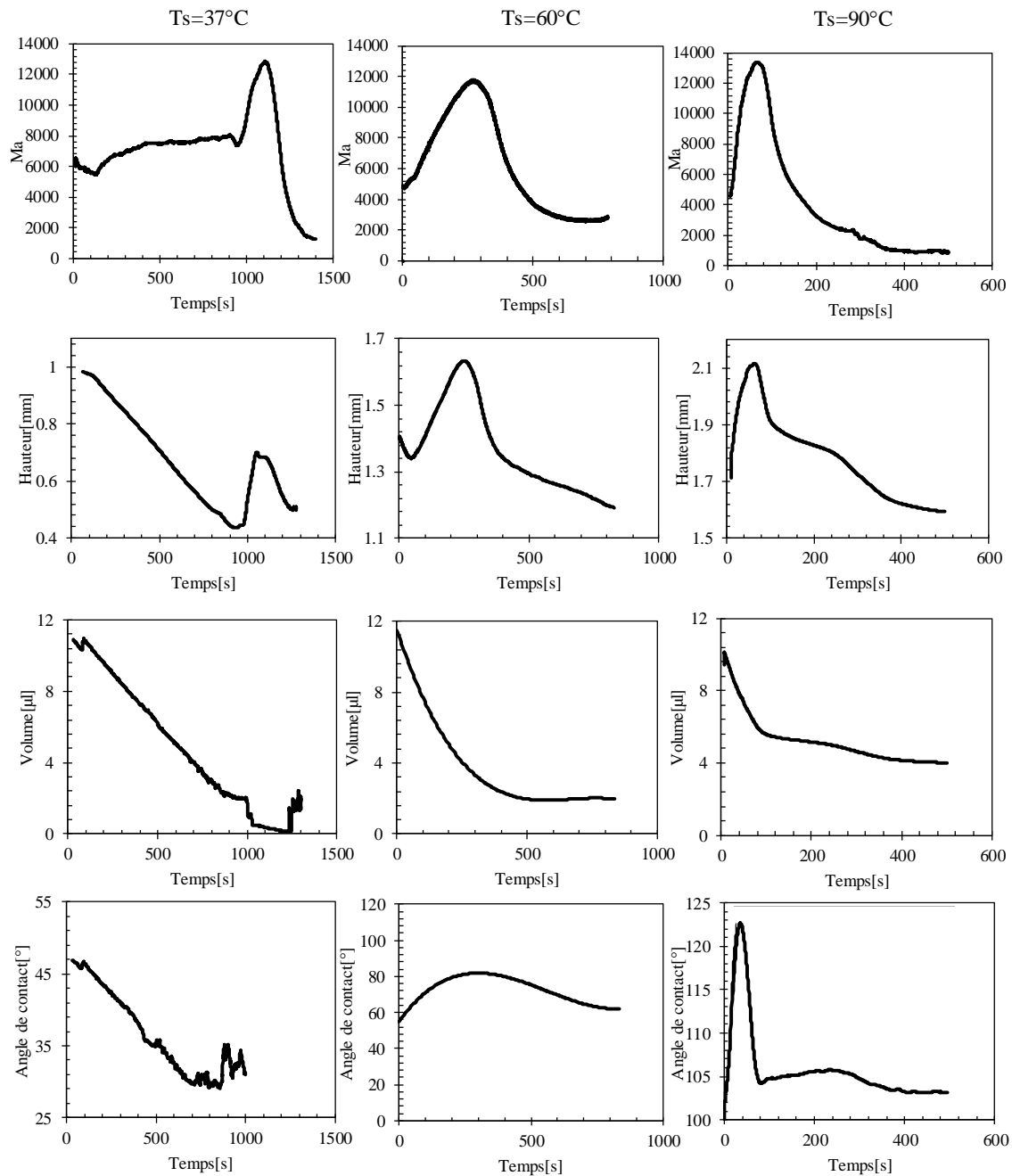


Fig. II.14 L'évolution de la hauteur, du volume, de l'angle de contact et du nombre de Marangoni pour trois gouttes de sang en fonction du temps.

La hauteur et l'angle de contact augmentent avec l'augmentation du nombre de Marangoni puis diminuent avec lui pour  $T_s = 60$  et  $90^\circ\text{C}$  (voir Fig. II.14). Pour  $T_s=37^\circ\text{C}$ , une petite

augmentation de  $Ma$  a été observée dans les 900 premières secondes d'évaporation à une vitesse de :

$$\frac{Ma_{t=900s} - Ma_{t=0s}}{900} \approx 1,66 \text{ unité/s.}$$

$Ma$  a considérablement augmenté à un taux plus élevé :

$$\frac{Ma_{t=1000s} - Ma_{t=900s}}{100} \approx 55 \text{ unité/s après 900s d'évaporation,}$$

soit une augmentation d'un facteur 33. Cette évolution a entraîné une augmentation de la hauteur et de l'angle de contact de la goutte, et par conséquent, a conduit à la formation d'un dôme au milieu de la goutte.

Comme le montre l'étude précédente, différentes dynamiques d'évaporation ont été rapportées sous diverses valeurs de  $T_s$ . La principale raison en est la modification de la circulation du flux à l'intérieur de la goutte lors de l'évaporation.

Pour  $T_s = 23^\circ\text{C}$ , le flux capillaire était dominant à l'intérieur de la goutte, où le  $Ma$  augmentait lentement de façon linéaire. Dans ce cas, la hauteur, le volume et l'angle de contact de la gouttelette ont diminué de manière linéaire pendant l'évaporation (Fig. II.14).

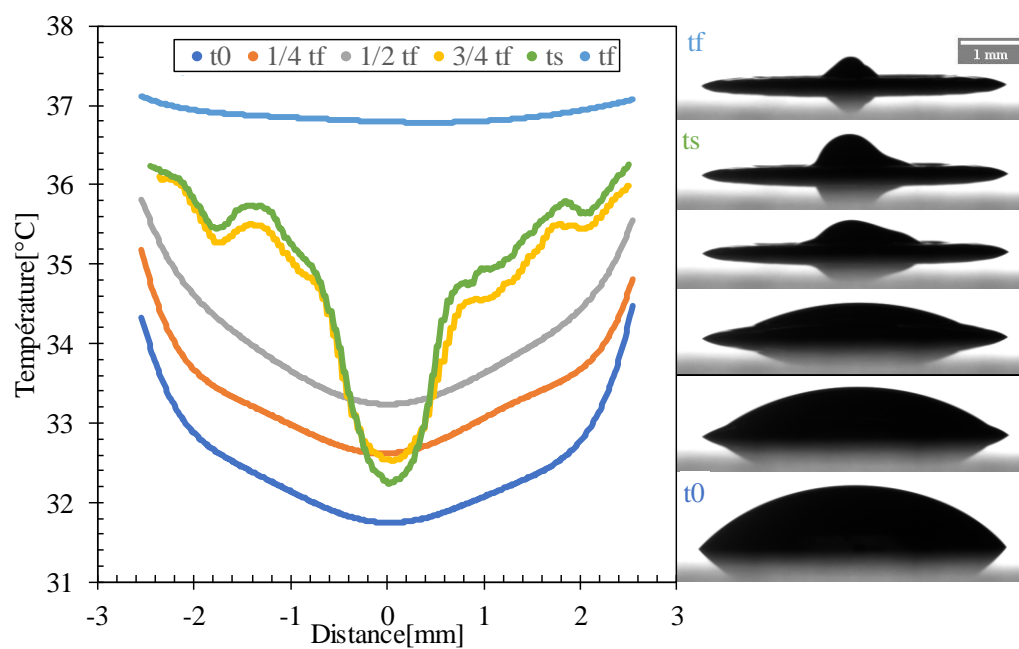


Fig. II.15 Profils de température d'une ligne passant par le centre de la goutte évaporée à  $T_s=37^\circ\text{C}$  pour différentes échelles de temps.  $t_0$  est le temps de début d'évaporation,  $t_s$  est le temps spécifique auquel  $Ma$  atteint sa valeur maximale et  $t_f$  est le temps d'évaporation complet.

Pour  $T_s = 37^\circ\text{C}$ , le  $Ma$  augmente lentement pendant 15 min, correspondant à un flux capillaire dominant à l'intérieur de la goutte, comme pour la goutte évaporée à  $T_s = 23^\circ\text{C}$ .  $Ma$  a considérablement augmenté, indiquant la présence d'une circulation de Marangoni à l'intérieur de la goutte causée par le gradient de température créé entre le centre et le bord de la goutte (Fig. II.15 et Fig. II.11i). Cette circulation a conduit à la formation de dômes en augmentant la hauteur des gouttelettes et l'angle de contact (illustré à la Fig. II.14).

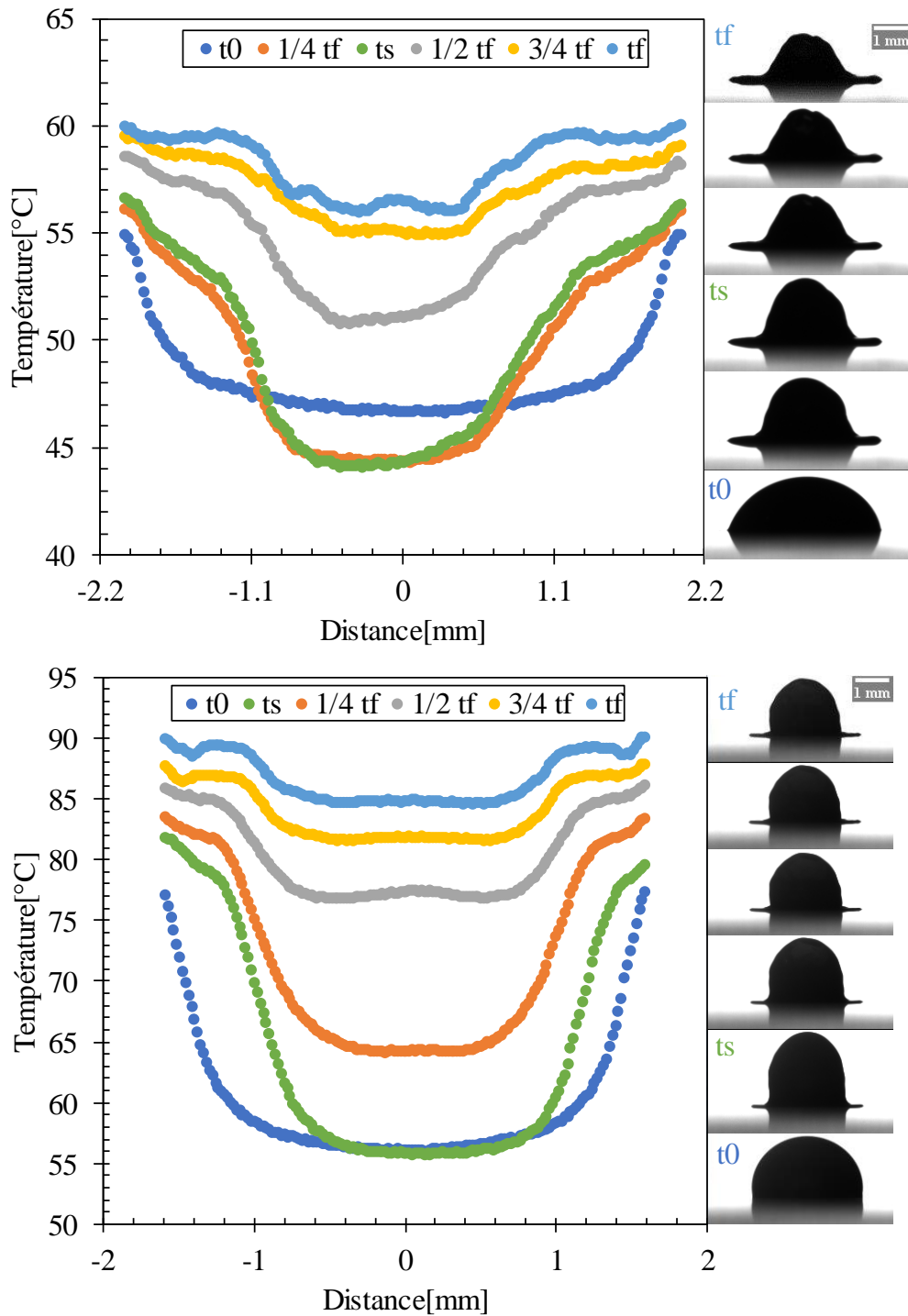


Fig. II.16 Profils de température d'une ligne passant par le centre de la goutte évaporée à  $T_s=60$  et  $90^\circ\text{C}$  pour différentes échelles de temps.  $t_0$  est le temps de début d'évaporation,  $t_s$  est le temps spécifique auquel  $Ma$  atteint sa valeur maximale et  $t_f$  est le temps d'évaporation complet.

Pour  $T_s=60^\circ\text{C}$  et  $90^\circ\text{C}$ , la circulation de Marangoni était dominante, correspondant à un fort taux d'augmentation de  $Ma$  (2 à 4 fois) dès le début de l'évaporation en raison du gradient de température entre le centre et le bord de la goutte, conduisant à la formation de dômes avec une augmentation de la hauteur (jusqu'à 1.3 fois la hauteur initial) et de l'angle de contact dès le début de l'évaporation (Fig. II.14 et Fig. II.16).

### 3.5.5. Pente de la courbe de retrait volumique

D'après les résultats susmentionnés, on peut observer que le volume de la goutte a diminué linéairement au début. Pour cela, les pentes de ces courbes ont été déterminées et étudiées d'abord en fonction de la température puis en fonction de la température et du volume de la goutte (voir Fig. II.17 et Fig. II.18). Cinquante-huit tests ont été réalisés dans cette étude, pour lesquels toutes les données étaient disponibles. La pente augmente en valeur absolue avec la température de surface. Cette pente est liée au taux d'évaporation ; plus la pente est élevée, plus le taux d'évaporation est élevé.

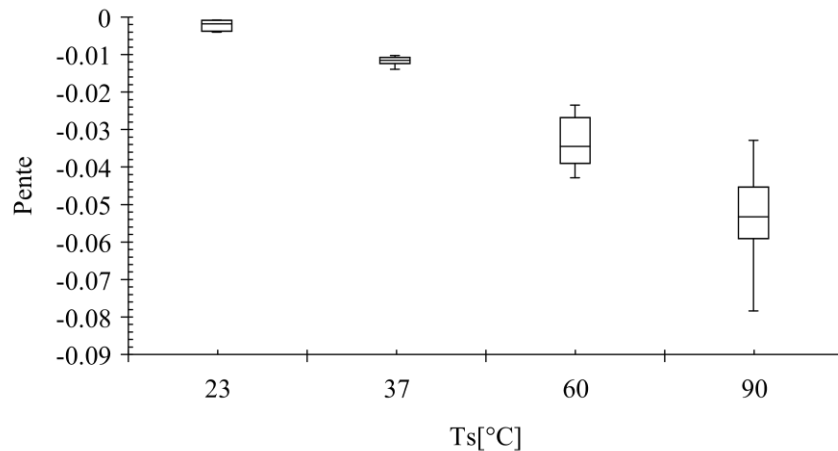


Fig. II.17 Variation de la pente de la courbe de retrait volumique en fonction de  $T_s$ .

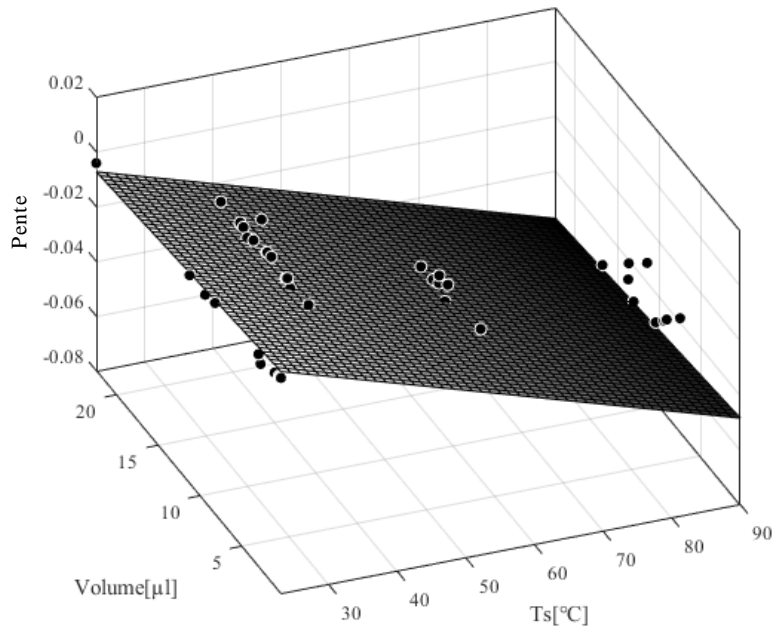


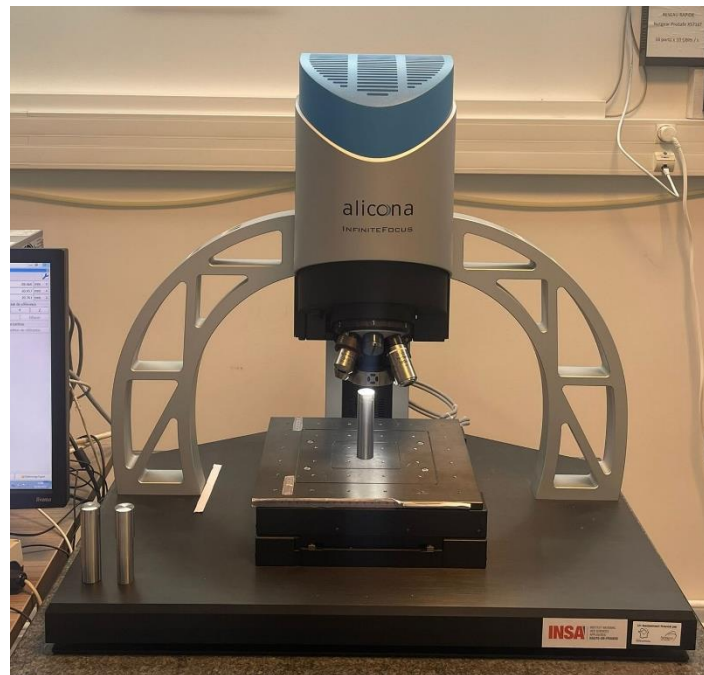
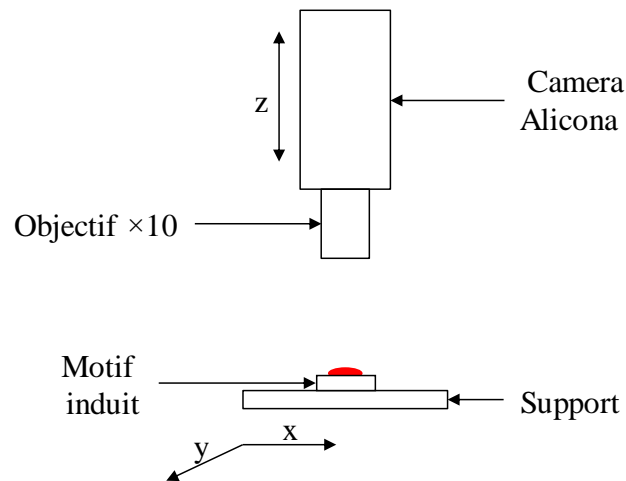
Fig. II.18 Plan de régression polynomial 11 (degré 1 en x et degré 1 en y,  $R^2=0,89$ ) de la variation de la pente de la courbe de retrait volumique en fonction de V et Ts.

Les valeurs du coefficient de régression étaient acceptables, signifiant la corrélation de ce paramètre en fonction de la Ts et du volume ; par conséquent, ce paramètre a été utilisé pour caractériser le sang d'ovin dans le reste de notre étude.

#### 4. Partie topographique

##### 4.1. Dispositif expérimental d'analyse topographique

Le principe de ces expériences est de cartographier topographiquement les motifs induits des gouttes de sang évaporées à l'aide d'un appareil Infinite focus G5 (Alicona) (voir Fig. II.19), basé sur la méthode de variation de focalisation. Cette méthode combine la faible profondeur d'un champ de système optique avec un balayage vertical pour fournir des informations topographiques à partir du changement de focalisation. Les données acquises de l'appareil ont été transformées en informations 3D à l'aide des algorithmes, en analysant la variation de la focalisation le long de l'axe vertical (z).



*Fig. II.19 Appareil Alicona, Infinite focus G5.*

Un objectif avec grossissement  $\times 10$  a été utilisé pour ces mesures. Afin de cartographier l'ensemble de la goutte, des images élémentaires ont été prises (images de  $1,62 \text{ mm} \times 1,62 \text{ mm}$  chacune), puis ont été regroupées en une seule image (méthode par stitching). La plateforme de mesure est équipée de modules de déplacements dans un plan XY (couvrant une surface maximale de  $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$ ), de sorte que la caméra puisse capturer les données de chaque image élémentaire, avec une résolution verticale de  $100 \text{ nm}$  et une résolution latérale de  $1,76 \text{ }\mu\text{m}$ .

Les paramètres topographiques ont été extraits des images 3D à l'aide d'un logiciel d'analyse topographique (Mountains®, Digital Surf). Ces paramètres topographiques ont été classés en deux groupes : 36 paramètres de rugosité et 20 paramètres de motif. Chaque paramètre a été étudié en fonction de la température, du volume et du diamètre.

### 4.1.1. Paramètres de rugosité

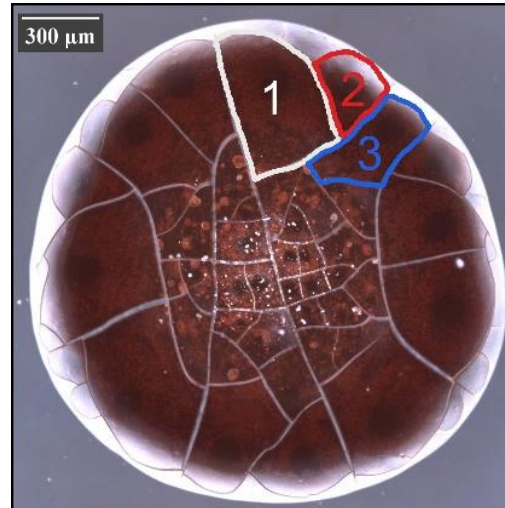
Les paramètres de rugosité [23] ont été divisés en 6 sous-groupes ( voir Annex A):

- Paramètres de hauteur : les paramètres de hauteur sont une classe de paramètres d'état de surface utilisés pour quantifier l'axe  $z$  perpendiculaire à la surface. Ils sont inclus dans la norme ISO 25178 publiée en 2012 qui définit les paramètres d'état de surface surfacique.
- Paramètres fonctionnels : Les paramètres fonctionnels ont été calculés à partir de la courbe d'Abbott-Firestone, qui a été obtenue en intégrant la distribution des hauteurs sur toute la surface.
- Paramètres de volume fonctionnel : Les paramètres de volume fonctionnel sont généralement utilisés dans les études tribologiques. Ils ont été calculés à l'aide de la courbe d'Abbott-Firestone (courbe de taux de portance de surface) sur la surface.
- Paramètres d'espacement : Les paramètres d'espacement décrivent les caractéristiques topographiques basées sur l'analyse spectrale.
- Paramètres hybrides : les paramètres hybrides sont une classe de paramètres d'état de surface qui caractérisent un critère qui dépend à la fois de l'amplitude et du pas, comme les pentes et les courbures.
- Paramètres d'élément : les paramètres d'élément ont été dérivés de la segmentation d'une surface en motifs (motif de crête ou creux). La segmentation a été effectuée selon l'algorithme de la ligne de division.

### 4.1.2. Paramètres de motifs

Chaque échantillon peut être décomposé en plusieurs motifs (Fig. II.20). Pour les paramètres de motifs, les paramètres moyens de tous les motifs pour chaque échantillon

ont été calculés, par exemple, le paramètre "hauteur" est la hauteur moyenne de tous les motifs pour le même échantillon ( $hauteur = \frac{\sum_{i=1}^n hauteur_i}{n}$ ).

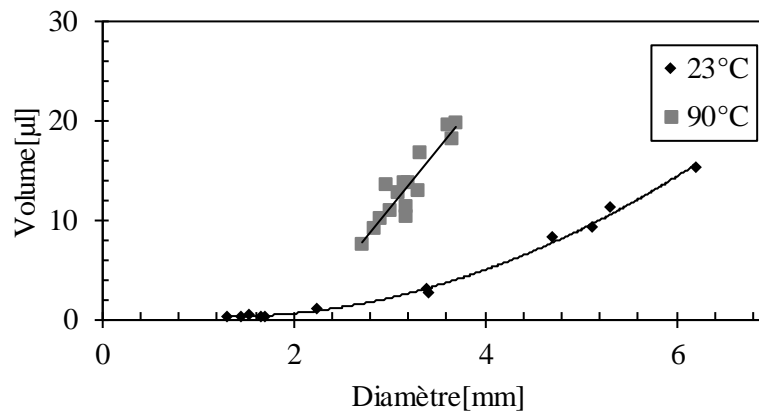


*Fig. II.20 Images d'une goutte de sang évaporée à température ambiante où différents motifs peuvent être observés (1, 2, 3, ..., n).*

### 4.2. Résultats et discussion

Pour caractériser le sang d'ovin, les variations de 56 motifs et paramètres de rugosité (tableau II.1) ont été étudiées en fonction de la température, du volume et du diamètre.

Tout d'abord, en étudiant chaque température séparément avec de bonnes corrélations, la relation entre le volume ( $V$ ) et le diamètre ( $D$ ) des gouttes a été déterminée, comme le montre la Fig. II.21. Cette relation sera utilisée plus tard pour déterminer le volume de certaines gouttes à partir du diamètre et de la température de surface pour tracer la variation des paramètres topographiques en fonction du volume et de la température.



*Fig. II.21 La variation du volume de goutte en fonction du diamètre pour la goutte évaporée à 23°C et 90°C de température de surface.*

La température est un paramètre critique dans la présente étude et est responsable du changement de la dynamique d'évaporation de la goutte, et donc du changement de la géométrie, comme déjà montré dans la section précédente. Ainsi, les courbes de variation des paramètres ont été tracées en fonction de la température (voir Fig. II. 22, II.23 et II.24), et les coefficients de régression linéaire ont été calculés pour chaque paramètre (voir Fig. II.21).

Sq	Écart type de la distribution des hauteurs ou rugosité quadratique moyenne de la surface
Sp	Hauteur maximale du pic. C'est la hauteur entre le plus haut sommet et le plan médian
Sv	Hauteur maximale des creux. C'est la profondeur entre le plan médian et la vallée la plus profonde
Sz	Hauteur maximale. C'est la hauteur entre le plus haut sommet et la vallée la plus profonde
Sa	Hauteur arithmétique moyenne. C'est la rugosité de la surface moyenne, elle donne la moyenne arithmétique, en valeur absolue, de la différence de hauteur de chaque point par rapport au plan moyen de la surface
Smc	Le rapport de matériau de surface inverse
S10z	Hauteur de surface en dix points
S5v	Hauteur de fosse en cinq points
Sk	Rugosité du noyau. Ce paramètre est calculé comme la différence des hauteurs aux valeurs de rapport de matériau de surface de 0 % et 100 % sur la ligne équivalente
Svk	Profondeur de vallée réduite. Ce paramètre donne la moyenne arithmétique de la profondeur de vallée retirée de la courbe de rapport de matériau de surface
Vv	Volume vide. Volume de vides à un taux de portance p (en %)
Vmc	Volume de matière du noyau de la surface. Volume de matière dans l'âme, entre deux taux de portance p et q (en %)
Vvc	La différence entre le volume de vide à la valeur p% du rapport de surface et le volume de vide au rapport de surface q%
Coplanarité	Distance verticale maximale entre le pic de cette particule et les pics des particules voisines
Circularité	Rapport entre la surface de la particule et la surface du disque ayant pour diamètre le diamètre maximal de la particule
Compacité	Rapport entre le diamètre équivalent et le diamètre maximal

*Tableau II.1 Définitions des paramètres topographiques.*

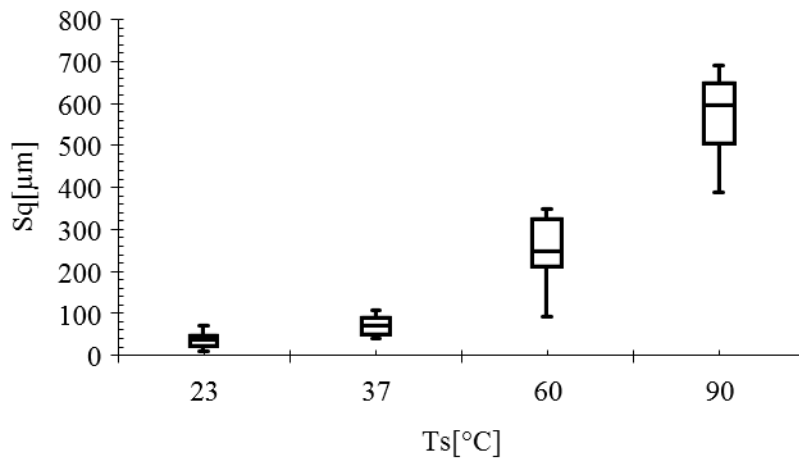


Fig. II.22 Variation du paramètre  $Sq$  en fonction de  $T_s$ .

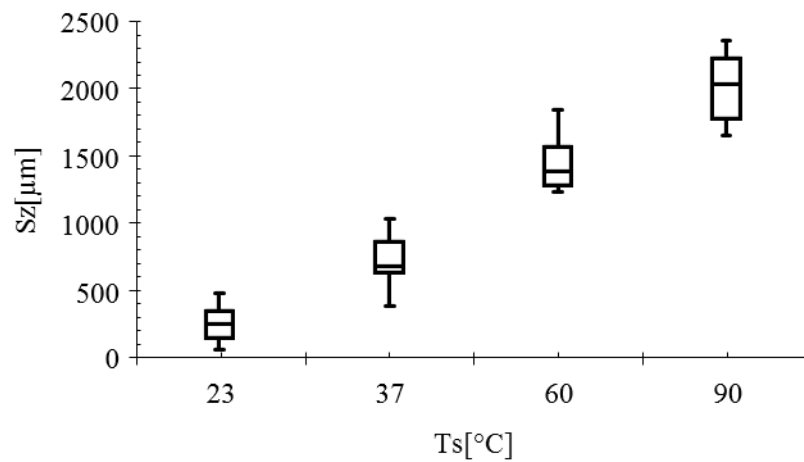


Fig. II.23 Variation du paramètre  $Sz$  en fonction de  $T_s$ .

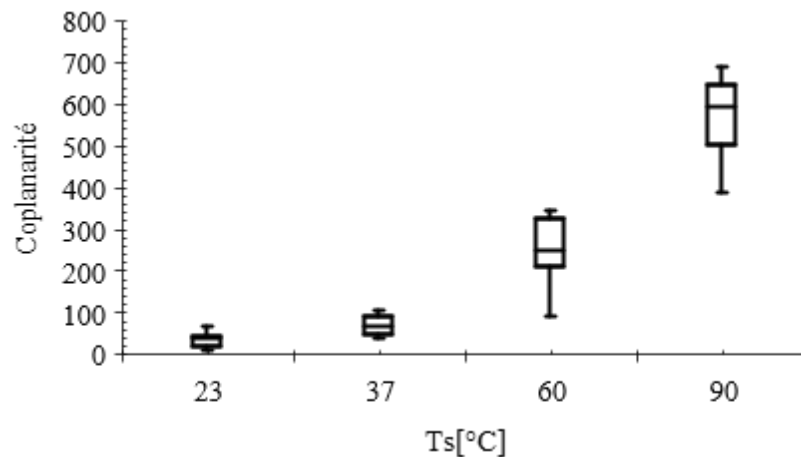


Fig. II.24 Variation du paramètre Coplanarité en fonction de Ts.

Seize paramètres de rugosité se sont bien corrélés à la température (Fig. II.18). Le sang peut donc être caractérisé à l'aide de ces paramètres, et la température d'évaporation peut être déterminée à partir des paramètres de rugosité.

Tous les paramètres ont été à nouveau validés en traçant des courbes 3D des paramètres en fonction de la température et du volume, car le paramètre de volume est un paramètre important dans notre étude, qui affecte la taille finale du motif induit. Par la suite, les plans de régression polynomiale au premier ordre ont été tracés pour chaque paramètre afin de calculer les coefficients de régression : « degré 11 » signifie degré 1 en x et degré 1 en y) (voir Fig. II.25, II.26 et II.27).

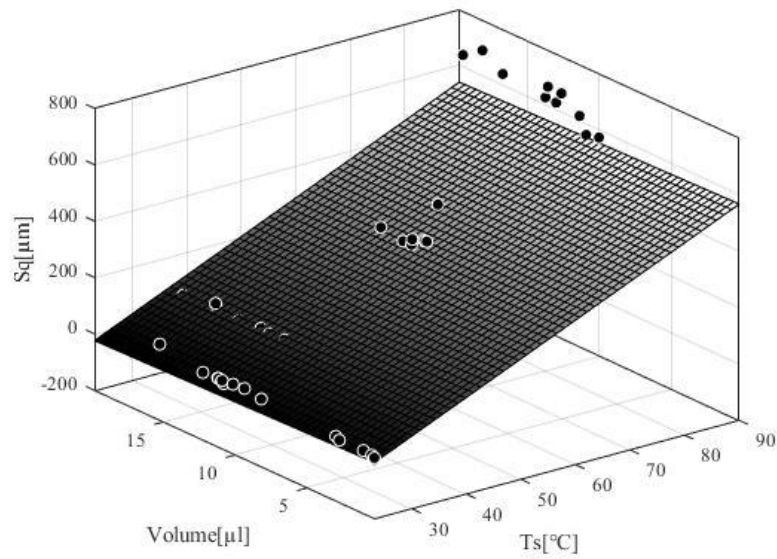


Fig. II.25 Plan de régression polynomial 11 ( $R^2=0.89$ ) de la variation du paramètre  $Sq$  en fonction de  $V$  et  $T_s$ .

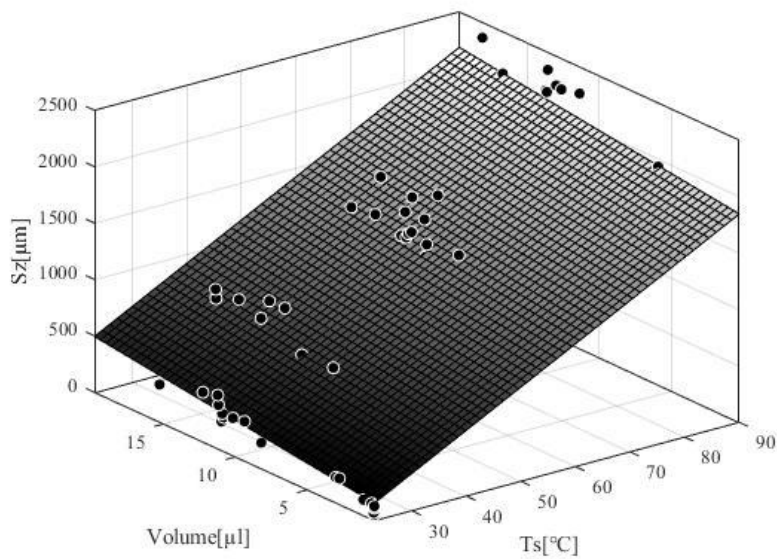
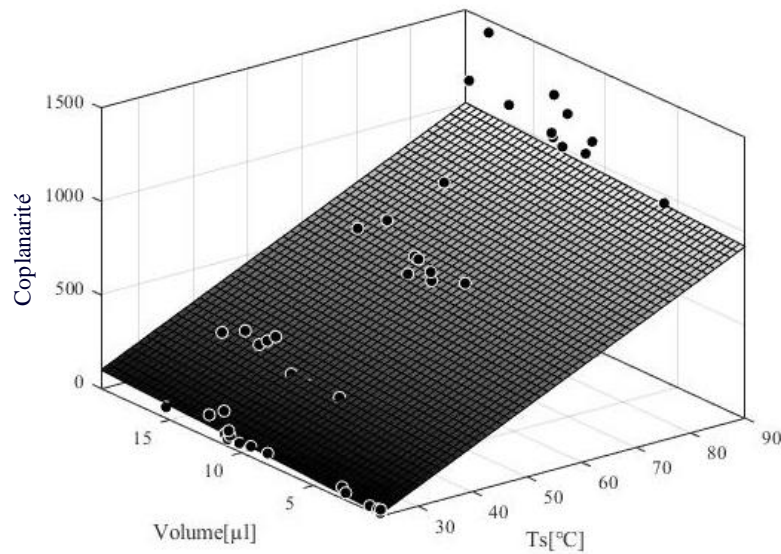


Fig. II.26 Plan de régression polynomial 11 ( $R^2=0.92$ ) de la variation du paramètre  $Sz$  en fonction de  $V$  et  $T_s$ .



*Fig. II.27 Plan de régression polynomial 11 ( $R^2=0.83$ ) de la variation du paramètre de coplanarité en fonction de  $V$  et  $T_s$ .*

De meilleures valeurs ont été trouvées pour les coefficients de régression en traçant la variation de ces paramètres en fonction du volume et de la température (voir Fig. II.28 et II.29) ; e.g. la valeur  $R^2$  de  $S_z$  est élevé de 0.9 à 0.92.

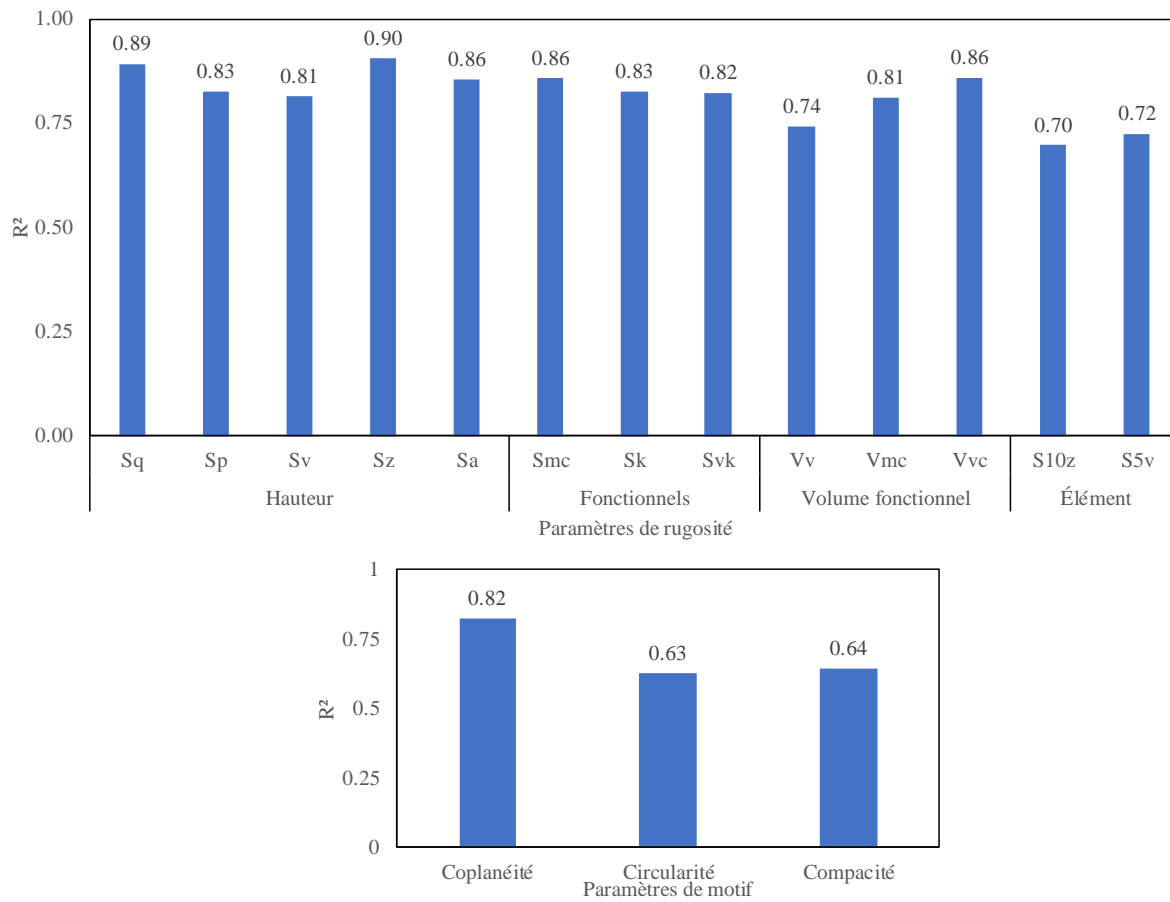


Fig. II.28 Coefficients de régression des courbes de variations des paramètres de rugosité et de motif en fonction de la température de surface.

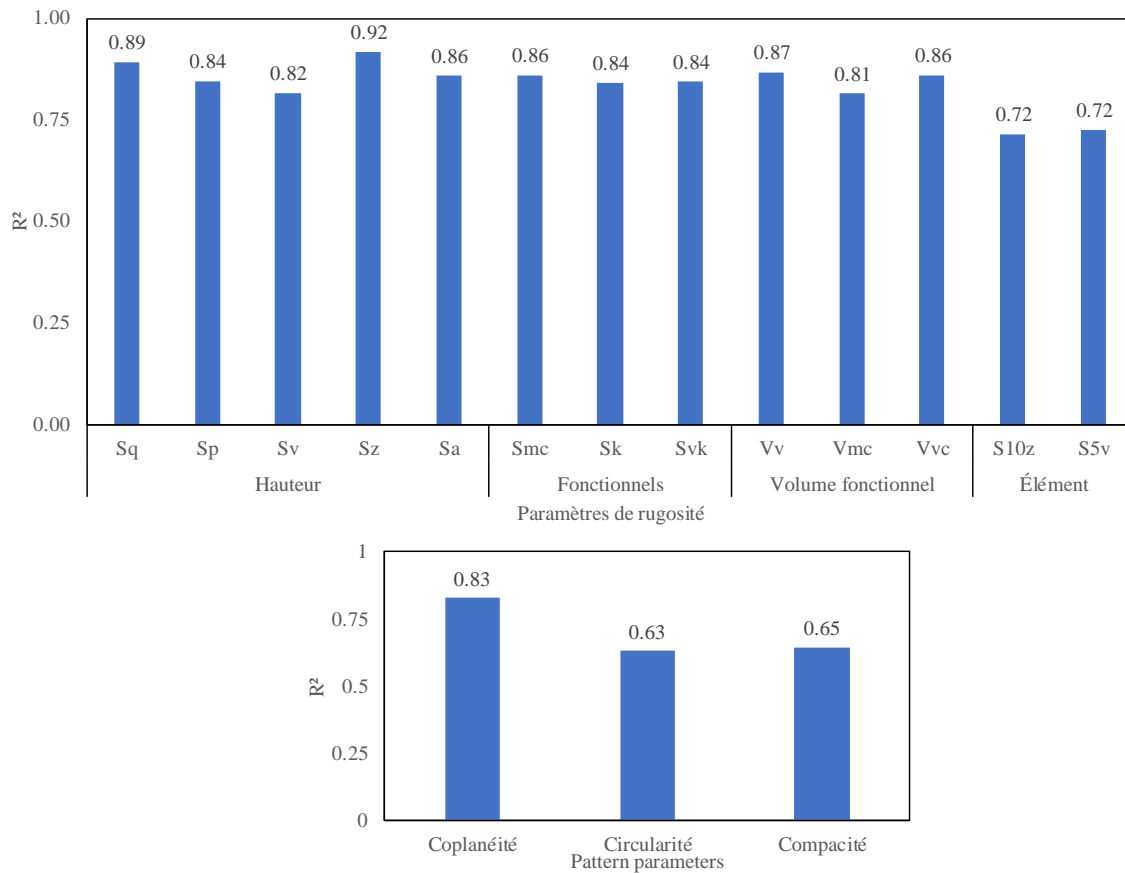


Fig. II.29 Coefficients de régression des courbes de variations des paramètres de rugosité et de motif en fonction de la température de surface et du volume de goutte.

## 5. Etude statistique

### 5.1. Méthode

Dans cette étude, les données provenant d'échantillons de sang ovin (72 tests, soit 18 tests pour chaque température) ont été utilisées. Une analyse de variance unidirectionnelle (ANOVA) a été réalisée et un test Tukey-Kramer ont été utilisés pour comparer les valeurs des paramètres à différentes températures (groupes). Le test Tukey-Kramer fournit des résultats de comparaison par paires d'un test de comparaison multiple en utilisant les informations des groupes. Pour déterminer l'erreur des tests statistiques ANOVA et Tukey-Kramer, quelques études ont été investiguées en changeant l'indice de distribution, le nombre de traitements et la taille de l'échantillon par simulation. La distribution

exponentielle utilisant un petit nombre de traitements a donné les plus grandes différences avec un écart d'environ 0,3 %, et cette valeur a diminué en augmentant le nombre de traitements et l'indice de la distribution gamma [32]. Cette méthode a été utilisée dans diverses applications, et Parikh et al. ont trouvé des différences significatives entre trois types de matériaux de regarnissage avec trois types de traitements de surface différents [33]. Hanif et al. ont trouvé, quant à eux, des différences significatives entre la démographie, les diagnostics cliniques et les scores institutionnels de sévérité vasculaire [34].

Matlab a également présenté un graphique interactif d'estimations et d'intervalles de comparaison. Chaque moyenne de groupe est représentée par un symbole et l'intervalle est représenté par une ligne partant du symbole. Les moyennes des deux groupes différents significativement si leurs intervalles sont disjoints ; cependant, ils ne diffèrent pas significativement lorsque leurs intervalles se chevauchent.

À partir de la valeur  $p$  ( $p$ -value), il est possible de déterminer s'il y a une différence significative entre les groupes.

### 5.2. Résultats

Les résultats ont démontré une valeur  $p$  inférieure à 0,05 pour tous les paramètres topographiques utilisés dans l'étude précédente (tableau II.2), montrant ainsi une différence significative entre eux. Le tableau suivant (tableau II.3) montre les différences significatives entre chaque température à l'aide des flèches ; par exemple, pour  $Sp$ , il existe des différences significatives entre toutes les températures. Ces résultats semblent montrer la possibilité de prédire la température d'évaporation d'une goutte à partir des paramètres des motifs induits de la goutte évaporée.

Pour certains paramètres, les valeurs moyennes pour chaque température sont très proches ; et donc aucune différence significative n'a été trouvée. Par exemple, le paramètre  $Sda$  a une valeur de  $p$ -value égale à 0,678, qui est supérieure au seuil de signification (voir tableau II.4).

<b>Paramètres</b>	<b><i>p</i>-value</b>
<b><i>Sq</i></b>	$2,4.10^{-37}$
<b><i>Sp</i></b>	$1,64.10^{-31}$
<b><i>Sv</i></b>	$7,99.10^{-28}$
<b><i>Sz</i></b>	$2,92.10^{-36}$
<b><i>Sa</i></b>	$2,03.10^{-35}$
<b><i>Smc</i></b>	$2,32.10^{-32}$
<b><i>S10z</i></b>	$2,08.10^{-19}$
<b><i>S5v</i></b>	$1,39.10^{-21}$
<b><i>Sk</i></b>	$8,00.10^{-32}$
<b><i>Svk</i></b>	$3,04.10^{-27}$
<b><i>Vv</i></b>	$5,57.10^{-33}$
<b><i>Vmc</i></b>	$1,95.10^{-32}$
<b><i>Vvc</i></b>	$3,87.10^{-32}$
<b><i>Coplanarité</i></b>	$9,65.10^{-26}$
<b><i>Circularité</i></b>	$2,41.10^{-15}$
<b><i>Compacité</i></b>	$6,89.10^{-16}$

Tableau II.2 *P*-value des paramètres topographiques.

Paramètres	$T_s$	Différence significative
<i>Sp, Sv, Sz,</i> <i>S10z, Svk,</i> <i>Coplanarité</i>	23	←←←←
	37	
	60	
	90	
<i>Sq, Sa, Smc,</i> <i>S5v, Sk, Vv,</i> <i>Vmc, Vvc</i>	23	←←←←
	37	
	60	
	90	
<i>Circularité,</i> <i>Compacité</i>	23	←←←←
	37	
	60	
	90	

Tableau II.3 Différences significatives entre les différentes températures de surface pour les paramètres topographiques.

Paramètres	$T_s$	Moyenne	Dévi- standard	Différence significative	<i>p-value</i>
<b>Sda</b>	23	27526,41	13555,45	Pas de différence significative	0,68
	37	34602,57	16747,99		
	60	29999,97	17414,79		
	90	31592,98	21830,85		

Tableau II.4 Paramètre Sda, ANOVA et test de Tukey-kramer.

## 6. Conclusion

Nous avons réalisé une étude sur la dynamique d'évaporation d'une gouttelette de sang ovin déposée sur un substrat de verre chauffé. Les expériences ont été réalisées dans une chambre à température et hygrométrie contrôlées à l'aide d'un dispositif de goniomètre et logiciel d'algorithmes supérieurs pour l'analyse d'images. Les tests d'évaporation des gouttelettes ont été répétés pour chaque température de surface (72 gouttes), le même

phénomène d'évaporation et le même schéma induit ont été observés. L'expérience est donc reproductible. Le motif induit a été topographiquement cartographié à l'aide d'un dispositif optique basé sur la méthode de variation de focalisation. Les paramètres de rugosité et de motif ont été mesurés à l'aide d'un logiciel d'analyse topographique. La principale conclusion de ce travail peut être résumée comme suit :

- L'effet de la température de surface sur la dynamique d'évaporation du sang et divers phénomènes dus à la présence d'écoulement de Marangoni pour des gouttes évaporées sur un substrat chauffé a été démontré.
- L'évolution du taux d'évaporation des gouttelettes en fonction de la température de surface et du volume des gouttelettes a été déterminée en mesurant la pente de retrait volumique en fonction du temps, et ce paramètre a été utilisé pour caractériser le sang.
- L'étude topographique de tous les motifs induits a été réalisée en extrayant les paramètres de rugosité et de motif puis en sélectionnant 16 paramètres bien corrélés avec la température de surface et le volume de gouttelettes pour caractériser le sang sélectionné.
- Des différences significatives ont été trouvées entre les classes de température pour tous les paramètres, indiquant la possibilité de prédire la température d'évaporation d'une goutte à partir des paramètres des modèles induits de goutte évaporée.

# **Chapitre III : Validation de la méthode et étude inter-espèce : comparaison sang ovin et sang porcin**

Ce chapitre consiste à valider la méthode de caractérisation du sang en fonction des paramètres topographiques et de la dynamique d'évaporation en fonction des différentes températures de la surface utilisée dans le chapitre précédent. Ce chapitre vise donc à reproduire cette procédure pour un autre type de sang, cette fois porcine (non pathologique) afin d'évaluer la reproductibilité de notre méthode et de quantifier la variabilité inter-espèces.

### 1. Introduction

Dans le chapitre 2, une nouvelle méthode a été développée pour caractériser le sang à partir des paramètres fluidiques et topographiques.

A ce jour, seul le motif final obtenu après l'évaporation complète est utilisé pour faire la distinction entre les différents types de sang. Pour cela, la morphologie des dépôts est analysée car elle dépend fortement de la température du substrat [29] et de l'écart de température entre le sommet de la goutte et la ligne triple générant ainsi le mouvement des cellules de Marangoni thermique. Au cours de la dynamique d'évaporation, la visualisation des phénomènes thermofluidiques peuvent être réalisés à l'aide d'une caméra de micro-thermographie infrarouge.

Yakhno et al. ont trouvé des motifs induits très différents par l'évaporation du sérum possédant différentes pathologies ou états physiologiques. Cette équipe a ensuite analysé ces motifs à l'aide d'une méthode acoustique, en trouvant ainsi des différences entre eux [158]. Cette méthode consiste à comparer les indices de forme des tests AMI « acoustic mechanical impedance ». Pour ces différents types de maladies, des changements spécifiques ont été trouvés dans la forme des courbes d'indice de forme.

Ilyasova et al. ont développé un algorithme basé sur une méthode d'analyse discriminante testée sur des images de vaisseaux du fond d'œil (normal et anormal) pour le diagnostic des maladies oculaires [179]. Cette méthode montre une classification efficace des vaisseaux du fond d'œil en fonction des normes et des degrés de pathologie. L'erreur de classification des vaisseaux n'est pas supérieure à 2,4%. Ils montrent que chaque groupe de vaisseaux du

fond d'œil possède son propre ensemble de caractéristiques diagnostiques de base, ce qui est confirmé par des études cliniques.

Certains chercheurs ont essayé d'étudier l'effet de la température de stockage sur les échantillons séchés. Zhuang et al. ont développé une méthode pour détecter l'infection par l'hépatite B en séchant le sérum sur du papier filtre et en le stockant à différentes températures [180]. Divers marqueurs liés à l'infection par l'hépatite B ont été détectés par un dosage radio-immunologique en phase solide et le changement de température de stockage n'a pas modifié la sensibilité des tests.

La dynamique d'évaporation des gouttes est régie par un ensemble de facteurs : la composition et la structure du liquide (dispersité) [40], la capacité de mouillage [26], le rapport des conductivités thermiques liquide/substrat [181], la rugosité du substrat [182], ainsi que le niveau initial de pH et de salinité [183].

Ces facteurs influencent des caractéristiques telles que la forme des gouttes [184], les flux thermocapillaires de surface (Marangoni) [185], la redistribution des produits chimiques en fonction de leurs propriétés de surface et de diffusion [10], l'intensité totale de l'évaporation et la capacité de diffusion [44].

Cela nécessite de valider notre méthode de caractérisation en répétant la même démarche avec un autre type de sang.

## 2. Matériel et méthode

Le sang utilisé pour valider la méthode présentée dans le chapitre 2 est du sang porcin sain. Les essais réalisés ont été structurés en 20 tests de gouttelettes de sang de porc sain évaporées à 4 températures de surface différentes, avec une répétabilité de 5 tests chacun.

Les gouttelettes de sang porcin sont évaporées dans les mêmes conditions que le sang ovin (chapitre 2). L'appareil utilisé pour l'évaporation des gouttes est le goniomètre (Kruss, DS4210) équipé d'une caméra CCD pour l'enregistrement des vidéos de l'évaporation permettant ensuite de tracer les variations de volume, de hauteur et d'angle de contact en fonction du temps à l'aide d'un logiciel d'analyse de la forme des gouttes (Kruss, DSA4).

La variation de température de la goutte pendant l'évaporation est mesurée à l'aide d'une caméra IR.

Le nombre de Marangoni  $Ma$  (Eq. II.1) est calculé à l'aide de l'Eq. II.3. La tension de la surface en fonction de la température, mesurés expérimentalement, est donnée dans la Fig. III.1.

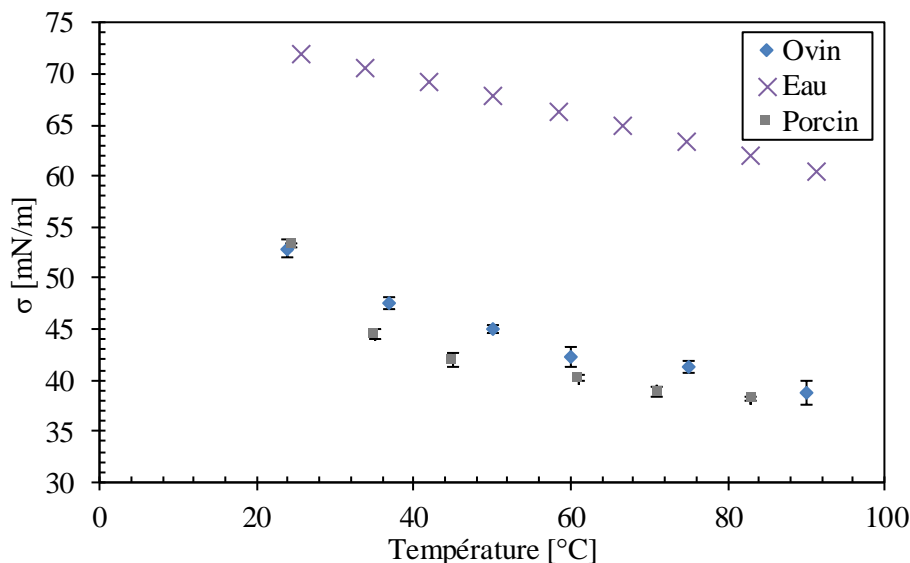


Fig. III.1 Variation de la tension superficielle du sang et de l'eau en fonction de la température.

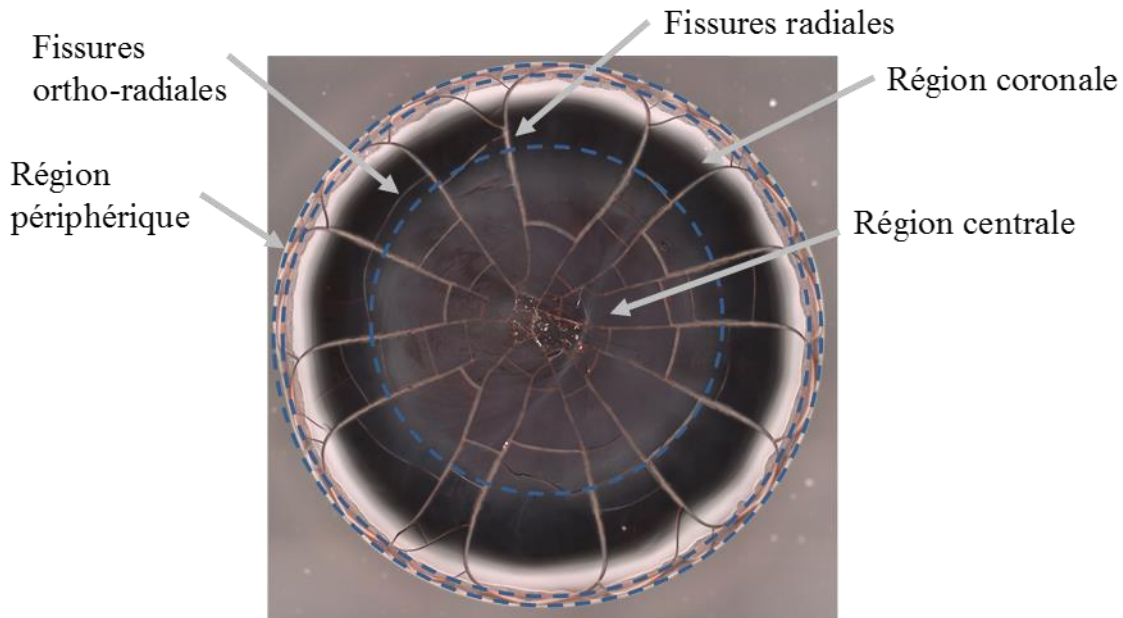
### 3. Résultats et discussion

#### 3.1. Partie fluïdique

Dans cette partie, la dynamique de l'évaporation des gouttes de sang porcïn déposées sur un substrat en verre à une température de 23, 37, 60, 90°C a été analysée.

La dynamique de l'évaporation du sang porcïn est semblable à celle du sang ovin, où on remarque que le mode d'évaporation est celui à rayon de contact constant CCR à la cause de l'adhésion des macromolécules protéiques du sang à la surface.

A  $T_s=23^\circ\text{C}$ , on remarque le déplacement des composants du sang du centre vers le bord et finalement la formation d'une région coronale. En plus, on remarque sur le dépôt final la présence des fissures radiales, et ortho-radiales (Fig. III.2).



*Fig. III.2 Image des motifs de dépôt morphologiques des gouttes de sang sur un substrat de verre hydrophile.*

A  $T_s=37^\circ\text{C}$ , le comportement de la goutte est similaire à celui de la goutte évaporée à  $T_s=23^\circ\text{C}$  durant les premiers instants de l'évaporation. Puis après un certain temps ( $3/4$  du temps d'évaporation total), on observe une augmentation du  $Ma$  et ensuite la formation du dôme au centre (Ceci montre l'effet de la température de surface sur le changement de la dynamique d'évaporation et nous concluons à la présence de deux catégories de morphologie de dépôts :

- $T_s=23^\circ\text{C}$  : le  $Ma$  reste constant, et le motif induit est composé d'une région coronale
- $T_s= 37, 60$  et  $90^\circ\text{C}$  : le  $Ma$  augmente et conduit à la formation d'un dôme au centre de la goutte.).

Pour les  $T_s=60$  et  $90^\circ\text{C}$ , on remarque l'augmentation du  $Ma$  et la formation du dôme au centre dès le début de l'évaporation.

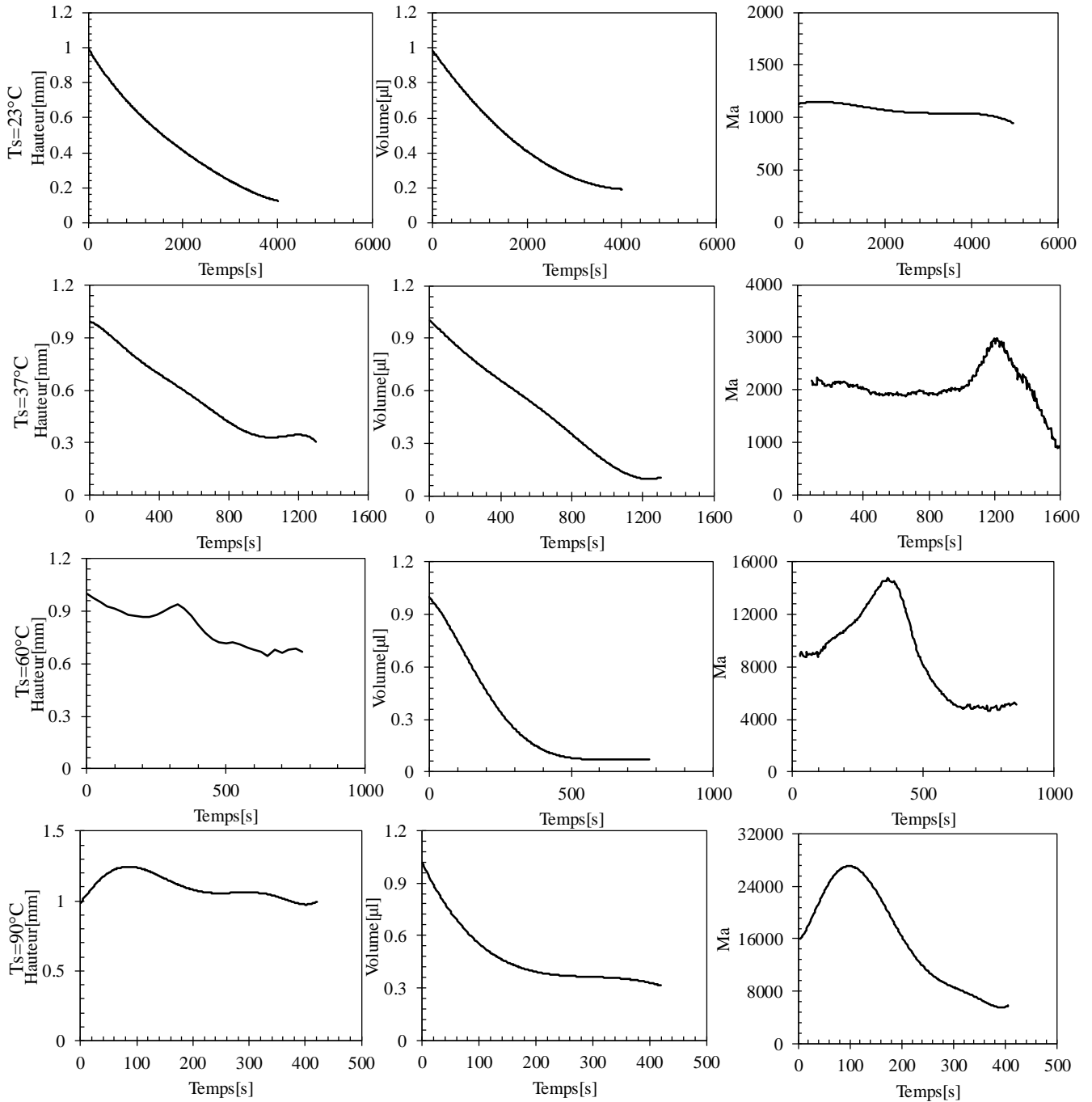


Fig. III.3 L'évolution de la hauteur relative moyenne, du volume relatif moyen et du nombre de Marangoni moyen pour les gouttes de sang porcine sain en fonction du temps.

**Analyse comparative des effets des températures de surface**

Trois études statistiques ont été menées pour montrer les effets générés par les températures de surface en utilisant Ma moyen, Ma max, le temps spécifique ( $\tau$ ) et le taux d'évaporation :

Dans cette étude, des différences significatives ont été trouvées entre les classes de températures pour le sang porcin sain :

- Différences significatives dans le Ma moyen entre "23, 60 et 90°C", et "37, 60 et 90°C" (P-Value= $1.43 \times 10^{-10}$ )
- Différences significatives dans le Ma max entre les 4 groupes de températures (P-Value =  $1.64 \times 10^{-16}$ )

Une autre étude a été réalisée en analysant les effets de la température sur le temps spécifique  $\tau$ , correspondant au rapport entre le moment où Ma atteint son maximum  $t_{Ma\ max}$  et le temps total d'évaporation  $t_{\text{évaporation}}$ .

$$\tau = \frac{t_{Ma\ max}}{t_{\text{évaporation}}}$$

Puis la moyenne de ce paramètre  $\bar{\tau}$  est calculée pour chaque classe de température de surface.

$$\bar{\tau} = \sum_{i=1}^5 \frac{\tau_i}{5}$$

Une très petite P-Value a été trouvée, ce qui signifie qu'il existe une différence significative entre les  $\bar{\tau}$  pour les trois classes de Ts (Tableau III.1).

Sang	Ts	$\bar{\tau}$	Difference significatifs	P-Value
HPB	37	0.79	← ← ←	$1.36 \times 10^{-7}$
	60	0.43		
	90	0.17		

*Tableau III.1 Différences significatives de  $\bar{\tau}$  entre le sang Ts pour le sang porcin sain.*

Les résultats démontrent la présence de différences significatives entre tous les Ts pour le sang porcin sain. Le temps spécifique moyen ( $\bar{\tau}$ ) diminue avec l'augmentation du Ts. Lorsque la Ts augmente, le Ma atteint son maximum plus tôt, et donc le dôme se forme plus tôt.

Dans cette étude, la P-Value minimale a été trouvée, ce qui signifie que ce paramètre est très significatif pour trouver les différences distinguantes entre les Ts pour les différents types de sang porcine.

Dans cette étude, des différences significatives ont été trouvées dans le taux d'évaporation entre les différents Ts pour le sang porcine sain (Tableau III.2). Bien qu'il existe des différences entre les valeurs moyennes de Ts=23 et 37°C pour les deux types de sang, aucune différence significative n'a été trouvée entre elles dans cette étude statistique.

Taux d'évaporation	Température	Moyen	Différence significatifs	P-Value
HPB	23	$-3.21 \times 10^{-3}$		$2.18 \times 10^{-12}$
	37	$-1.05 \times 10^{-2}$		
	60	$-3.48 \times 10^{-2}$		
	90	$-6.42 \times 10^{-2}$		

Tableau III.2 Différences significatives dans les taux d'évaporation du sang Ts pour le sang porcine sain.

### 3.2. Partie topographique

Les données expérimentales nous permettent de caractériser le sang porcine sain et de montrer l'effet de la température de surface.

#### 3.2.1. Caractérisation du sang

Des études statistiques ont été menées pour caractériser le sang porcine sain en traçant la variation de 33 paramètres de rugosité en fonction de la température de surface et du volume des gouttelettes et en mesurant le coefficient de régression pour les lignes de régression linéaire.

Paramètres	Paramètres de rugosité	R <sup>2</sup> (Paramètres vs Ts)	R <sup>2</sup> (Paramètres vs Ts and V)
D'amplitude	Sa	0.74	0.77
	Sq	0.82	0.85
	Sz	0.95	0.95
	Sp	0.95	0.95
Fonctionnels de volume	Vv	0.75	0.82
	Vmc	0.65	0.67
	Vvc	0.75	0.82
De motifs	S10z	0.74	0.75
	S5p	0.61	0.62
Fonctionnels	Spk	0.81	0.86
	Svk	0.73	0.80
	Smc	0.73	0.86

*Tableau III.3 Coefficients de régression des courbes de variation des paramètres de rugosité pour le motif induit par l'évaporation de gouttes de sang porcin sain en fonction de Ts et Ts +V (12 paramètres).*

Les résultats montrent la corrélation de 12 paramètres pour le sang porcin sain (Tableau III.3 Tableau III.).

Des études statistiques ont été réalisées en utilisant la méthode Tukey-Kramer pour effectuer la comparaison. En comparant les paramètres de rugosité sur différentes Ts, des différences significatives ont été détectées pour de nombreux paramètres. Ce qui signifie la possibilité de prédiction de ces paramètres pour des gouttelettes connaissant les Ts et vice versa (Tableau III.4).

Sang porcin sain		
Paramètres	Ts	Différence significative
Sq	23	
	37	
	60	
	90	
Sz, Sp	23	
	37	
	60	
	90	
Spk	23	
	37	
	60	
	90	
S10z, S5p	23	
	37	
	60	
	90	
Sa, Sv, Smc, Vv, Vmc, Vvc, Svk	23	
	37	
	60	
	90	

Tableau III.4 Différences significatives entre les classes de température pour tous les paramètres du sang porcin sain.

### 3.2.2. Comparaison des sangs

Ces études montrent la présence de différences significatives entre le sang porcin sain et ovin sain en fonction des paramètres de rugosité pour chaque Ts. Dans ces études, 33 paramètres de rugosité ont été testés.

Ts	Sang porcin sain $\neq$ Sang d'ovin sain
23	Sv, Spd, S5v, Sda, Sha, Shv, <u>Svk</u>
37	Ssk, Smr, Vm, Vmp, Spd, Spc, <u>S10z</u> , <u>S5p</u> , Sk, <u>Spk</u> , Smr2
60	<u>Sa</u> , <u>Sq</u> , <u>Sz</u> , Sv, Ssk, Sku, Smr, <u>Smc</u> , Vv, Vmc, <u>Vvc</u> , <u>S10z</u> , <u>S5p</u> , S5v, Sda, Sha, Shv, Sk, <u>Svk</u> , Smr1
90	Sv, Ssk, Sku, Sxp, Sal, <u>Vmc</u> , <u>S10z</u> , S5v, Shv, Sk

*Tableau III.5 Différences entre : le sang porcin sain et ovin sain à l'aide de paramètres topographiques à différentes températures de surface.*

De nombreux paramètres montrent une différence entre les deux types de sang. Cependant, nous avons choisi des paramètres corrélés à la température et au volume (paramètres soulignés dans le Tableau III.5).

S5p	Hauteur des cinq points les plus hauts
Spk	Représente la hauteur moyenne des crêtes au-dessus de la surface centrale
Sda	Surface de vallée moyenne
Sha	Surface de bosse moyenne
Shv	Volume des motifs en pic fermés
Vmp	Volume de matière des pics de la surface
Spd	Nombre de pics par unité de surface
Spc	Courbure moyenne arithmétique aux sommets
Smr1	Surface portante supérieure. Ce paramètre représente le taux de longueur portante surfacique qui sépare les pics éliminés de la surface écrêtée
Smr2	Surface portante inférieure. Ce paramètre représente le taux de longueur portante surfacique qui sépare les vallées éliminées de la surface écrêtée
Ssk	Degré de biais de la forme de la rugosité
Sku	Mesure de l'aspect pointu du profil de rugosité
Smr	Taux de longueur portante surfacique
Sxp	Représente la différence de hauteur entre le plan moyen et les pics de la surface après élimination des pics particulièrement saillants
Sal	Longueur d'autocorrélation

*Tableau III.6 Définitions des paramètres topographiques.*

#### 4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons validé la méthode utilisée dans le chapitre 2 en utilisant un autre type de sang (porcin sain). La dynamique d'évaporation du sang porcin est similaire à celle du sang ovin, le même comportement a été retrouvé à l'exception d'une modification des paramètres fluidique-thermiques et topographiques au niveau du temps spécifique, taux

d'évaporation et des paramètres du rugosité. Deux types d'évaporation ont été observés liés au changement de flux à l'intérieur de la goutte (effet Marangoni) : les gouttes se sont évaporées à  $T_s = 23^\circ\text{C}$  et  $T_s = 37, 60$  et  $90^\circ\text{C}$ . Le sang porcin sain a été caractérisé par 12 paramètres de rugosité. Plusieurs études statistiques ont été réalisées, montrant des différences significatives entre les classes de température de surface et la différence entre le sang sain ovin sain et le sang porcin sain. En raison de ces résultats prometteurs, nous allons étudier l'impact d'une pathologie sur la morphologie des résidus sanguins après évaporation en appliquant la même méthode d'investigation.

# **Chapitre IV : Preuve de concept- Etude sur sang pathologique**

Dans la première partie de ce chapitre, l'objectif est de comprendre et de comparer la dynamique d'évaporation de gouttes de sang porcine sain et d'un sang pathologique (glomérulonéphrite) évaporées sur des substrats en verre hydrophile à différentes températures de surface ( $T_s$ ) : 23, 37, 60, et 90°C. Par la suite, les différents phénomènes induits sont caractérisés et décrits. En complément, des gouttes d'eau sont évaporées à ces quatre températures de surface afin de mieux comprendre la différence entre le sang porcine sain et pathologique. Des études statistiques sont réalisées pour analyser le taux d'évaporation, les valeurs maximales et moyennes des nombres de Marangoni ( $Ma$ ) et le temps spécifique d'évaporation.

La seconde partie de ce chapitre concerne l'étude de la morphologie des gouttes de sang sain et pathologique. La morphologie des fluides biologiques a récemment été utilisée dans des méthodes de diagnostic médicale précoce. Dans ce chapitre, une nouvelle méthode de diagnostic précoce basée sur la morphologie des motifs induits par le sang porcine et ovin est développée en fonction des paramètres de rugosité. En outre, l'effet de la température de surface sur le dépôt final a été étudié. Des études statistiques ont été réalisées pour montrer des différences significatives des paramètres de rugosité entre la température d'évaporation et le type de sang considéré.

### 1. Introduction

Les analyses sanguines jouent un rôle très important dans le diagnostic médical. Plusieurs études et modèles ont été réalisés pour prendre des décisions médicales à travers l'évaporation de gouttelettes de biofluides [33,158,186,187]. Diverses maladies affectent les constituants des biofluides, ce qui affecte la dynamique d'évaporation des gouttelettes de ces fluides et donc les types de circulation à l'intérieur des gouttelettes, entraînant différents motifs de résidus.

Kovacs et al. ont développé une nouvelle méthode pour détecter un cancer dans le sérum sanguin. Cette méthode consiste à comparer le respect morphologique et topologique à l'aide de programmes de simulation et a révélé une différence significative entre le sérum sanguin normal et le sérum sanguin pathologique [187].

Certaines études ont été réalisées pour examiner l'effet de la température de surface sur la dynamique d'évaporation et les motifs induits. Par exemple, l'évaporation de gouttelettes de solution aqueuse diluée de NaCl à différentes températures de surface montre deux motifs induits différents, qui sont dus à la variation du taux d'évaporation affectant le mouvement diffusif désordonné des ions : Pour  $T_s \geq 75^\circ\text{C}$  des doubles anneaux de sel sont obtenus alors que pour  $T_s = 55^\circ\text{C}$  un dépôt dendritique plus épais entouré d'un anneau périphérique a été observé [188].

Selon Parsa et al. [29], trois motifs différents ont été détectés par l'évaporation de gouttelettes d'eau contenant des nanoparticules sur un substrat de silicium à différentes températures de surface : pour une surface non chauffée, le motif est une couverture presque uniforme, de  $47$  à  $81^\circ\text{C}$  le motif peut être décrit en deux anneaux (dual-ring) et à  $99^\circ\text{C}$  le motif devient plusieurs anneaux (stick-slip).

Cet effet a été discuté dans le chapitre 2 sur le sang ovin sain [article1]. Plusieurs cinématiques d'évaporation causés par l'effet Marangoni thermique ont été révélés. Le premier se réfère aux gouttelettes évaporées à une température de surface de  $23^\circ\text{C}$  où il y a un flux capillaire à l'intérieur des gouttelettes et le second se réfère aux gouttelettes évaporées à des températures de surface de  $37$ ,  $60$ , et  $90^\circ\text{C}$  où une circulation de Marangoni se produit à l'intérieur des gouttelettes.

De nouvelles orientations scientifiques ont été développées en utilisant différentes méthodes pour des décisions médicales précoces. L'analyse d'images est l'une de ces méthodes qui identifie les différents marqueurs des images. Différents algorithmes ont été notamment développés par Krashennikov et al. pour détecter et reconnaître des marqueurs sur des images de motifs induits par des gouttes de sérum sanguin (physiologiques et pathologiques). Douze marqueurs différents ont été identifiés et 96% des images testées contenaient ces marqueurs [186]. Ainsi, ces algorithmes ont détecté les marqueurs avec une erreur de l'ordre de 10%.

L'analyse d'image est également utilisée pour le diagnostic des tumeurs dans la glande mammaire. Sadykov et al. ont détecté par leur système trois types de tumeurs dans la glande mammaire [189].

Une autre technique a été mise au point par Shabalin et al. en étudiant les macrostructures de différents fluides biologiques (sérum sanguin, larmes et liquide synovial) et en signalant différents types de marqueurs de différents processus pathologiques humains [190]. Les marqueurs détectés correspondaient dans une large mesure aux résultats des méthodes cliniques et de laboratoire de routine.

Brutin et al. ont étudié le motif induit de l'évaporation du sang humain et de la formation de fissures. Le profil induit des gouttelettes de sang prélevées sur une personne en bonne santé est totalement différent de celui des gouttelettes prélevées sur une personne souffrant d'anémie ou d'hyperlipidémie[33].

Il a été démontré précédemment que la température de surface peut modifier les motifs induits en fonction du changement qui se produit dans la dynamique d'évaporation [29].

Nos études dans les chapitres 2 et 3 ont montré différents modèles induits dus au nombre de Marangoni thermique. La dynamique d'évaporation est la même pour les deux études ; les tests ont été divisés en deux catégories correspondant aux deux types de motifs induits observés. Le premier est le "M-shape" où la goutte contient une région coronale au bord de la goutte pour  $T_s=23^\circ\text{C}$ . Le second type correspondant aux gouttes évaporées à  $T_s= 37, 60$  et  $90^\circ\text{C}$ , un dôme a été observé au centre de la goutte.

Dans ce travail, la dynamique d'évaporation des gouttelettes de sang de porc pathologique à différentes températures de surface est étudiée pour illustrer l'influence de la température et pour comparer le sang porc sain et pathologique. Ensuite, nous allons développer et expliquer une nouvelle méthode de diagnostic des maladies basée sur les paramètres topographiques (paramètres de rugosité) et mettre en évidence l'effet de la température de surface sur la formation de motifs induits. La maladie choisie pour cette étude est la "glomérulonéphrite", terme médical désignant une atteinte rénale, plus précisément une inflammation des glomérules (petits vaisseaux sanguins) des néphrons, qui sont chargés de filtrer les déchets sanguins et de les transférer dans l'urine. Ces petits vaisseaux sanguins empêchent les protéines sanguines et les globules rouges de s'écouler dans l'urine, ce qui diminue le nombre de globules rouges et de protéines dans le sang par rapport au plasma pour les personnes infectées par cette maladie. Sachant que le corps

remplace le plasma en 48 heures, il faut quatre à huit semaines pour remplacer complètement les globules rouges après un don. La régénération du plasma est donc plus rapide que celle des globules rouges. Ce chapitre est décomposé en deux parties : la partie fluidique et thermique, et la partie topographique.

## 2. Matériel et méthodes

### 2.1. Partie fluidique et thermique :

Cette partie comprend soixante tests de gouttelettes : d'eau (W), de sang porcin sain (HPB) et de sang porcin pathologique (PPB) évaporées sur un substrat de verre : 20 tests pour chaque type ; cinq tests pour chaque température de surface.

Cinq études ont été réalisées, trois en fonction du nombre de Marangoni ( $Ma$ ) et deux en fonction du taux d'évaporation. Un test statistique de type Tukey-Kramer a été utilisé pour toutes les études comparatives. Cette méthode compare les moyennes de deux groupes pour déterminer s'il existe une différence significative entre eux. Dans cette expérience, les gouttelettes de sang se sont déposées dans la chambre du goniomètre (Humidité = 40%) sur un substrat de verre placé sur une plaque chauffante en utilisant un système de dosage automatique. Le dispositif de Kruss (Modèle DS4210, Allemagne) est utilisé pour étudier le changement de volume, de hauteur, de diamètre de base et d'angle de contact de la goutte de sang pendant l'évaporation en utilisant la caméra CDD installée dans le plan horizontal et le logiciel Drop Shape Analyzer (Kruss, Modèle DSA30S, Allemagne). La température de surface de la gouttelette de sang a été mesurée à l'aide d'une caméra infrarouge installée verticalement au sommet de la gouttelette afin de mesurer la variation du nombre de Marangoni (Fig. IV.1). Ce nombre permet de différencier l'effet capillaire de l'effet Marangoni (flux circulaire) qui modifie la dynamique d'évaporation de la goutte en changeant la circulation du flux à l'intérieur de la goutte (Fig. IV.2). Pour des valeurs élevées de ce nombre, l'effet Marangoni domine. Ces deux effets différents donnent lieu à deux types de motifs induits.

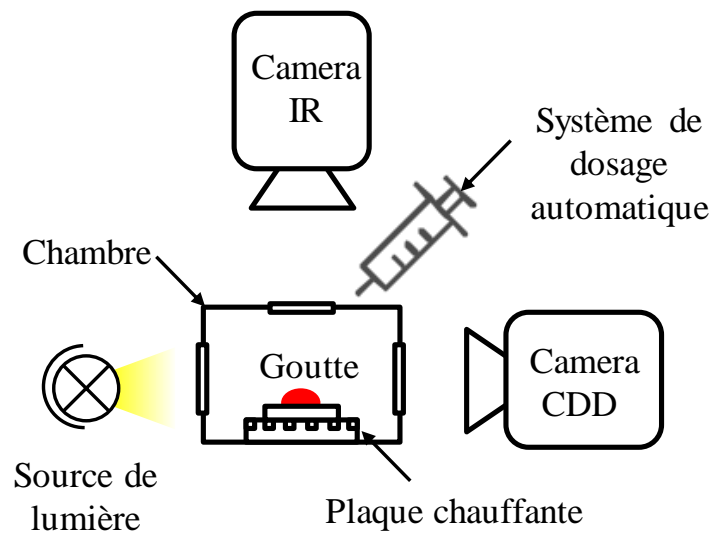


Fig. IV.1 Configuration du goniomètre "Krus".

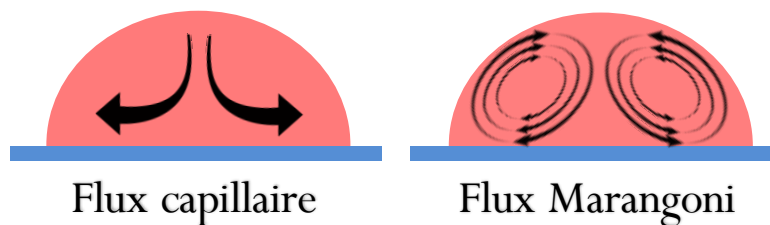


Fig. IV.2 Schéma d'écoulement capillaire et Marangoni.

Les objectifs du calcul du nombre de Marangoni entre le point triple de la ligne de contact (TPCL) et le centre de la goutte (Fig. IV.3) sont les suivants :

- Trouver une relation entre la formation du dôme au centre et le flux de Marangoni dans la goutte.
- Caractériser chaque groupe sanguin afin de pouvoir le comparer.

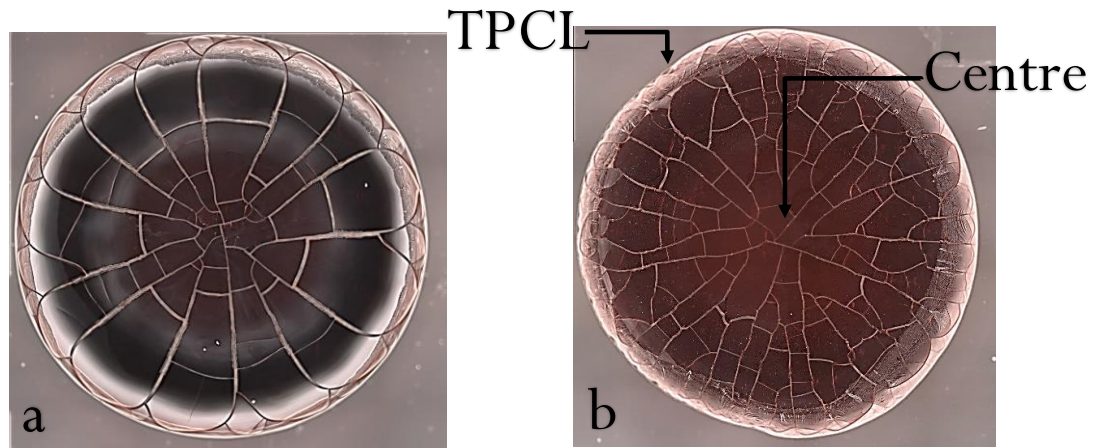


Fig. IV.3 Les gouttelettes de sang s'évaporent à  $T_s=23^\circ\text{C}$ . (a) HPB, (b) PPB.

Le nombre de Marangoni est calculé à l'aide de l'équation II.1 (Chapitre2).

La viscosité a été calculée en utilisant l'équation II.3 (Chapitre2). entre la viscosité et la température. Ainsi, la température au centre est différente de celle du bord, ce qui implique une viscosité différente pour chacun.

Les données de températures présentées dans le manuscrit dépendent de la valeur de l'émissivité des gouttes de sang. Selon une expérience récente (section 3.4, Chapitre 2) comparant le profil de température pour une ligne passant par le centre de deux gouttes d'eau ( $T_e$ ) et de sang ( $T_s$ ) évaporées à  $T_s=40^\circ\text{C}$  (Fig. IV.4), les auteurs ont trouvé presque le même profil des deux gouttes avec une petite différence au centre due à la différence de conductivité thermique de chaque fluide. Cette expérience montre que l'émissivité du sang est proche de l'émissivité de l'eau ( $\varepsilon = 0.95$ ).

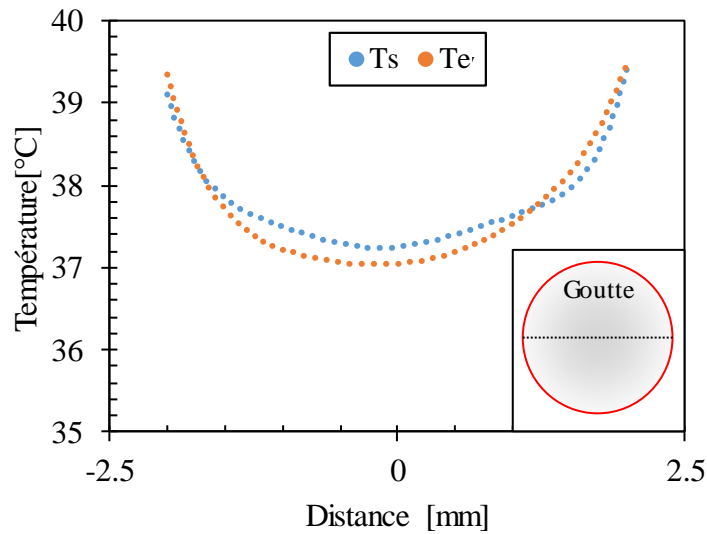


Fig. IV.4 Profil de température pour une ligne passant par le centre de deux gouttelettes d'eau ( $T_e$ ) et de sang ( $T_s$ ).

Le temps spécifique ( $\tau$ ) utilisé dans cette étude correspond au rapport entre le moment où  $Ma$  atteint son maximum ( $t_{Ma\ max}$ ) et le temps total d'évaporation ( $t_{evaporation}$ ).

$$\tau = \frac{t_{Ma\ max}}{t_{evaporation}} \quad (IV.1)$$

## 2.2. Partie topographique :

Quarante gouttes de sang porcin (20 gouttes de sang sain et 20 gouttes de sang pathologique) ont été évaporées sur un substrat de verre de 1 mm d'épaisseur chauffé à quatre températures différentes : 23, 37, 60 et 90°C. Cinq tests ont été effectués à chaque température de surface pour les deux types de sang. En outre, les données topographiques du sang ovin sain obtenues par une étude précédente [1er article] ont été utilisées.

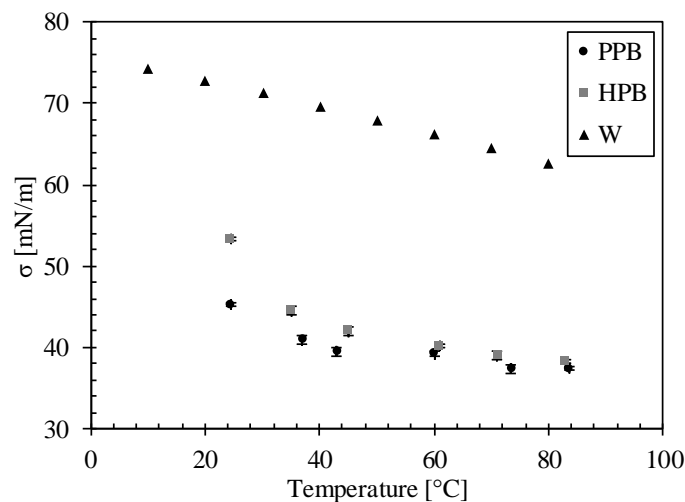
Après avoir évaporé les gouttes de sang, la surface des motifs induits est étudiée à l'aide du dispositif Infinite focus G5 (Alicona, Autriche). Ce dispositif optique fonctionne selon la méthode de variation de focus, qui combine le balayage vertical et la profondeur de champ réduit d'un système optique pour donner une information topographique représentée par une image colorée.

Afin de permettre une détection complète de la surface sur toute sa profondeur, le système optique se déplace verticalement le long de l'axe optique tout en effectuant l'acquisition des données de la surface en continu, ce qui permet d'obtenir des données focalisées sur toutes les zones de la surface et de les transformer ensuite en une image 3D à l'aide d'algorithmes (Fig. IV.10). Cet appareil est équipé de plusieurs objectifs optiques, nos mesures sont effectuées avec l'objectif  $\times 10$ . La surface mesurée par cette configuration est de  $1,62 \times 1,62$  mm, les motifs induits ont donc été divisés en plusieurs images "élémentaires", puis le logiciel rassembler automatiquement ces images élémentaires pour donner une seule image 3D de l'ensemble du motif induit. Pour passer d'une image élémentaire à une autre, le support est motorisé dans le plan XY et la plage de mesure XY peut être étendue à  $100 \times 100$  mm.

### 3. Résultats et discussion

#### 3.1. Partie fluidique et thermique :

La variation de la tension superficielle est calculée sur la variation de température, en utilisant le dispositif de Kruss, pour calculer le nombre de Marangoni (Fig. IV.5). L'incertitude relative de la mesure est inférieure à 1,5% pour chaque température pour les deux types de sang.



*Fig. IV.5 Variation de la tension superficielle du sang porcin et de l'eau [191] en fonction de la température.*

### 3.1.1. Classification générale des essais

Les échantillons ont été divisés en deux classes selon nos observations décrites au chapitre 2 (section 3.5.4), les échantillons évaporés à  $T_s=23^\circ\text{C}$  et  $T_s=37, 60, \text{ et } 90^\circ\text{C}$ . Le comportement du sang porcin a été analysé, et est similaire à l'étude précédente faite pour le sang ovin [article 1]; par conséquent, la même classification a été retenue. Cette classification est due à la différence de dynamique d'évaporation, où l'on trouve des flux différents à l'intérieur des gouttelettes, causés par le flux capillaire à  $T_s=23^\circ\text{C}$  et par l'effet Marangoni thermique à des températures de surface élevées ( $T_s=37, 60, \text{ et } 90^\circ\text{C}$ ).

La dynamique d'évaporation des gouttelettes de sang porcin (sang sain et pathologique) présente le même comportement que celle du sang ovin [article 1] (voir Fig. IV.6 et IV.7). Les motifs induits résultant de l'évaporation du sang porcin ont la même forme que ceux du sang ovin, avec une région coronale (forme de la lettre M) observée pour les gouttelettes évaporées à  $T_s= 23^\circ\text{C}$  et un dôme au centre pour les gouttelettes évaporées à  $T_s=37, 60, 90^\circ\text{C}$  (Fig. IV.6).

A  $T_s=23^\circ\text{C}$ ,  $Ma$  reste presque constant et les autres paramètres diminuent linéairement pendant l'évaporation (Fig. IV.7). Dans ce cas, la présence d'un flux capillaire à l'intérieur de la gouttelette conduit les composants sanguins se déplacent du centre vers le bord de la gouttelette et forment ensuite la région coronale. La gouttelette conserve sa ligne de contact pendant l'évaporation à cause des molécules de protéines qui adhèrent à la surface du verre et s'opposent au mouvement de la ligne de contact.

Pour les autres  $T_s$ , un phénomène différent se produit. Un nouveau champ d'écoulement se forme, représentant une circulation de molécules à l'intérieur de la gouttelette avec une orientation vers le centre lorsque le  $Ma$  augmente, et ensuite la formation d'un dôme au centre (Fig. IV.6 et IV.7).

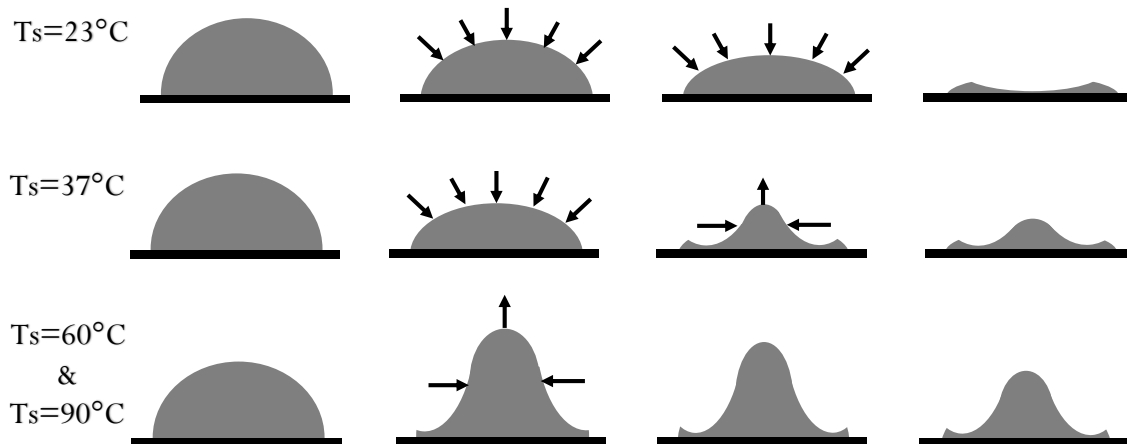


Fig. IV.6 Images séquentielles en vue latérale temporelle de l'évaporation de la goutte de sang sur un substrat en verre à différents  $T_s$ .

### 3.1.2. Comparaison entre le sang porcain sain et pathologique

Dans cette étude, une comparaison a été faite entre des gouttelettes d'eau, de sang sain et de sang pathologique ayant presque le même volume. Les variations de la hauteur moyenne relative, du volume et du nombre de Marangoni ont été enregistrées en fonction du temps.

L'évaporation des gouttes de sang porcain pathologique à  $T_s=37$  et  $60^\circ\text{C}$  est plus rapide que celle du sang porcain sain, par exemple, le tableau IV.2 montre que le taux d'évaporation à  $T_s = 37^\circ\text{C}$  du PPB ( $-8,80 \times 10^{-4} \mu\text{l/s}$ ) est supérieur à celui du PHB ( $-8,49 \times 10^{-4} \mu\text{l/s}$ ). La hauteur moyenne relative, le volume et l'angle de contact de la goutte de sang de porc pathologique ont diminué plus rapidement que ceux de la goutte de sang de porc sain (Fig. IV.7).

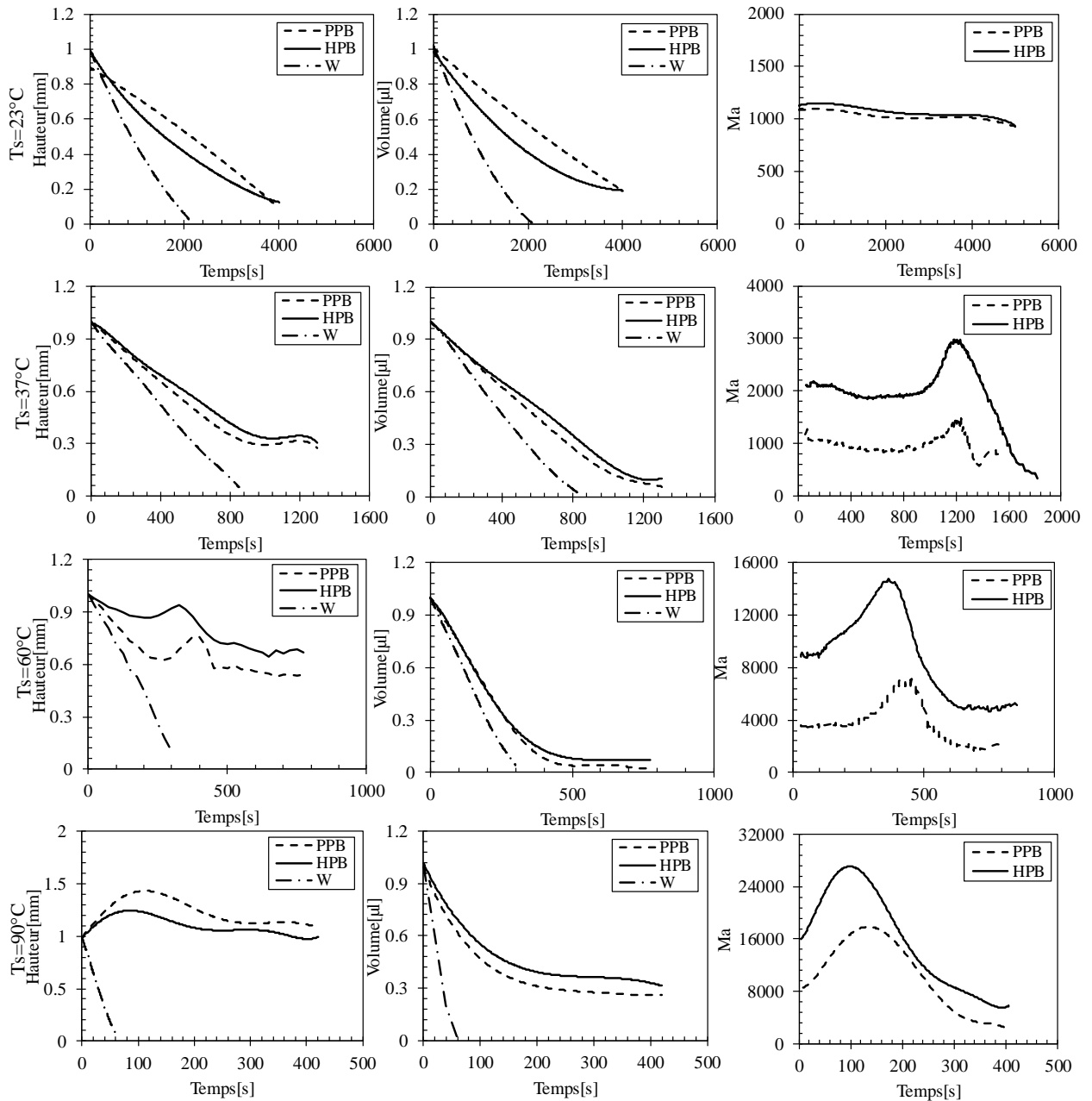


Fig. IV.7 Variation de la hauteur et du volume moyens relatifs et du nombre de Marangoni en fonction du temps pour des gouttes d'eau, de sang de porc sain et pathologique évaporées à  $T_s = 23, 37, 60$  et  $90^\circ\text{C}$ .

On peut remarquer que le comportement du sang pathologique est proche du comportement de l'eau en raison des maladies qui diminuent la proportion de globules rouges dans le sang et augmentent donc le pourcentage de plasma qui est composé de 90% d'eau. De plus, par

comparaison, on peut dire que le dépôt final induit, la hauteur et le volume moyen relatif des gouttelettes du sang de porc sain sont toujours supérieurs à ceux du sang de porc pathologique, ce qui peut être expliqué par la perte de globules rouges et de protéines entraînant un dépôt final plus faible ; l'eau s'évapore complètement et le dépôt final est formé principalement de globules rouges et de protéines.

À  $T_s = 90^\circ\text{C}$ , il en va de même pour la variation moyenne du volume relatif. Le comportement du sang porcine pathologique est proche de celui de l'eau, et le volume final du sang porcine sain est plus important que celui du sang porcine pathologique. En revanche, la hauteur relative moyenne du sang de porc sain est inférieure à celle du sang de porcine pathologique. Ceci est lié à la hauteur initiale moyenne des gouttelettes du sang de porcine sain, qui est plus élevée que celle du sang de porc pathologique (Fig. IV.8). En traçant les courbes moyennes, le même comportement a été constaté, et la hauteur moyenne des dépôts induits dans le sang porcine sain est supérieure à celle du sang porcine pathologique, comme le montre la Fig. IV.8.

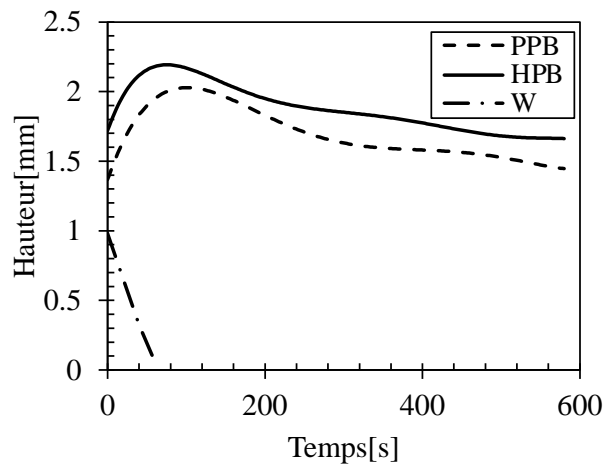


Fig. IV.8 Variation de la hauteur moyenne en fonction du temps d'évaporation pour des gouttelettes évaporées à  $T_s = 90^\circ\text{C}$ .

La hauteur moyenne relative du sang de porc sain atteint son maximum avant le sang de porc pathologique, comme on peut le constater sur les gouttes évaporées à  $T_s = 60$  et  $90^\circ\text{C}$ . Ceci est dû à une plus faible proportion de plasma dans le sang sain comparé au sang pathologique.

De ces observations expérimentales et en connaissant l'impact de la maladie sur la qualité sanguine, il est raisonnable de penser que cette méthode puisse être efficace pour établir la présence de cette pathologie.

Deux autres études statistiques ont été menées pour effectuer cette comparaison :

1- Dans la première étude, des différences significatives ont été constatées entre le sang porcain sain et pathologique en comparant les valeurs maximales et moyennes de  $Ma$  pour chaque température de surface entre les deux types de sang (voir Tableau. IV.1).

	Ts	HPB	PPB	P-value
$Ma_{max}$	23	1.71	1.07	$2.38 \times 10^{-2}$
	37	3.96	2.17	$1.23 \times 10^{-3}$
	60	15.52	7.53	$3.44 \times 10^{-5}$
	90	27.03	17.36	$2.15 \times 10^{-5}$
$Ma_{moyen}$	23	1.11	0.54	$3.04 \times 10^{-3}$
	37	1.95	0.97	$5.02 \times 10^{-4}$
	60	8.91	3.96	$1.07 \times 10^{-5}$
	90	11.36	6.95	$4.22 \times 10^{-3}$

*Tableau. IV.1 Différences significatives de  $Ma_{max}$  et  $Ma_{moyen}$  entre les deux groupes sanguins porcins.*

Ces deux paramètres ont des p-values inférieure à 0,05, ce qui indique qu'il existe une différence significative entre les deux types de sang. La p-value de  $Ma_{max}$  à  $T_s=23^\circ\text{C}$  est proche du niveau de signification (5%), il est donc préférable de choisir le paramètre  $Ma_{moyen}$  pour les études futures.

Ces résultats démontrent l'effet de la maladie sur l'évaporation du sang, avec des différences significatives entre le sang porcain sain et pathologique pour tous les  $T_s$ .

2- Les résultats précédents ont démontré des taux d'évaporation différents entre les différents  $T_s$  pour chaque type de sang (Fig. IV.9). Le taux d'évaporation augmente avec l'augmentation de  $T_s$ . Dans ce but, le taux d'évaporation a été tracé en fonction de  $T_s$  pour

ces trois fluides afin de comparer les différences pour chaque fluide entre les différents  $T_s$  et ensuite comparer les trois fluides pour chaque  $T_s$ .

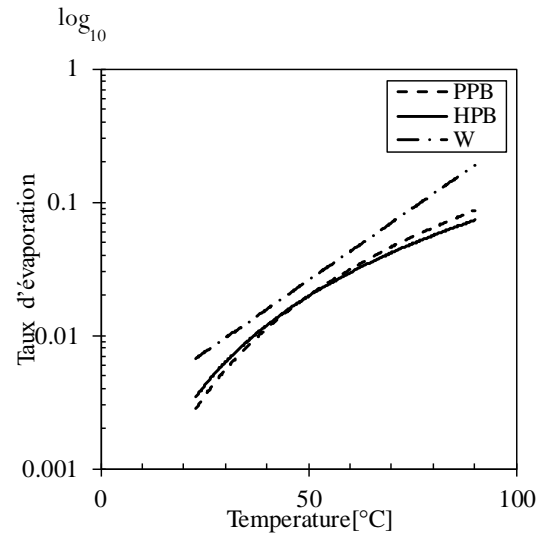


Fig. IV.9 Variation du taux d'évaporation des gouttelettes en fonction du temps.

Les valeurs sont très proches les unes des autres, ce qui nécessite une étude statistique pour analyser ces données.

À  $T_s=23^\circ\text{C}$ , des différences significatives ont été trouvées entre les trois fluides : PPB, HPB et W (Tableau. IV.2). Cependant, à d'autres  $T_s$ , des différences significatives ont été trouvées entre chaque sang et l'eau, mais pas entre eux : PPB et W, HPB et W.

Ts	Fluides	Moyenne	Differences significatives	P-value
23	PPB	$-2.13 \times 10^{-4}$	← ← ←	$1.19 \times 10^{-5}$
	HPB	$-3.60 \times 10^{-4}$		
	W	$-6.06 \times 10^{-4}$		
37	PPB	$-8.80 \times 10^{-4}$	← ← ←	$8.12 \times 10^{-4}$
	HPB	$-8.49 \times 10^{-4}$		
	W	$-1.33 \times 10^{-3}$		
60	PPB	$-2.62 \times 10^{-3}$	← ← ←	$2.75 \times 10^{-5}$
	HPB	$-2.61 \times 10^{-3}$		
	W	$-3.38 \times 10^{-3}$		
90	PPB	$-5.40 \times 10^{-3}$	← ← ←	$1.58 \times 10^{-6}$
	HPB	$-5.16 \times 10^{-3}$		
	W	$-2.03 \times 10^{-2}$		

Tableau. IV.2 Différences significatives dans les taux d'évaporation entre les trois fluides pour chaque Ts.

### 3.1.3. Comparaison entre les températures de surface

Trois études statistiques ont été menées pour montrer les différences entre chaque température de surface en utilisant  $Ma_{moyen}$ ,  $Ma_{max}$ , le temps spécifique ( $\tau$ ) et le taux d'évaporation :

1. Dans cette étude, des différences significatives ont été trouvées entre les classes de température pour le sang porcine pathologique : différences significatives dans les  $Ma$  moyen et maximum entre "23, 60 et 90°C", et "37, 60 et 90°C" (p-value =  $3.73 \times 10^{-12}$  and  $2.39 \times 10^{-9}$  respectivement)
2. Une autre étude a été réalisée en utilisant des temps spécifiques ( $\tau$ ) comme paramètre pour déterminer plus précisément en trouvant les différences significatives entre les différents Ts pour chaque groupe sanguin afin de déterminer les effets de l'augmentation des Ts sur l'évaporation de la goutte de sang porcine pathologique.

De très petites p-values ont été trouvées, ce qui signifie qu'il existe une différence significative entre les  $\bar{\tau}$  pour les trois classes de Ts (Tableau. IV.3).

Sang	Ts	$\bar{\tau}$	Differences significatives	p-value
PPB	37	0.81	←←←	1.94×10 <sup>-8</sup>
	60	0.59		
	90	0.27		

Tableau. IV.3 Différences significatives de  $\tau$  entre le sang Ts pour le sang porcin pathologique.

Ces résultats indiquent la présence de différences significatives entre tous les Ts pour le sang porcin pathologique.

Notons que  $\bar{\tau}$  est toujours plus faible pour le sang de porc sain que pour le sang de porc pathologique quel que soit le Ts, ce qui est dû au pourcentage de plasma plus élevé dans le sang pathologique qui prolonge la formation du dôme (voir Tableau III.1 du chapitre 3).

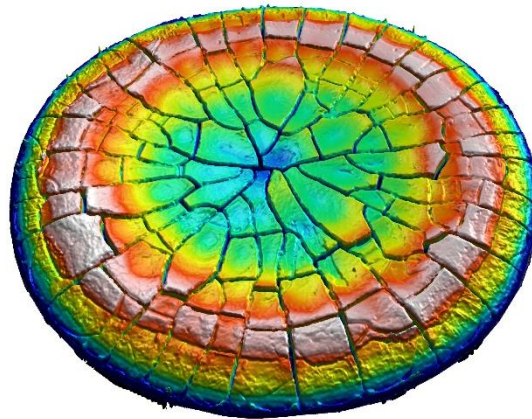
3. Dans cette étude, des différences significatives ont été trouvées dans le taux d'évaporation entre les différents Ts pour le sang porcin pathologique (Tableau. IV.4).

Taux d'évaporation	Température	Moyenne	Differences significatives	p-value
PPB	23	-2.58×10 <sup>-3</sup>	←←←	4.79×10 <sup>-8</sup>
	37	-1.06×10 <sup>-2</sup>		
	60	-3.25×10 <sup>-2</sup>		
	90	-8.03×10 <sup>-2</sup>		

Tableau. IV.4 Différences significatives dans les taux d'évaporation du sang Ts pour le sang porcin pathologique.

### 3.2. Partie topographique :

Des paramètres topographiques (36 paramètres de rugosité) ont été extraits à partir des images 3D (Fig. IV.11) à l'aide du logiciel d'analyse topographique de Digital Surf (Mountains®).



*Fig. IV.10 Images 3D du dépôt final d'une gouttelette de sang porcin évaporée à  $T_s=23^\circ\text{C}$ .*

Les paramètres de rugosité sont divisés en 6 groupes :

- Hauteur : correspond à ceux qui déterminent l'axe perpendiculaire à la surface (axe Z).
- Fonctionnel : correspond à l'intégrale du rapport hauteur sur la surface totale (courbe d'Abbott-Firestone)
- Volume fonctionnel : correspond à l'intégrale du rapport de volume sur la surface totale (courbe d'Abbott-Firestone)
- Caractéristique : correspond aux paramètres qui identifient les pics et les creux significatifs.
- Espacement : correspond à des paramètres basés sur l'analyse spectrale.

### 3.3. Résultats et discussion

Les résultats sont divisés en deux parties. La première partie s'intéresse à l'effet de la température de surface sur les paramètres de rugosité. Dans la deuxième partie, trois comparaisons des paramètres de rugosité seront effectuées entre : le sang porcin sain et pathologique, le sang ovin et porcin sain, le sang sain (ovin et porcin) et pathologique (porcin).

#### 3.3.1. Caractérisation du sang

Des études statistiques ont été menées pour caractériser le sang porcin pathologique en traçant la variation de 33 paramètres de rugosité en fonction de la température de surface

et du volume des gouttelettes et en déterminant le coefficient de régression pour les courbes de régression linéaire.

Les résultats montrent la corrélation de 13 paramètres pour le sang porcin pathologique en fonction du volume et Ts (Fig. IV.5).

Type de paramètre	Paramètres de rugosité	R <sup>2</sup> (Paramètres vs Ts)	R <sup>2</sup> (Paramètres vs Ts and V)
Amplitude	Sa	0.78	0.78
	Sq	0.82	0.89
	Sz	0.89	0.90
	Sp	0.89	0.89
Volume fonctionnel	Vv	0.76	0.76
	Vmc	0.67	0.67
	Vvc	0.75	0.76
Motifs	S5p	0.62	0.62
	Sdv	0.62	0.64
Fonctionnel	Spk	0.92	0.92
	Svk	0.89	0.89
	Smc	0.75	0.75
	Smr2	0.70	0.70

*Tableau. IV.5 Coefficients de régression des courbes de variation des paramètres de rugosité pour le motif induit par l'évaporation de gouttes de sang porcin pathologique en fonction de Ts et Ts +V (13 paramètres).*

Afin de trouver la possibilité de créer une base de données générale pour le sang sain, les données des paramètres du sang sain porcin et ovin ont été fusionnées. La variation des paramètres en fonction de la température de surface a été ensuite tracée. Les coefficients de corrélation des courbes de régression ont été déterminés et les résultats montrent la corrélation de 12 paramètres pour les paramètres du sang sain (porcin + ovin), voir Tableau IV.6.

Type de paramètre	Paramètres de rugosité	R <sup>2</sup> (Paramètres vs Ts)	R <sup>2</sup> (Paramètres vs Ts and V)
Amplitude	Sa	0.76	0.82
	Sq	0.83	0.87
	Sz	0.87	0.91
	Sp	0.84	0.86
	Sv	0.64	0.75
Volume fonctionnel	Vv	0.81	0.84
	Vmc	0.66	0.76
	Vvc	0.81	0.83
Motifs	S10z	0.53	0.62
Fonctionnel	Sk	0.57	0.71
	Smc	0.80	0.83
	Svk	0.71	0.79

*Tableau. IV.6 Coefficients de régression des courbes de variation des paramètres de rugosité pour le motif induit par l'évaporation de gouttes de sang sain (ovin + porcin) en fonction de Ts et Ts +V (12 paramètres).*

Des études statistiques ont été réalisées en utilisant un test de type Tukey-Kramer pour effectuer la comparaison. La température de la surface joue un rôle important dans la géométrie du motif induit. En comparant les paramètres de rugosité sur différentes températures, des différences significatives ont été détectées pour de nombreux paramètres. Ces comparaisons montrent que les paramètres topographiques ont des valeurs spécifiques pour chaque température de surface où des différences ont été détectées pour chaque classe de Ts ce qui révèle la possibilité de prédiction de ces paramètres pour des gouttelettes connaissant les Ts et vice versa (Tableau IV.7).

Sang porcin pathologique		
Paramètres	Ts	Différence significative

Spk	23	←←←←
	37	
	60	
	90	
Sq	23	←←←←
	37	
	60	
	90	
Sz, Sp	23	←←←←
	37	
	60	
	90	
Svk, Smr2	23	←←←←
	37	
	60	
	90	
Sa, Smc, Vv, Vmc, Vvc, S5p	23	←←←←
	37	
	60	
	90	
Sdv	23	←←←←
	37	
	60	
	90	

Tableau. IV.7 Différences significatives entre les classes de température pour tous les paramètres du sang de porc pathologique.

### 3.3.2. Comparaison des différents sangs

Ces études montrent la présence de différences significatives entre les groupes sanguins en fonction des paramètres de rugosité pour chaque Ts. Dans ces études, 33 paramètres de rugosité ont été testés.

Deux comparaisons ont été faites entre :

- Sang porcin sain et pathologique
- Sang sain (ovin et porcin) et sang pathologique (Tableau IV.8)

De nombreux paramètres topographiques montrent des différences significatives entre les groupes sanguins pour tous les Ts.

Ts	Sang porcin Sain ≠ Pathologique	Sang sain ≠ Sang pathologique
23	<u>Sa, Sq, Smc</u> , Sal, <u>Vv, Vvc</u> , Vvv, S10z, S5v, Sdv, Sk, <u>Spk, Svk</u>	Sha, Sk, <u>Spk</u>
37	<u>Sa, Sq, Ssk, Sku, Smc, Sxp</u> , Vm, <u>Vv, Vmp, Vmc, Vvc</u> , Vvv, Spd, <u>S5p, S5v, Svk</u>	<u>Sa, Sq, Ssk, Sku, Smc, Sxp</u> , <u>Vv, Vmc, Vvc</u> , Vvv, Spd, S10z, S5v, Sda, Sk, Spk, Svk
60	<u>Sa, Sq, Sz, Sp, Vm, Vmp</u> , S10z, <u>S5p, S5v, Svk</u>	<u>Sa, Sq, Sz, Sp, Sv, Smc, Str</u> , <u>Vv, Vmc, Vvc, S10z, S5p</u> , S5v, <u>Sk, Svk</u> , Smr1
90	<u>Sa, Sq, Sz, Sv, Ssk, Sku, Sal</u> , <u>Vmc, Vvv, Spd, S5v, Sha</u> , Sk, <u>Svk</u>	<u>Sa, Sq, Sz, Sv, Ssk, Sku</u> , Smr, Sxp, Sal, Str, Vm, Vmp, <u>Vmc, S10z, S5v, Sda, Sha</u> , Shv, Sk, <u>Svk</u> , Smr2

*Tableau. IV.8 Différences entre : le sang porcin sain et pathologique - le sang pathologique (porcin) et sain (ovin et porcin) à l'aide de paramètres topographiques à différentes températures de surface.*

Enfin, nous avons choisi des paramètres corrélés à la température et au volume (paramètres soulignés dans le Tableau IV.8) et qui sont commun entre les différents types de sang, les autres paramètres omis de l'étude sont : Sa, Sq, Sz, Sp, Vv, Vmc, Vvc, S10z, S5p, Spk , Svk, Smc.

### 4. Conclusion :

Plusieurs études ont été réalisées sur des gouttes de sang porcin sain et pathologique évaporées à différentes températures de surface. L'effet de la température de surface a été démontré pour le sang porcin pathologique en traçant la variation des paramètres des gouttelettes en fonction du temps d'évaporation. On a constaté que deux phénomènes d'évaporation dépendaient de la température de surface et des études statistiques ont été réalisées montrant des différences significatives dans les paramètres entre les classes de température. En outre, des différences significatives des paramètres Ma entre les deux types de sang pour toutes les surfaces de température ont été démontrées et il a été prouvé que ces différences étaient liées à la pathologie en comparant les résultats avec ceux issus de 20 gouttelettes d'eau.

Les motifs induits de l'évaporation des gouttes de sang porcin pathologique ont été topographiquement cartographié à l'aide d'un dispositif optique basé sur la méthode de variation de focus. L'étude topographique de tous les motifs induits a été réalisée en extrayant les paramètres de rugosité et de motif puis en sélectionnant 13 paramètres bien corrélés avec la température de surface et le volume de gouttelettes pour caractériser le sang porcin pathologique afin de comparer ces paramètres avec ceux d'autres types de sang et de trouver les différences entre eux. Des différences significatives ont été trouvées entre les classes de température pour de nombreux paramètres, indiquant la possibilité de prédire la température d'évaporation d'une goutte à partir des paramètres topographiques des modèles induits de goutte évaporée. En plus, des différences significatives ont été trouvées entre les différents types de sang, Les données de cette étude devraient servir de base à une vérification et une validation à grande échelle.

Ces nouvelles méthodes donnent de bons résultats préliminaires démontrant que les différences entre les deux types de sang sont liées à la maladie et ouvrent la voie au développement d'une nouvelle méthodologie d'aide à la décision médicale et à la détection des pathologies.

# **Conclusion générale et perspectives**

Dans ce travail de recherche expérimentale, différentes méthodes ont été développées pour, d'une part, étudier l'évaporation des gouttelettes sessiles de sang en fonction de la variation de la température de la surface, et d'autre part, le développement d'une nouvelle méthode d'aide au diagnostic médicale. La technique de microscopie optique a été utilisée pour étudier le mouvement des composants de sang dans les gouttelettes ainsi que la formation de leur motif. La thermographie infrarouge a été utilisée pour étudier le schéma d'écoulement thermique des gouttelettes. La technique de variation de focus a été utilisée pour cartographier le dépôt final et déterminer des motifs laissés après l'évaporation complète. La méthode Tukey-Kramer a été utilisée pour montrer les différences significatives des paramètres thermiques, fluidiques et topographiques entre les différentes classes de températures. Cette méthode est également utilisée pour comparer les différents types de sang.

Dans le chapitre II, dont le but est de développer la méthode, la dynamique d'évaporation des gouttes de sang ovin est étudiée et les motifs induits sont analysés topographiquement. L'analyse a été effectuée en utilisant des méthodes optiques et infrarouges ainsi qu'une méthode topographique. L'analyse s'intéresse d'abord à l'effet de la température de surface sur la dynamique d'évaporation puis sur la compréhension de la formation des différents motifs après évaporation des gouttes de sang à partir du calcul du nombre de Marangoni. A partir de ce nombre et des paramètres fluidiques, nous avons classé les essais en deux catégories de motifs correspondant à deux phénomènes d'évaporation différents induits par l'effet Marangoni thermique. Ensuite, l'analyse a porté sur l'étude topographique en mesurant les paramètres topographiques (rugosité et motifs) des dépôts induits par l'évaporation des gouttes. Cette analyse permet de caractériser le sang à partir de paramètres topographiques. De plus, l'étude statistique a montré une corrélation entre les paramètres topographiques et la température de surface, et des différences significatives pour chaque paramètre selon chaque groupe de température, ce qui nous aide à prédire le dépôt induit connaissant la température de surface et réciproquement.

Le but du chapitre III est de valider la méthode utilisée dans le chapitre II en étudiant un autre type de sang (porcin). La dynamique d'évaporation du sang porcin montre un

comportement similaire à celui du sang ovin. Dans la partie fluïdique, une analyse comparative des effets des températures de surface a été faite, montrant des différences significatives pour les paramètres fluïdiques ( $Ma$  moyen,  $Ma$  max,  $\bar{\tau}$  et taux d'évaporation) entre les classes de température de surface et la différence entre le sang sain ovin et le sang porcin. Dans la partie topographique, nous avons tout d'abord caractérisé le sang porcin en mesurant les paramètres de rugosité. Ensuite, nous avons réalisé des études statistiques en utilisant un test de type Tukey-Kramer pour effectuer la comparaison entre les classes de températures pour le sang porcin et comparer les deux types de sang pour différentes températures d'évaporation. Des différences significatives ont été détectées pour de nombreux paramètres, ce qui nous aide à prédire le dépôt induit connaissant la température de surface et réciproquement. En outre, de nombreux paramètres montrent une différence entre les deux types de sang.

Le chapitre IV est une preuve de concept. Il s'agit d'utiliser cette méthodologie pour comparer les résidus d'évaporation d'un sang sain et d'un sang porcin (glomérulonéphrite). La dynamique d'évaporation du sang pathologique est semblable aux autres types de sang étudiés précédemment. Dans la partie fluïdique, cinq études statistiques ont été réalisées. La première étude consiste à trouver des différences significatives entre le sang porcin sain et pathologique en comparant les valeurs maximales et moyennes de  $Ma$ . Des différences significatives pour tous les classes de température ont été trouvées. La deuxième étude montre une différence significative en comparant le taux d'évaporation pour  $T_s = 23^\circ\text{C}$  pour les deux types de sang et des différences non significatives pour les autres  $T_s$ . Les trois autres études montrent des différences significatives dans les paramètres fluïdiques et thermiques entre les différents  $T_s$  pour le sang porcin pathologique. Dans la partie topographique, nous avons tout d'abord caractérisé le sang porcin pathologique en mesurant les paramètres de rugosité. Des études statistiques ont été réalisées pour effectuer la comparaison. La première montre des différences significatives de ces paramètres entre les différents  $T_s$  ce qui révèle la possibilité de prédiction de ces paramètres pour des gouttelettes connaissant les  $T_s$  et inversement. La deuxième montre des différences entre : le sang porcin sain et pathologique - le sang pathologique (porcin) et sain (ovin et porcin) à l'aide de paramètres topographiques à différentes températures de surface. Ce chapitre

démontre que les différences entre les deux types de sang sont liées à la maladie et ouvrent la voie au développement d'une nouvelle méthodologie d'aide au diagnostic médical.

L'application de cette méthodologie appliquée à d'autres liquides biologiques, par exemple la salive et l'urine, est également d'un grand intérêt. Le développement ultérieur de cette technologie nécessite la création d'un dispositif pour un contrôle rapide du niveau de santé de la population et permettre des diagnostics rapides, ce qui est pratique en utilisation à domicile.

En plus, les données expérimentales (thermiques et topographiques) ont été utilisées dans le but de développer un outil numérique basé sur l'intelligence artificielle. Ce travail a été réalisé en collaboration avec le laboratoire IEMN. Des premiers résultats prometteurs ont été obtenus mais doivent être confortés par l'ajout de nouvelles études et essais sur des différents types de sang.

Les données hématologiques des deux sangs utilisés dans le chapitre IV auraient été intéressantes afin de corréliser les motifs aux paramètres biologiques. Les résultats présentés donnent beaucoup d'importance au nombre de Marangoni qui est certes un paramètre physique intervenant lors de l'évaporation d'une goutte ; pour autant, dans le cas de gouttes de sang animal, il serait pertinent de rapprocher les observations à minima de bilans hématologiques et éventuellement biochimiques. Pour cela, il aura une suite de ce travail en utilisant une machine d'acquisition hématologique.

## Références :

- [1] H.M. Gorr, J.M. Zueger, D.R. McAdams, J.A. Barnard, Salt-induced pattern formation in evaporating droplets of lysozyme solutions, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 103 (2013) 59–66. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2012.09.043>.
- [2] A. Kovács, A. Vértesy, L. Szalai, S. Adámi, L. Urbancsek, Z. Simon, G. Németh, J.M. Takács, A New Technique for Diagnosing Cancer by Inspecting Blood Serum, in: P. Skehan, S.J. Friedman (Eds.), *Growth, Cancer, and the Cell Cycle: The Molecular, Cellular, and Developmental Biology*, Humana Press, Totowa, NJ, 1984: pp. 307–314. [https://doi.org/10.1007/978-1-4612-5178-1\\_27](https://doi.org/10.1007/978-1-4612-5178-1_27).
- [3] T.A. Yakhno, V.G. Yakhno, A.G. Sanin, O.A. Sanina, A.S. Pelyushenko, N.A. Egorova, I.G. Terentiev, S.V. Smetanina, O.V. Korochkina, E.V. Yashukova, The informative-capacity phenomenon of drying drops, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 24 (2005) 96–104. <https://doi.org/10.1109/MEMB.2005.1411354>.
- [4] M. Parsa, S. Harmand, K. Sefiane, M. Bigerelle, R. Deltombe, Effect of Substrate Temperature on Pattern Formation of Nanoparticles from Volatile Drops, *Langmuir*. 31 (2015) 3354–3367. <https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.5b00362>.
- [5] S. David, K. Sefiane, L. Tadrist, Experimental investigation of the effect of thermal properties of the substrate in the wetting and evaporation of sessile drops, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 298 (2007) 108–114. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2006.12.018>.
- [6] B. Sobac, D. Brutin, Triple-Line Behavior and Wettability Controlled by Nanocoated Substrates: Influence on Sessile Drop Evaporation, *Langmuir*. 27 (2011) 14999–15007. <https://doi.org/10.1021/la203681j>.
- [7] B. Sobac, D. Brutin, Thermal effects of the substrate on water droplet evaporation, *Phys. Rev. E*. 86 (2012) 021602. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.86.021602>.
- [8] A. Bar-Cohen, M. Arik, M. Ohadi, Direct Liquid Cooling of High Flux Micro and Nano Electronic Components, *Proc. IEEE*. 94 (2006) 1549–1570. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2006.879791>.
- [9] H.M. Gorr, J.M. Zueger, D.R. McAdams, J.A. Barnard, Salt-induced pattern formation in evaporating droplets of lysozyme solutions, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 103 (2013) 59–66. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2012.09.043>.
- [10] T. Yakhno, Salt-induced protein phase transitions in drying drops, *Journal of Colloid and Interface Science*. 318 (2008) 225–230. <https://doi.org/10.1016/j.jcis.2007.10.020>.
- [11] B. Dan, T.B. Wingfield, J.S. Evans, F. Mirri, C.L. Pint, M. Pasquali, I.I. Smalyukh, Templating of Self-Alignment Patterns of Anisotropic Gold Nanoparticles on Ordered SWNT Macrostructures, *ACS Appl. Mater. Interfaces*. 3 (2011) 3718–3724. <https://doi.org/10.1021/am2009019>.

- [12] H. Sirringhaus, T. Kawase, R.H. Friend, T. Shimoda, M. Inbasekaran, W. Wu, E.P. Woo, High-Resolution Inkjet Printing of All-Polymer Transistor Circuits, 290 (2000) 5.
- [13] T. Kawase, H. Sirringhaus, R.H. Friend, T. Shimoda, Inkjet Printed Via-Hole Interconnections and Resistors for All-Polymer Transistor Circuits, (n.d.) 5.
- [14] B.-J. de Gans, P.C. Duineveld, U.S. Schubert, Inkjet Printing of Polymers: State of the Art and Future Developments, *Adv. Mater.* 16 (2004) 203–213. <https://doi.org/10.1002/adma.200300385>.
- [15] R.G. Picknett, R. Bexon, The evaporation of sessile or pendant drops in still air, *Journal of Colloid and Interface Science.* 61 (1977) 336–350. [https://doi.org/10.1016/0021-9797\(77\)90396-4](https://doi.org/10.1016/0021-9797(77)90396-4).
- [16] J. Crank, *The mathematics of diffusion*, 2. ed., reprint, Clarendon Press, Oxford, 1976.
- [17] H. Hu, R.G. Larson, Evaporation of a Sessile Droplet on a Substrate, *J. Phys. Chem. B.* 106 (2002) 1334–1344. <https://doi.org/10.1021/jp0118322>.
- [18] M.E.R. Shanahan, Simple Theory of “Stick-Slip” Wetting Hysteresis, *Langmuir.* 11 (1995) 1041–1043. <https://doi.org/10.1021/la00003a057>.
- [19] A. Askounis, K. Sefiane, V. Koutsos, M.E.R. Shanahan, The effect of evaporation kinetics on nanoparticle structuring within contact line deposits of volatile drops, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects.* 441 (2014) 855–866. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2012.10.017>.
- [20] D. Orejon, K. Sefiane, M.E.R. Shanahan, Stick–Slip of Evaporating Droplets: Substrate Hydrophobicity and Nanoparticle Concentration, *Langmuir.* 27 (2011) 12834–12843. <https://doi.org/10.1021/la2026736>.
- [21] A. Askounis, Surface nano-patterning using the coffee-stain effect, (n.d.) 163.
- [22] W. Sempels, R. De Dier, H. Mizuno, J. Hofkens, J. Vermant, Auto-production of biosurfactants reverses the coffee ring effect in a bacterial system, *Nat Commun.* 4 (2013) 1757. <https://doi.org/10.1038/ncomms2746>.
- [23] H. Hu, R.G. Larson, Analysis of the Microfluid Flow in an Evaporating Sessile Droplet, *Langmuir.* 21 (2005) 3963–3971. <https://doi.org/10.1021/la047528s>.
- [24] R.D. Deegan, O. Bakajin, T.F. Dupont, G. Huber, S.R. Nagel, T.A. Witten, Capillary flow as the cause of ring stains from dried liquid drops, *Nature.* 389 (1997) 827–829. <https://doi.org/10.1038/39827>.
- [25] X. Zhong, A. Crivoi, F. Duan, Sessile nanofluid droplet drying, *Advances in Colloid and Interface Science.* 217 (2015) 13–30. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2014.12.003>.
- [26] K. Sefiane, Patterns from drying drops, *Advances in Colloid and Interface Science.* 206 (2014) 372–381. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2013.05.002>.

- [27] R. Chen, L. Zhang, D. Zang, W. Shen, Wetting and Drying of Colloidal Droplets: Physics and Pattern Formation, in: M.M. Rahman, A.M. Asiri (Eds.), *Advances in Colloid Science*, InTech, 2016. <https://doi.org/10.5772/65301>.
- [28] K.H. Kang, H.C. Lim, H.W. Lee, S.J. Lee, Evaporation-induced saline Rayleigh convection inside a colloidal droplet, *Physics of Fluids*. 25 (2013) 042001. <https://doi.org/10.1063/1.4797497>.
- [29] M. Parsa, S. Harmand, K. Sefiane, M. Bigerelle, R. Deltombe, Effect of Substrate Temperature on Pattern Formation of Nanoparticles from Volatile Drops, *Langmuir*. 31 (2015) 3354–3367. <https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.5b00362>.
- [30] Y. Zhang, Y. Qian, Z. Liu, Z. Li, D. Zang, Surface wrinkling and cracking dynamics in the drying of colloidal droplets, *Eur. Phys. J. E*. 37 (2014) 84. <https://doi.org/10.1140/epje/i2014-14084-3>.
- [31] J.-H. Kim, S.-B. Park, J.H. Kim, W.-C. Zin, Polymer Transports Inside Evaporating Water Droplets at Various Substrate Temperatures, *J. Phys. Chem. C*. 115 (2011) 15375–15383. <https://doi.org/10.1021/jp202429p>.
- [32] C.C. Annarelli, J. Fornazero, J. Bert, J. Colombani, Crack patterns in drying protein solution drops, *The European Physical Journal E*. 5 (2001) 599–603. <https://doi.org/10.1007/s101890170043>.
- [33] D. Brutin, B. Sobac, B. Loquet, J. Sampol, Pattern formation in drying drops of blood, *J. Fluid Mech.* 667 (2011) 85–95. <https://doi.org/10.1017/S0022112010005070>.
- [34] Á.G. Marín, H. Gelderblom, D. Lohse, J.H. Snoeijer, Order-to-Disorder Transition in Ring-Shaped Colloidal Stains, *Phys. Rev. Lett.* 107 (2011) 085502. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.107.085502>.
- [35] C. Monteux, F. Lequeux, Packing and Sorting Colloids at the Contact Line of a Drying Drop, *Langmuir*. 27 (2011) 2917–2922. <https://doi.org/10.1021/la104055j>.
- [36] C.N. Hoth, P. Schilinsky, S.A. Choulis, C.J. Brabec, Printing Highly Efficient Organic Solar Cells, *Nano Lett.* 8 (2008) 2806–2813. <https://doi.org/10.1021/nl801365k>.
- [37] K.C. Grabar, R.G. Freeman, Preparation and Characterization Monolayers, (n.d.) 9.
- [38] V. Dugas, J. Broutin, E. Souteyrand, Droplet Evaporation Study Applied to DNA Chip Manufacturing, *Langmuir*. 21 (2005) 9130–9136. <https://doi.org/10.1021/la050764y>.
- [39] J. Park, J. Moon, Control of Colloidal Particle Deposit Patterns within Picoliter Droplets Ejected by Ink-Jet Printing, *Langmuir*. 22 (2006) 3506–3513. <https://doi.org/10.1021/la053450j>.
- [40] R.D. Deegan, O. Bakajin, T.F. Dupont, G. Huber, S.R. Nagel, T.A. Witten, Contact line deposits in an evaporating drop, *Phys. Rev. E*. 62 (2000) 756–765. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.62.756>.

- [41] H. Hu, R.G. Larson, Marangoni Effect Reverses Coffee-Ring Depositions, *J. Phys. Chem. B.* 110 (2006) 7090–7094. <https://doi.org/10.1021/jp0609232>.
- [42] M. Majumder, C.S. Rendall, J.A. Eukel, J.Y.L. Wang, N. Behabtu, C.L. Pint, T.-Y. Liu, A.W. Orbaek, F. Mirri, J. Nam, A.R. Barron, R.H. Hauge, H.K. Schmidt, M. Pasquali, Overcoming the “Coffee-Stain” Effect by Compositional Marangoni-Flow-Assisted Drop-Drying, *J. Phys. Chem. B.* 116 (2012) 6536–6542. <https://doi.org/10.1021/jp3009628>.
- [43] A.K. Thokchom, Q. Zhou, D.-J. Kim, D. Ha, T. Kim, Characterizing self-assembly and deposition behavior of nanoparticles in inkjet-printed evaporating droplets, *Sensors and Actuators B: Chemical.* 252 (2017) 1063–1070. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2017.06.045>.
- [44] D.M. Kuncicky, O.D. Velev, Surface-Guided Templating of Particle Assemblies Inside Drying Sessile Droplets †, *Langmuir.* 24 (2008) 1371–1380. <https://doi.org/10.1021/la702129b>.
- [45] J.R. Moffat, K. Sefiane, M.E.R. Shanahan, Effect of TiO<sub>2</sub> Nanoparticles on Contact Line Stick–Slip Behavior of Volatile Drops, *J. Phys. Chem. B.* 113 (2009) 8860–8866. <https://doi.org/10.1021/jp902062z>.
- [46] R. Bhardwaj, X. Fang, P. Somasundaran, D. Attinger, Self-Assembly of Colloidal Particles from Evaporating Droplets: Role of DLVO Interactions and Proposition of a Phase Diagram, *Langmuir.* 26 (2010) 7833–7842. <https://doi.org/10.1021/la9047227>.
- [47] T.P. Bigioni, X.-M. Lin, T.T. Nguyen, E.I. Corwin, T.A. Witten, H.M. Jaeger, Kinetically driven self assembly of highly ordered nanoparticle monolayers, *Nature Mater.* 5 (2006) 265–270. <https://doi.org/10.1038/nmat1611>.
- [48] Y. Li, Q. Yang, M. Li, Y. Song, Rate-dependent interface capture beyond the coffee-ring effect, *Sci Rep.* 6 (2016) 24628. <https://doi.org/10.1038/srep24628>.
- [49] R.D. Deegan, Pattern formation in drying drops, *Phys. Rev. E.* 61 (2000) 475–485. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.61.475>.
- [50] L. Pauchard, F. Parisse, C. Allain, Influence of salt content on crack patterns formed through colloidal suspension desiccation, *Phys. Rev. E.* 59 (1999) 3737–3740. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.59.3737>.
- [51] H. Kim, F. Boulogne, E. Um, I. Jacobi, E. Button, H.A. Stone, Controlled Uniform Coating from the Interplay of Marangoni Flows and Surface-Adsorbed Macromolecules, *Phys. Rev. Lett.* 116 (2016) 124501. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.116.124501>.
- [52] C. Seo, D. Jang, J. Chae, S. Shin, Altering the coffee-ring effect by adding a surfactant-like viscous polymer solution, *Sci Rep.* 7 (2017) 500. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-00497-x>.
- [53] D. Orejon, A Study of Nanosuspension Droplets Free Evaporation and Electrowetting, (n.d.) 175.

- [54] K. Sefiane, On the role of structural disjoining pressure and contact line pinning in critical heat flux enhancement during boiling of nanofluids, *Appl. Phys. Lett.* 89 (2006) 044106. <https://doi.org/10.1063/1.2222283>.
- [55] M. Anyfantakis, D. Baigl, Manipulating the Coffee-Ring Effect: Interactions at Work, *ChemPhysChem.* 16 (2015) 2726–2734. <https://doi.org/10.1002/cphc.201500410>.
- [56] J. Wu, J. Xia, W. Lei, B. Wang, Generation of the smallest coffee-ring structures by solute crystallization reaction on a hydrophobic surface, *RSC Adv.* 3 (2013) 5328. <https://doi.org/10.1039/c3ra40465j>.
- [57] C.A. Ward, F. Duan, Turbulent transition of thermocapillary flow induced by water evaporation, *Phys. Rev. E.* 69 (2004) 056308. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.69.056308>.
- [58] J.R. Moffat, K. Sefiane, M.E.R. Shanahan, Nanofluid Droplet Evaporation Kinetics and Wetting Dynamics on Flat Substrates, *JNanoR.* 7 (2009) 75–80. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JNanoR.7.75>.
- [59] E. Adachi, A.S. Dimitrov, K. Nagayama, Stripe Patterns Formed on a Glass Surface during Droplet Evaporation, *Langmuir.* 11 (1995) 1057–1060. <https://doi.org/10.1021/la00004a003>.
- [60] E. Pauliac-Vaujour, P. Moriarty, Meniscus-Mediated Organization of Colloidal Nanoparticles, *J. Phys. Chem. C.* 111 (2007) 16255–16260. <https://doi.org/10.1021/jp074152t>.
- [61] E. Pauliac-Vaujour, A. Stannard, C.P. Martin, M.O. Blunt, I. Nottingher, P.J. Moriarty, I. Vancea, U. Thiele, Fingering Instabilities in Dewetting Nanofluids, *Phys. Rev. Lett.* 100 (2008) 176102. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.100.176102>.
- [62] I. Vancea, U. Thiele, E. Pauliac-Vaujour, A. Stannard, C.P. Martin, M.O. Blunt, P.J. Moriarty, Front instabilities in evaporatively dewetting nanofluids, *Phys. Rev. E.* 78 (2008) 041601. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.78.041601>.
- [63] A. Crivoi, F. Duan, Evaporation-Induced Branched Structures from Sessile Nanofluid Droplets, *J. Phys. Chem. C.* 117 (2013) 7835–7843. <https://doi.org/10.1021/jp312021w>.
- [64] R. De Dier, W. Sempels, J. Hofkens, J. Vermant, Thermocapillary Fingering in Surfactant-Laden Water Droplets, *Langmuir.* 30 (2014) 13338–13344. <https://doi.org/10.1021/la503655j>.
- [65] A.M. Cazabat, F. Heslot, S.M. Troian, P. Carles, Fingering instability of thin spreading films driven by temperature gradients, *Nature.* 346 (1990) 824–826. <https://doi.org/10.1038/346824a0>.
- [66] F. Melo, J.F. Joanny, S. Fauve, Fingering instability of spinning drops, *Phys. Rev. Lett.* 63 (1989) 1958–1961. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.63.1958>.

- [67] B.D. Edmonstone, O.K. Matar, R.V. Craster, Surfactant-induced fingering phenomena in thin film flow down an inclined plane, *Physica D: Nonlinear Phenomena*. 209 (2005) 62–79. <https://doi.org/10.1016/j.physd.2005.06.014>.
- [68] B.M. Weon, J.H. Je, Fingering inside the coffee ring, *Phys. Rev. E*. 87 (2013) 013003. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.87.013003>.
- [69] W. Bou Zeid, J. Vicente, D. Brutin, Influence of evaporation rate on cracks' formation of a drying drop of whole blood, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 432 (2013) 139–146. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2013.04.044>.
- [70] R. Chen, L. Zhang, D. Zang, W. Shen, Blood drop patterns: Formation and applications, *Advances in Colloid and Interface Science*. 231 (2016) 1–14. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2016.01.008>.
- [71] K. Sefiane, On the Formation of Regular Patterns from Drying Droplets and Their Potential Use for Bio-Medical Applications, *J Bionic Eng.* 7 (2010) S82–S93. [https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(09\)60221-3](https://doi.org/10.1016/S1672-6529(09)60221-3).
- [72] B. Sobac, D. Brutin, Desiccation of a sessile drop of blood: Cracks, folds formation and delamination, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 448 (2014) 34–44. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2014.01.076>.
- [73] V.R. Dugyala, H. Lama, D.K. Satapathy, M.G. Basavaraj, Role of particle shape anisotropy on crack formation in drying of colloidal suspension, *Sci Rep.* 6 (2016) 30708. <https://doi.org/10.1038/srep30708>.
- [74] L. Bahmani, M. Neysari, M. Maleki, The study of drying and pattern formation of whole human blood drops and the effect of thalassaemia and neonatal jaundice on the patterns, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 513 (2017) 66–75. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2016.10.065>.
- [75] Yu.Yu. Tarasevich, I.V. Vodolazskaya, O.P. Bondarenko, Modeling of spatial–temporal distribution of the components in the drying sessile droplet of biological fluid, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 432 (2013) 99–103. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2013.04.069>.
- [76] T.A. Yakhno, V.V. Kazakov, O.A. Sanina, A.G. Sanin, V.G. Yakhno, Drops of biological fluids drying on a hard substrate: Variation of the morphology, weight, temperature, and mechanical properties, *Tech. Phys.* 55 (2010) 929–935. <https://doi.org/10.1134/S1063784210070030>.
- [77] Yu.Yu. Tarasevich, A.K. Ayupova, Effect of diffusion on the separation of components in a biological fluid upon wedge-shaped dehydration, *Tech. Phys.* 48 (2003) 535–540. <https://doi.org/10.1134/1.1576463>.
- [78] M.E. Buzoverya, Yu.P. Shcherbak, I.V. Shishpor, Experimental investigation of the serum albumin fascia microstructure, *Tech. Phys.* 57 (2012) 1270–1276. <https://doi.org/10.1134/S1063784212090071>.

- [79] G. Chen, G. J. Mohamed, Complex protein patterns formation via salt-induced self-assembly and droplet evaporation, *Eur. Phys. J. E.* 33 (2010) 19–26. <https://doi.org/10.1140/epje/i2010-10649-4>.
- [80] T.A. Yakhno, Complex Pattern Formation in Sessile Droplets of Protein-Salt Solutions with Low Protein Content. What Substance Fabricates These Patterns?, *PC.* 1 (2012) 10–13. <https://doi.org/10.5923/j.pc.20110101.02>.
- [81] T.A. Yakhno, Sodium chloride crystallization from drying drops of albumin–salt solutions with different albumin concentrations, *Tech. Phys.* 60 (2015) 1601–1608. <https://doi.org/10.1134/S1063784215110262>.
- [82] X. Zhong, J. Ren, F. Duan, Wettability Effect on Evaporation Dynamics and Crystalline Patterns of Sessile Saline Droplets, *J. Phys. Chem. B.* 121 (2017) 7924–7933. <https://doi.org/10.1021/acs.jpcc.7b03690>.
- [83] M.D. Choudhury, T. Dutta, S. Tarafdar, Pattern formation in droplets of starch gels containing NaCl dried on different surfaces, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects.* 432 (2013) 110–118. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2013.04.064>.
- [84] A. Giri, M. Dutta Choudhury, T. Dutta, S. Tarafdar, Multifractal Growth of Crystalline NaCl Aggregates in a Gelatin Medium, *Crystal Growth & Design.* 13 (2013) 341–345. <https://doi.org/10.1021/cg301499b>.
- [85] J.-N. Tisserant, G. Wicht, O.F. Göbel, E. Bocek, G.-L. Bona, T. Geiger, R. Hany, R. Mezzenga, S. Partel, P. Schmid, W.B. Schweizer, J. Heier, Growth and Alignment of Thin Film Organic Single Crystals from Dewetting Patterns, *ACS Nano.* 7 (2013) 5506–5513. <https://doi.org/10.1021/nn401679s>.
- [86] S. Wolfram, M. Gad-el-Hak, A New Kind of Science, *Applied Mechanics Reviews.* 56 (2003) B18. <https://doi.org/10.1115/1.1553433>.
- [87] N. Shahidzadeh, M.F.L. Schut, J. Desarnaud, M. Prat, D. Bonn, Salt stains from evaporating droplets, *Sci Rep.* 5 (2015) 10335. <https://doi.org/10.1038/srep10335>.
- [88] N. Shahidzadeh-Bonn, S. Rafai, D. Bonn, G. Wegdam, Salt Crystallization during Evaporation: Impact of Interfacial Properties, *Langmuir.* 24 (2008) 8599–8605. <https://doi.org/10.1021/la8005629>.
- [89] S. Bhattacharyya, Pattern Formation in Drying Drops of Colloidal Copper Sulphate Solution on Glass Surface, *Journal of Surface Science and Technology.* 32 (2016).
- [90] S. Tarafdar, Y.Yu. Tarasevich, M. Dutta Choudhury, T. Dutta, D. Zang, Droplet Drying Patterns on Solid Substrates: From Hydrophilic to Superhydrophobic Contact to Levitating Drops, *Advances in Condensed Matter Physics.* 2018 (2018) 1–24. <https://doi.org/10.1155/2018/5214924>.
- [91] A. Crivoi, F. Duan, Fingering structures inside the coffee-ring pattern, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects.* 432 (2013) 119–126. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2013.04.051>.

- [92] Y.-F. Li, Y.-J. Sheng, H.-K. Tsao, Evaporation Stains: Suppressing the Coffee-Ring Effect by Contact Angle Hysteresis, *Langmuir*. 29 (2013) 7802–7811. <https://doi.org/10.1021/la400948e>.
- [93] T.A.H. Nguyen, M.A. Hampton, A.V. Nguyen, Evaporation of Nanoparticle Droplets on Smooth Hydrophobic Surfaces: The Inner Coffee Ring Deposits, *J. Phys. Chem. C*. 117 (2013) 4707–4716. <https://doi.org/10.1021/jp3126939>.
- [94] M.E. Buzoverya, Yu.P. Shcherbak, I.V. Shishpor, Quantitative estimation of the microstructural inhomogeneity of biological fluid facies, *Tech. Phys.* 59 (2014) 1550–1555. <https://doi.org/10.1134/S1063784214100119>.
- [95] Les leucémies, leurs traitements | Gaël Adolescent Espoir Leucémie, (n.d.). [https://www.association-gael.org/?page\\_id=30](https://www.association-gael.org/?page_id=30) (accessed September 6, 2022).
- [96] B. Alberts, A. Johnson, J. Lewis, D. Morgan, M. Raff, K. Roberts, P. Walter, J. Wilson, T. Hunt, *Molecular biology of the cell*, Sixth edition, Garland Science, Taylor and Francis Group, New York, NY, 2015.
- [97] H.J. Meiselman, E.W. Merrill, E.R. Gilliland, G.A. Pelletier, E.W. Salzman, Influence of plasma osmolarity on the rheology of human blood., *Journal of Applied Physiology*. 22 (1967) 772–781. <https://doi.org/10.1152/jappl.1967.22.4.772>.
- [98] P.W. Rand, W.H. Austin, E. Lacombe, N. Barker, pH and blood viscosity., *Journal of Applied Physiology*. 25 (1968) 550–559. <https://doi.org/10.1152/jappl.1968.25.5.550>.
- [99] J. Harkness, R.B. Whittington, The viscosity of human blood plasma: its change in disease and on the exhibition of drugs, *Rheol Acta*. 10 (1971) 55–60. <https://doi.org/10.1007/BF01972477>.
- [100] S. Chien, S. Usami, H.M. Taylor, J.L. Lundberg, M.I. Gregersen, Effects of hematocrit and plasma proteins on human blood rheology at low shear rates., *Journal of Applied Physiology*. 21 (1966) 81–87. <https://doi.org/10.1152/jappl.1966.21.1.81>.
- [101] N. Maeda, M. Seike, S. Kume, T. Takaku, T. Shiga, Fibrinogen-induced erythrocyte aggregation: erythrocyte-binding site in the fibrinogen molecule, *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Biomembranes*. 904 (1987) 81–91. [https://doi.org/10.1016/0005-2736\(87\)90089-7](https://doi.org/10.1016/0005-2736(87)90089-7).
- [102] L. Game, J.-C. Voegel, P. Schaaf, J.-F. Stoltz, Do physiological concentrations of IgG induce a direct aggregation of red blood cells: comparison with fibrinogen, *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - General Subjects*. 1291 (1996) 138–142. [https://doi.org/10.1016/0304-4165\(96\)00056-6](https://doi.org/10.1016/0304-4165(96)00056-6).
- [103] A.L. Copley, R.G. King, S. Chien, S. Usami, R. Skalak, C.R. Huang, Microscopic observations of viscoelasticity of human blood in steady and oscillatory shear1, *BIR*. 12 (1975) 257–263. <https://doi.org/10.3233/BIR-1975-12501>.
- [104] I.H. Sarelius, B.R. Duling, Direct measurement of microvessel hematocrit, red cell flux, velocity, and transit time, *American Journal of Physiology-Heart and*

- Circulatory Physiology. 243 (1982) H1018–H1026.  
<https://doi.org/10.1152/ajpheart.1982.243.6.H1018>.
- [105] E. Evans, Y.-C. Fung, Improved measurements of the erythrocyte geometry, *Microvascular Research*. 4 (1972) 335–347. [https://doi.org/10.1016/0026-2862\(72\)90069-6](https://doi.org/10.1016/0026-2862(72)90069-6).
- [106] P.B. Canham, A.C. Burton, Distribution of Size and Shape in Populations of Normal Human Red Cells, *Circulation Research*. 22 (1968) 405–422. <https://doi.org/10.1161/01.RES.22.3.405>.
- [107] Membrane érythrocytaire | Le monde en images, (n.d.). <https://monde.ccdmd.qc.ca/ressource/?id=55912&demande=desc> (accessed September 14, 2022).
- [108] T. Shiga, N. Maeda, K. Kon, Erythrocyte rheology, *Crit Rev Oncol Hematol*. 10 (1990) 9–48. [https://doi.org/10.1016/1040-8428\(90\)90020-s](https://doi.org/10.1016/1040-8428(90)90020-s).
- [109] T. Suda, N. Maeda, D. Shimizu, E. Kamitsubo, T. Shiga, Decreased viscosity of human erythrocyte suspension due to drug-induced spheromatocytosis1, *BIR*. 19 (1982) 555–565. <https://doi.org/10.3233/BIR-1982-19407>.
- [110] G.D.O. Lowe, ed., *Clinical Blood Rheology: Volume 1*, CRC Press, Boca Raton, 2019. <https://doi.org/10.1201/9780429261176>.
- [111] T.C. Chao, A. Trybala, V. Starov, D.B. Das, Influence of haematocrit level on the kinetics of blood spreading on thin porous medium during dried blood spot sampling, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 451 (2014) 38–47. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2014.03.033>.
- [112] O.K. Baskurt, Blood Rheology and Hemodynamics, *SEMINARS IN THROMBOSIS AND HEMOSTASIS*. 29 (2003) 16.
- [113] J. Koszkuł, J. Nabialek, Viscosity models in simulation of the filling stage of the injection molding process, *Journal of Materials Processing Technology*. 157–158 (2004) 183–187. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2004.09.027>.
- [114] N.M. Kovalchuk, A. Trybala, O. Arjmandi-Tash, V. Starov, Surfactant-enhanced spreading: Experimental achievements and possible mechanisms, *Advances in Colloid and Interface Science*. 233 (2016) 155–160. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2015.08.001>.
- [115] K.S. Lee, N. Ivanova, V.M. Starov, N. Hilal, V. Dutschk, Kinetics of wetting and spreading by aqueous surfactant solutions, *Advances in Colloid and Interface Science*. 144 (2008) 54–65. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2008.08.005>.
- [116] N.M. Kovalchuk, O.K. Matar, R.V. Craster, R. Miller, V.M. Starov, The effect of adsorption kinetics on the rate of surfactant-enhanced spreading, *Soft Matter*. 12 (2016) 1009–1013. <https://doi.org/10.1039/C5SM02493E>.

- [117] R. Li, Y. Lu, Z. Zhang, R. Manica, Role of Surfactants Based on Fatty Acids in the Wetting Behavior of Solid–Oil–Aqueous Solution Systems, *Langmuir*. 37 (2021) 5682–5690. <https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.1c00586>.
- [118] M. von Bahr, F. Tiberg, V. Yaminsky, Spreading dynamics of liquids and surfactant solutions on partially wettable hydrophobic substrates, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 193 (2001) 85–96. [https://doi.org/10.1016/S0927-7757\(01\)00756-7](https://doi.org/10.1016/S0927-7757(01)00756-7).
- [119] V. Dutschk, K.G. Sabbatovskiy, M. Stolz, K. Grundke, V.M. Rudoy, Unusual wetting dynamics of aqueous surfactant solutions on polymer surfaces, *Journal of Colloid and Interface Science*. 267 (2003) 456–462. [https://doi.org/10.1016/S0021-9797\(03\)00723-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9797(03)00723-9).
- [120] W. Bou Zeid, D. Brutin, Influence of relative humidity on spreading, pattern formation and adhesion of a drying drop of whole blood, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 430 (2013) 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2013.03.019>.
- [121] B. Sobac, D. Brutin, Séchage de gouttes de sang humain, (n.d.) 7.
- [122] Figure 1-Cisaillement dans le cas du modèle à deux plaques., ResearchGate. (n.d.). [https://www.researchgate.net/figure/Cisaillement-dans-le-cas-du-modele-a-deux-plaques\\_fig1\\_280899955](https://www.researchgate.net/figure/Cisaillement-dans-le-cas-du-modele-a-deux-plaques_fig1_280899955) (accessed September 14, 2022).
- [123] T.G. Mezger, *The Rheology Handbook: 4th Edition*, Vincentz Network, 2012. <https://doi.org/10.1515/9783748600367>.
- [124] Constantes physico-chimiques de solvants usuels - viscosités, (n.d.). [http://www.atomer.fr/1/1b\\_viscosites\\_liquides.html](http://www.atomer.fr/1/1b_viscosites_liquides.html) (accessed September 14, 2022).
- [125] Bostwick Consistometer ZXCON, (n.d.). <https://www.industrial-needs.com/technical-data/bostwick-consistometer-zxcon.htm> (accessed September 14, 2022).
- [126] Gardco :: Standard Ford, Ford Dip, and Mini Ford Viscosity Cups, (n.d.). [https://www.gardco.com/pages/viscosity/vi/ford\\_cups.cfm](https://www.gardco.com/pages/viscosity/vi/ford_cups.cfm) (accessed September 14, 2022).
- [127] Viscosimètre à chute de bille, (n.d.). <https://www.girodmedical.com/viscosimetre-a-chute-de-bille-76452.html> (accessed September 14, 2022).
- [128] Viscosimètres capillaires lauda, (n.d.). <https://www.hellopro.fr/viscosimetres-capillaires-lauda-1000597-1655317-produit.html> (accessed September 14, 2022).
- [129] Laray Viscometer, (n.d.). <https://www.igt.com.sg/products/details/laray-viscometer> (accessed September 14, 2022).
- [130] Brookfield analog viscometer - Labomat, Labomat Essor. (n.d.). <https://labomat.eu/gb/viscosity-rheology/46-415-brookfield-analog-viscometer.html> (accessed September 14, 2022).

- [131] P. Coussot, *Rheometry of Pastes, Suspensions, and Granular Materials: Applications in Industry and Environment*, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, 2005. <https://doi.org/10.1002/0471720577>.
- [132] H.E. Huppert, The propagation of two-dimensional and axisymmetric viscous gravity currents over a rigid horizontal surface, *J. Fluid Mech.* 121 (1982) 43. <https://doi.org/10.1017/S0022112082001797>.
- [133] K.L. McCarthy, J.D. Seymour, A FUNDAMENTAL APPROACH FOR THE RELATIONSHIP BETWEEN THE BOSTWICK MEASUREMENT AND NEWTONIAN FLUID VISCOSITY, *J Texture Studies.* 24 (1993) 1–10. <https://doi.org/10.1111/j.1745-4603.1993.tb01273.x>.
- [134] Produits et services b2b - Marketplace - Accueil hellopro - compresseur - capteur - securite - mecanique - emballage - logistique - industrie - génie climatique - laboratoire - environnement - électronique et réseaux, (n.d.). [https://www.hellopro.fr/documentation/pdf\\_prod/1/0/7/](https://www.hellopro.fr/documentation/pdf_prod/1/0/7/) (accessed September 14, 2022).
- [135] R. Le Roy, The Marsh Cone as a viscometer: theoretical analysis and practical limits, *Mater. Struct.* 38 (2004) 25–30. <https://doi.org/10.1617/14115>.
- [136] N. Roussel, R. Le Roy, The Marsh cone: a test or a rheological apparatus?, *Cement and Concrete Research.* 35 (2005) 823–830. <https://doi.org/10.1016/j.cemconres.2004.08.019>.
- [137] V.H. Nguyen, S. Rémond, J.L. Gallias, J.P. Bigas, P. Muller, Flow of Herschel–Bulkley fluids through the Marsh cone, *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics.* 139 (2006) 128–134. <https://doi.org/10.1016/j.jnnfm.2006.07.009>.
- [138] Y.I. Cho, K.R. Kensey, Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows, *Biorheology.* 28 (1991) 241–262. <https://doi.org/10.3233/bir-1991-283-415>.
- [139] S. Chien, S. Usami, R.J. Dellenback, M.I. Gregersen, Blood viscosity: influence of erythrocyte deformation, *Science.* 157 (1967) 827–829. <https://doi.org/10.1126/science.157.3790.827>.
- [140] S. Chien, S. Usami, R.J. Dellenback, M.I. Gregersen, L.B. Nanninga, M.M. Guest, Blood Viscosity: Influence of Erythrocyte Aggregation, *Science.* 157 (1967) 829–831. <https://doi.org/10.1126/science.157.3790.829>.
- [141] F.J. Walburn, D.J. Schneck, A constitutive equation for whole human blood, *Biorheology.* 13 (1976) 201–210. <https://doi.org/10.3233/bir-1976-13307>.
- [142] M.M. Cross, Rheology of non-Newtonian fluids: A new flow equation for pseudoplastic systems, *Journal of Colloid Science.* 20 (1965) 417–437. [https://doi.org/10.1016/0095-8522\(65\)90022-X](https://doi.org/10.1016/0095-8522(65)90022-X).
- [143] P.J. Carreau, *Rheological equations from molecular network theories*, 1968.

- [144] G. Vlastos, D. Lerche, B. Koch, The superposition of steady on oscillatory shear and its effect on the viscoelasticity of human blood and a blood-like model fluid, *Biorheology*. 34 (1997) 19–36. [https://doi.org/10.1016/S0006-355X\(97\)00002-4](https://doi.org/10.1016/S0006-355X(97)00002-4).
- [145] J.-B. Zhang, Z.-B. Kuang, Study on blood constitutive parameters in different blood constitutive equations, *Journal of Biomechanics*. 33 (2000) 355–360. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00101-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00101-3).
- [146] G.W.S. Blair, An Equation for the Flow of Blood, Plasma and Serum through Glass Capillaries, *Nature*. 183 (1959) 613–614. <https://doi.org/10.1038/183613a0>.
- [147] P.W. Rand, E. Lacombe, H.E. Hunt, W.H. Austin, Viscosity of normal human blood under normothermic and hypothermic conditions, *Journal of Applied Physiology*. 19 (1964) 117–122. <https://doi.org/10.1152/jappl.1964.19.1.117>.
- [148] J.W. Crowell, E.E. Smith, Determinant of the optimal hematocrit, *J Appl Physiol*. 22 (1967) 501–504. <https://doi.org/10.1152/jappl.1967.22.3.501>.
- [149] J.F. Murray, P. Gold, B.L. Johnson, Systemic oxygen transport in induced normovolemic anemia and polycythemia, *American Journal of Physiology-Legacy Content*. 203 (1962) 720–724. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1962.203.4.720>.
- [150] T.Q. Richardson, A.C. Guyton, Effects of polycythemia and anemia on cardiac output and other circulatory factors, *American Journal of Physiology-Legacy Content*. 197 (1959) 1167–1170. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1959.197.6.1167>.
- [151] H.O. Stone, H.K. Thompson, K. Schmidt-Nielsen, Influence of erythrocytes on blood viscosity, *Am J Physiol*. 214 (1968) 913–918. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1968.214.4.913>.
- [152] G. Snyder, Influence of temperature and hematocrit on blood viscosity, *American Journal of Physiology-Legacy Content*. 220 (1971) 1667–1672. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1971.220.6.1667>.
- [153] V.N. Shabalina, S.N. Shatokhina, [Morphology of biological fluids in clinical laboratory diagnosis], *Klin Lab Diagn*. (2002) 25–32.
- [154] E. Rapis, A change in the physical state of a nonequilibrium blood plasma protein film in patients with carcinoma, *Tech. Phys*. 47 (2002) 510–512. <https://doi.org/10.1134/1.1470608>.
- [155] T.A. Yakhno, O.A. Sedova, A.G. Sanin, A.S. Pelyushenko, On the existence of regular structures in liquid human blood serum (plasma) and phase transitions in the course of its drying, *Tech. Phys*. 48 (2003) 399–403. <https://doi.org/10.1134/1.1568479>.
- [156] T. Yakhno, V.G. Yakhno, G.Y. Levin, O.V. Korochkina, M.E. Busoverya, Dynamics of self-organization processes of biological liquids in the norm state and in some diseases, *Proc. 4th Int. Conf. Mathematical Modeling [in Russian]*. 2 (2002) 265–275.

- [157] J.J. Hegseth, N. Rashidnia, A. Chai, Natural convection in droplet evaporation, *Phys. Rev. E.* 54 (1996) 1640–1644. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.54.1640>.
- [158] T.A. Yakhno, V.G. Yakhno, A.G. Sanin, O.A. Sanina, A.S. Pelyushenko, N.A. Egorova, I.G. Terentiev, S.V. Smetanina, O.V. Korochkina, E.V. Yashukova, The informative-capacity phenomenon of drying drops, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 24 (2005) 96–104. <https://doi.org/10.1109/MEMB.2005.1411354>.
- [159] T. Yakhno, V.G. Yakhno, A.G. Sanin, I.I. Shmelev, A study of the dynamics of phase transitions in liquids of different types by the method of recording the acoustomechanical impedance of a drying drop, 47 (2002).
- [160] K. Sefiane, On the Formation of Regular Patterns from Drying Droplets and Their Potential Use for Bio-Medical Applications, *J Bionic Eng.* 7 (2010) S82–S93. [https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(09\)60221-3](https://doi.org/10.1016/S1672-6529(09)60221-3).
- [161] T.A. Yakhno, A.A. Sanin, R.G. Ilyazov, G.V. Vildanova, R.A. Khamzin, N.P. Astasheva, M.G. Markovsky, V.D. Bashirov, V.G. Yakhno, Drying Drop Technology as a Possible Tool for Detection Leukemia and Tuberculosis in Cattle, *JBiSE.* 08 (2015) 1–23. <https://doi.org/10.4236/jbise.2015.81001>.
- [162] A. Sett, S. Dasgupta, S. DasGupta, Rapid estimation of the  $\beta$ -sheet content of Human Serum Albumin from the drying patterns of HSA-nanoparticle droplets, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects.* 540 (2018) 177–185. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2017.12.064>.
- [163] K.A. Estes, I. Mudawar, Comparison of Two-Phase Electronic Cooling Using Free Jets and Sprays, *Journal of Electronic Packaging.* 117 (1995) 323–332. <https://doi.org/10.1115/1.2792112>.
- [164] Y.J.P. Carreón, M. Ríos-Ramírez, P. Vázquez-Vergara, S. Salinas-Almaguer, I. Cipriano-Urbano, A. Briones-Aranda, O. Díaz-Hernández, G.J. Escalera Santos, J. González-Gutiérrez, Effects of substrate temperature on patterns produced by dried droplets of proteins, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 203 (2021) 111763. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2021.111763>.
- [165] M.-A. Hosseini, F. Nahidi, Z. Majdfar, Comparison of fern and evaporation tests for detection of ruptured fetal membranes Comparison of fern and evaporation tests for detection of ruptured fetal, *Eastern Mediterranean Health Journal.* 13 (2007) 4.
- [166] A.A. Killeen, N. Ossina, R.C. McGlennen, S. Minnerath, J. Borgos, V. Alexandrov, A. Sarvazyan, Protein Self-Organization Patterns in Dried Serum Reveal Changes in B-Cell Disorders, *Mol Diag Ther.* 10 (2006) 371–380. <https://doi.org/10.1007/BF03256214>.
- [167] L. Hamadeh, S. Imran, M. Bencsik, G.R. Sharpe, M.A. Johnson, D.J. Fairhurst, Machine Learning Analysis for Quantitative Discrimination of Dried Blood Droplets, *Sci Rep.* 10 (2020) 3313. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-59847-x>.

- [168] B. Sobac, D. Brutin, Structural and evaporative evolutions in desiccating sessile drops of blood, *Phys. Rev. E.* 84 (2011) 011603. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.84.011603>.
- [169] G. Glinská, K. Krajčiková, K. Zakutanská, O. Shylenko, D. Kondrakhova, N. Tomašovičová, V. Komanický, J. Mašlanková, V. Tomečková, Noninvasive diagnostic methods for diabetes mellitus from tear fluid, *RSC Adv.* 9 (2019) 18050–18059. <https://doi.org/10.1039/C9RA02078K>.
- [170] M. Parsa, R. Boubaker, S. Harmand, K. Sefiane, M. Biggerelle, R. Deltombe, Patterns from dried water-butanol binary-based nanofluid drops, *J Nanopart Res.* 19 (2017) 268. <https://doi.org/10.1007/s11051-017-3951-2>.
- [171] N.D. Patil, P.G. Bange, R. Bhardwaj, A. Sharma, Effects of Substrate Heating and Wettability on Evaporation Dynamics and Deposition Patterns for a Sessile Water Droplet Containing Colloidal Particles, *Langmuir.* 32 (2016) 11958–11972. <https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.6b02769>.
- [172] H. Kim, K. Muller, O. Shardt, S. Afkhami, H.A. Stone, Solutal Marangoni flows of miscible liquids drive transport without surface contamination, *Nature Phys.* 13 (2017) 1105–1110. <https://doi.org/10.1038/nphys4214>.
- [173] P. Chen, S. Harmand, S. Ouenzerfi, J. Schiffler, Marangoni Flow Induced Evaporation Enhancement on Binary Sessile Drops, *ACS Publications.* (2017). <https://doi.org/10.1021/acs.jpcc.7b02766>.
- [174] J. Pyeon, K.M. Song, Y.S. Jung, H. Kim, Self-Induced Solutal Marangoni Flows Realize Coffee-Ring-Less Quantum Dot Microarrays with Extensive Geometric Tunability and Scalability, *Advanced Science.* 9 (2022) 2104519. <https://doi.org/10.1002/advs.202104519>.
- [175] F. Blateyron, The Areal Field Parameters, in: R. Leach (Ed.), *Characterisation of Areal Surface Texture*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2013: pp. 15–43. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-36458-7\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-642-36458-7_2).
- [176] F. Marinello, A. Pezzuolo, Application of ISO 25178 standard for multiscale 3D parametric assessment of surface topographies, *IOP Conf. Ser.: Earth Environ. Sci.* 275 (2019) 012011. <https://doi.org/10.1088/1755-1315/275/1/012011>.
- [177] Thermal Conductivity » IT'IS Foundation, (n.d.). <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/thermal-conductivity/> (accessed August 31, 2022).
- [178] Heat Capacity » IT'IS Foundation, (n.d.). <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/heat-capacity/> (accessed August 31, 2022).
- [179] N. Ilyasova, A.V. Kupriyanov, A.P. Rustam, Formation features for improving the quality of medical diagnosis based on the discriminant analysis methods, (2014) 6.
- [180] H. Zhuang, A.G. Coulepis, S.A. Locarnini, I.D. Gust, Detection of markers of hepatitis B infection in serum dried on to filter-paper: an application to field studies, (n.d.) 5.

- [181] W.D. Ristenpart, P.G. Kim, C. Domingues, J. Wan, H.A. Stone, Influence of Substrate Conductivity on Circulation Reversal in Evaporating Drops, *Phys. Rev. Lett.* 99 (2007) 234502. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.99.234502>.
- [182] S.K. Singh, B.S. Dandapat, Spreading of a non-Newtonian liquid drop over a homogeneous rough surface, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects.* 419 (2013) 228–232. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2012.11.068>.
- [183] R. Bhardwaj, X. Fang, P. Somasundaran, D. Attinger, Self-Assembly of Colloidal Particles from Evaporating Droplets: Role of DLVO Interactions and Proposition of a Phase Diagram, *Langmuir.* 26 (2010) 7833–7842. <https://doi.org/10.1021/la9047227>.
- [184] T. Okuzono, M. Kobayashi, M. Doi, Final shape of a drying thin film, *Phys. Rev. E.* 80 (2009) 021603. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.80.021603>.
- [185] H. Hu, R.G. Larson, Analysis of the Effects of Marangoni Stresses on the Microflow in an Evaporating Sessile Droplet, *Langmuir.* 21 (2005) 3972–3980. <https://doi.org/10.1021/la0475270>.
- [186] V.R. Krashennnikov, O.E. Malenova, A.S. Yashina, Markers detection on facies of human biological fluids, *Procedia Engineering.* 201 (2017) 312–321. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.09.631>.
- [187] A. Kovács, A. Vértesy, L. Szalai, S. Adámi, L. Urbancsek, Z. Simon, G. Németh, J.M. Takács, A New Technique for Diagnosing Cancer by Inspecting Blood Serum, in: P. Skehan, S.J. Friedman (Eds.), *Growth, Cancer, and the Cell Cycle*, Humana Press, Totowa, NJ, 1984: pp. 307–314. [https://doi.org/10.1007/978-1-4612-5178-1\\_27](https://doi.org/10.1007/978-1-4612-5178-1_27).
- [188] N. Basu, R. Mukherjee, Evaporative Drying of Sodium Chloride Solution Droplet on a Thermally Controlled Substrate, *J. Phys. Chem. B.* 124 (2020) 1266–1274. <https://doi.org/10.1021/acs.jpcc.9b08809>.
- [189] S.S. Sadykov, Yu.A. Bulanova, E.A. Zakharova, COMPUTER DIAGNOSIS OF TUMORS IN MAMMOGRAMS, *Komp'üt. Opt.* 38 (2014) 131–138. <https://doi.org/10.18287/0134-2452-2014-38-1-131-138>.
- [190] V.N. Shabalin, S.N. Shatokhina, Diagnostic markers in the structures of human biological liquids, *Singapore Med J.* 48 (2007) 440–446.
- [191] Surface Tension of Water in contact with Air, (n.d.). [https://www.engineeringtoolbox.com/water-surface-tension-d\\_597.html](https://www.engineeringtoolbox.com/water-surface-tension-d_597.html) (accessed August 24, 2022).

Annex A :

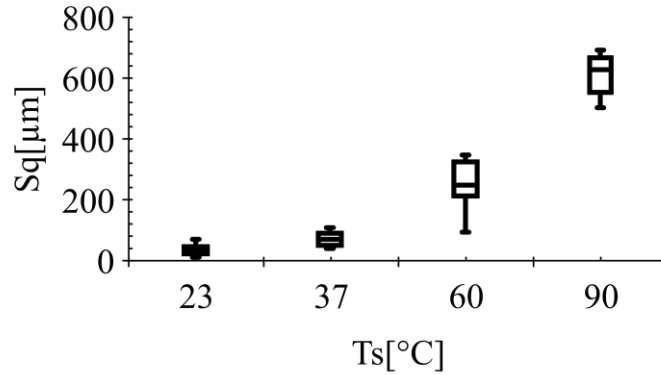
**Paramètres d'amplitude:**

Sa (Hauteur moyenne arithmétique)

Sz (Hauteur maximale)

Sq (Hauteur moyenne quadratique)

Sp (Hauteur de crête maximale)



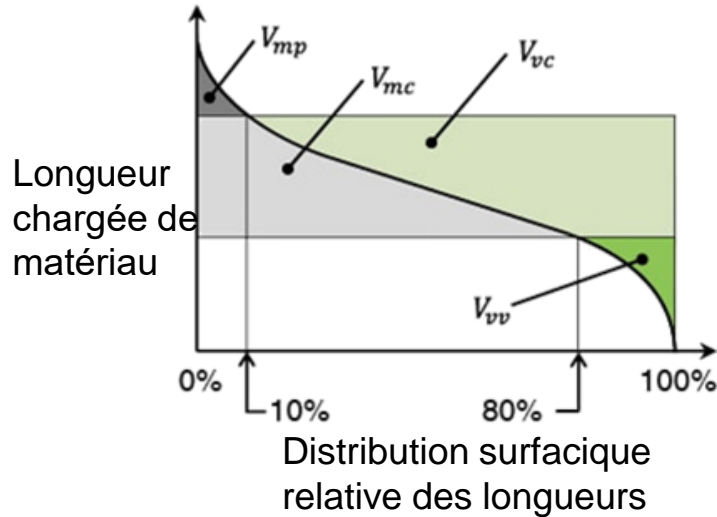
a) Variation du Sq en fonction du Ts.

**Paramètres fonctionnels de volume: courbe d'Abbott-Firestone**

Vv (Volume vide de vallée)

Vvc (Volume vide central)

Vmc (Volume matériel central)



b) Courbe d'Abbott-Firestone

**Paramètres de motifs:**

S10z (Hauteur sur dix points: crête et puits)

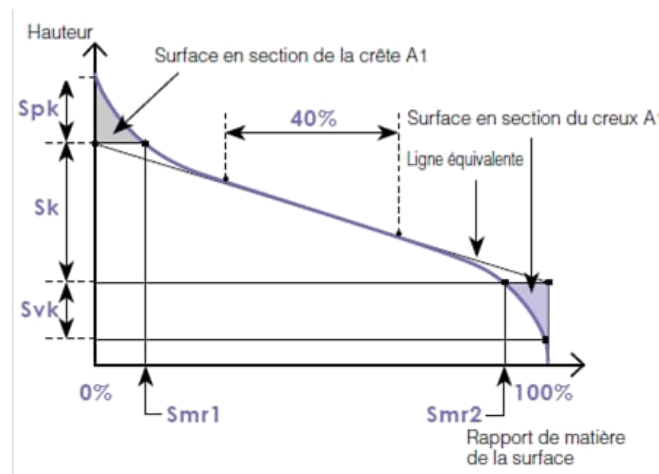
S5p (Hauteur de crête sur cinq points)

**Paramètres fonctionnels: courbe d'Abbott-Firestone**

S<sub>mc</sub>(mr) Taux de longueur portante surfacique inverse

S<sub>pk</sub> (Hauteur de crête réduite)

S<sub>vk</sub> (hauteur de vallée éliminée)



b) Courbe d'Abbott-Firestone

## Résumé

Cette thèse a pour vocation d'étudier l'évaporation thermique d'une goutte de sang et d'analyser topographiquement les motifs induits afin de développer des méthodes d'aide au diagnostic médical en mettant en évidence l'effet de la température de surface. Pour cela, le travail a été décomposé en quatre étapes : La première étape consiste à établir les conditions optimales afin d'obtenir des motifs reproductibles induits par l'évaporation d'une goutte de sang. Les essais ont été réalisés à partir de sang ovin sain (non pathologique) et ont permis de choisir le type de substrat à utiliser (substrat hydrophile en verre), et de déterminer des températures caractéristiques d'analyses ( $T_s=23, 37, 60$  et  $90^\circ\text{C}$ ). Le taux d'humidité (40%) a également été fixé afin de permettre des analyses dans des conditions standardisées. La seconde étape a consisté à analyser la dynamique d'évaporation et à comprendre les mécanismes engendrant les dépôts en fonction de la température du substrat. En complément, des mesures topographiques basées sur la méthode de variation de focus ont permis de déterminer des paramètres topographiques permettant de discriminer statistiquement et significativement les différents modes d'évaporation. A la suite de ces résultats prometteurs, nous avons décidé de reproduire ce mode opératoire pour un autre type de sang, cette fois, porcine (non pathologique) afin d'évaluer la reproductibilité de notre méthode et de quantifier la variabilité inter-espèce. Les résultats obtenus nous confortent dans notre démarche et ont montré une cohérence dans le choix des paramètres topographiques caractéristiques. La dernière étape réalisée durant ces trois années consiste à réaliser ces mêmes expériences en utilisant différentes qualités sanguines. Pour cela, un troisième type de sang a été utilisé, c'est un sang porcine pathologique (glomérulonéphrite). Les analyses statistiques des caractéristiques topographiques ont permis de déterminer un jeu de paramètres pertinents dans la discrimination des types de sang et donc de déterminer la présence ou non de la pathologie : nous avons ainsi développé une méthodologie complète pour le futur développement d'un outil d'aide au diagnostic médical.

**Mots clés** : Dispositif médical, Motif induit, Analyse topographique, Effet Marangoni, Evaporation de goutte de sang, Mouillabilité.

---

## Abstract

This thesis aims to study the thermal evaporation of a blood drop and to analyze the induced patterns topographically in order to develop methods to aid in medical diagnosis by highlighting the effect of surface temperature. For this, the work has been divided into four steps: The first step consists in establishing the optimal conditions to obtain reproducible patterns induced by the evaporation of a drop of blood. Numerous laboratory tests were carried out using sheep blood (non-pathological) and allowed to choose the type of substrate to be used (hydrophilic glass substrate) and to determine the characteristic temperatures of analysis ( $T_s=23, 37, 60, \text{ and } 90^\circ\text{C}$ ). The humidity level (40%) was also fixed to allow analyses under standardized conditions. The second step consisted in analyzing the evaporation dynamics and understanding the mechanisms generating the deposits according to the substrate temperature. In addition, topographic measurements based on the focus variation method allowed us to determine topographic parameters allowing to discriminate the different evaporation modes statistically and significantly. Following these promising results, we decided to reproduce this procedure for another type of blood, this time porcine (non-pathological), to evaluate our method's reproducibility and quantify the inter-species variability. The results obtained confirm our approach and have shown coherence in the choice of characteristic topographic parameters. The last step realized during these three years consists in realizing these same experiments using different blood qualities. For this, the third type of blood was used, pathological porcine blood. The statistical analysis of the topographic characteristics allowed us to determine a set of relevant parameters in the discrimination of the blood types and thus to determine the presence or not of the pathology: we have thus developed a complete methodology for the future development of a medical diagnostic tool.

**Keywords:** Medical device, Induced pattern, Topographic analysis, Marangoni effect, Blood drop evaporation, Wettability.