



Laboratoire
Pluridisciplinaire de
Criminalistique
Les Sciences Physiques et Chimiques
au Service de la Justice



UNIVERSITE PARIS-DESCARTES
Faculté de Médecine
Laboratoire d'Éthique Médicale
et de Médecine Légale

La morphoanalyse des traces de sang : fondations théoriques et expériences

Par Guillaume Boudarham
2014

**Mise à jour le 15 juillet 2019 (nouvelle classification,
définitions...)**

La morphoanalyse des traces de sang : fondations théoriques et expériences

Résumé : Un des objectifs de la **morphoanalyse des traces de sang** est de déterminer à quel endroit était située la victime au moment des événements sanglants mais également de préciser sa position (debout, allongée, assise...) en localisant la zone d'où ont été éjectées les gouttes de sang. Cet examen est relativement difficile car il nécessite de reconstruire précisément les trajectoires aériennes des gouttes de sang en tenant compte de l'influence de la gravité, voire de la résistance de l'air. Pour y arriver, l'angle d'impact doit être déterminé mais également la vitesse à laquelle les gouttes de sang ont impacté les surfaces présentes sur les lieux.

En 2014, l'équipe de Daniel Bonn a proposé un modèle mathématique, fondé sur une interpolation entre deux comportements asymptotiques connus correspondant aux régimes visqueux et capillaire, qui prédit une relation permettant de déterminer la vitesse d'impact de gouttes de sang à partir des dimensions des traces laissées sur la surface impactée. Afin de vérifier la possibilité d'utiliser ce modèle dans un environnement criminel plus réaliste, nous avons testé expérimentalement la relation proposée en utilisant différentes surfaces qui peuvent être présentes sur les lieux d'un crime sanglant. Ces expériences nous ont permis de valider cette relation dans quelques cas concrets où les surfaces impactées sont complexes et de mettre en évidence certaines difficultés quant à son utilisation pratique sur le terrain.

Finalement, nous avons montré que la relation prédite par le modèle de Pasandideh-Fard en 1996, fondée sur la conservation de l'énergie mécanique de la goutte pourrait également être utilisée comme alternative à celle proposée par l'équipe de D. Bonn à condition de considérer l'expression complète, c'est-à-dire sans passer à la limite visqueuse ou capillaire comme cela se fait habituellement.

Mots clés : **morphoanalyse des traces de sang, scène de crime, impact de gouttes de sang, trajectoire des gouttes de sang, mécanique des fluides, nombre sans dimension**

Remerciements

Je souhaite remercier particulièrement le Professeur **Stéphane Zaleski**, Directeur de l'Institut Jean le Rond d'Alembert pour m'avoir accueilli dans son laboratoire, et le Docteur **Christophe Josserand**, chargé de recherche au CNRS, pour avoir encadré ce travail. Grâce à ses compétences en mécanique des fluides et ses nombreux conseils, j'ai pu accomplir ce travail profondément enrichissant avec sérénité et confiance.

Je remercie également le Docteur **Thomas Séon**, chargé de recherche au CNRS, pour m'avoir aidé à mettre en place les premiers éléments du montage et conseillé sur les expériences.

Je tiens à témoigner de ma profonde reconnaissance à **Guy-Jean Michon**, Ingénieur de Recherche au CNRS, pour son ingéniosité qui m'a permis d'améliorer mon montage au fil des expériences mais également pour avoir réalisé certaines mesures lors de mes absences.

Table des matières

Introduction générale.....	11
PREMIÈRE PARTIE : CADRE THÉORIQUE.....	15
I. Nombres sans dimension.....	17
I.1. Le nombre de Reynolds.....	17
I.2. Le nombre de Weber.....	19
I.3. Le nombre de Froud.....	20
SECONDE PARTIE : MORPHOANALYSE DES TRACES DE SANG.....	21
II. La morphoanalyse des traces de sang.....	23
II.1. Définition générale.....	23
II.2. Objectifs.....	23
II.3. Saisines.....	24
III. Classifications des traces de sang.....	25
III.1. Ancienne classification des traces de sang.....	25
III.2. Classifications modernes des traces de sang.....	26
IV. Photographies de traces de sang.....	29
IV.1. Traces de sang résultant d'un « phénomène passif ».....	29
IV.2. Traces de sang résultant d'un « phénomène transférant ».....	33
IV.3. Traces de sang résultant d'un « phénomène actif ».....	34
IV.4. Traces de sang résultant d'un « phénomène altérant ».....	39
TROISIÈME PARTIE : TRAJECTOIRES AERIENNES DES GOUTTES DE SANG.....	43
V. Trajectoires aériennes des gouttes de sang.....	45

V.1. Définitions (IABPA).....	45
V.2. Reconstruction des trajectoires balistiques des gouttes de sang.....	47
V.2.1. Trajectoires aériennes des gouttes de sang.....	47
V.2.2. Équations décrivant les trajectoires aériennes des gouttes de sang.....	50
V.2.3. Difficultés concernant la reconstruction des trajectoires des gouttes de sang.....	56
VI. Impacts de gouttes de sang.....	57
VI.1. Impacts de gouttes en incidence normale.....	58
VI.1.1. Modèle de Madejski (1976).....	60
VI.1.2. Modèle de Bennett (1993).....	61
VI.1.3. Modèle de Clanet (2004).....	61
VI.2. Modèle de Pasandideh-Fard (1996).....	62
VI.2.1. Modèle originel de Pasandideh-Fard.....	62
VI.2.2. Modèle de Pasandideh-Fard après corrections.....	64
VI.3. Étude des splash en incidence normale.....	67
VI.3.1. Seuil de splash.....	70
VI.4. Impacts de gouttes en incidence oblique.....	71
QUATRIEME PARTIE : CONTRIBUTION PERSONNELLE A L'ETUDE EXPERIMENTALE DES TRACES DE SANG.....	80
VII. Introduction.....	83
VIII. Modèle de Nick Laan (2014).....	84
VIII.1. Impacts de gouttes en incidence normale.....	84
VIII.2. Impacts de gouttes en incidence oblique.....	86
VIII.3. Limitations du modèle de Nick Laan en morphoanalyse.....	88

IX. Impacts de gouttes sur des substrats réalistes.....	90
IX.1. Protocole expérimental.....	90
IX.2. Résultats expérimentaux.....	93
IX.3. Retour sur le modèle de Pasandideh-Fard.....	102
Conclusion générale et ouverture.....	104
Annexe.....	107

Introduction générale

Un des objectifs de la **morphoanalyse des traces de sang** est de renseigner sur ce qui s'est passé et de définir la situation et les circonstances d'événements sanglants (IRCGN), en essayant de répondre aux questions « où ? », « quand ? », « comment ? » [1]. Pour répondre à la question « comment ? », l'analyste peut examiner les dimensions des traces de sang, leur aspect et leur répartition générale sur la scène de crime. Pour répondre à la question « quand ? », il peut examiner par exemple l'état d'avancement des diverses altérations physiologiques des traces de sang comme le séchage ou la coagulation [2], [3]. Pour répondre à la question « où ? », l'analyste peut déterminer à quel endroit était située la victime sur les lieux au moment des événements sanglants mais également sa position (debout, assise, allongée...) en localisant la zone d'où ont été éjectées les gouttes de sang à l'origine des traces constatées. Ce dernier examen permettra par exemple de confirmer ou d'infirmer un témoignage sur le déroulement des faits et de reconstituer ce qui s'est probablement passé¹.

Une première approche consiste à négliger l'influence de la gravité et donc de supposer que les gouttes de sang éjectées de la blessure décrivent en vol des trajectoires rectilignes [4]. Ces trajectoires peuvent alors être déterminées à partir de l'angle selon lequel ces gouttes de sang ont impacté la surface et qui peut être obtenu simplement en faisant le rapport entre la largeur et la longueur des traces de sang généralement de forme elliptique laissées sur la surface impactée. Pour déterminer ensuite la zone d'origine des projections, l'analyste devra alors trouver la zone d'intersection des trajectoires de différentes gouttes de sang à condition de s'être assuré que les traces considérées proviennent bien de la

¹ L'avis donné par l'analyste en traces de sang doit être complémentaire de ceux des autres spécialistes (balisticien, médecin légiste...) et confronté aux données de l'enquête (auditions, témoignages...).

même source de sang. En considérant des trajectoires aériennes rectilignes, la position verticale de la zone des projections de sang sera sur-estimée et imprécise.

Pour localiser plus précisément la zone d'origine des projections sur les lieux, il faut prendre en compte l'influence de la gravité, voire de la résistance de l'air, sur les gouttes de sang projetées et donc considérer que celles-ci décrivent en vol des paraboles (si la résistance de l'air est négligeable) [5]. Pour reconstruire ces trajectoires paraboliques, l'analyste devra déterminer l'angle d'impact des gouttes de sang (voir plus haut) mais également la vitesse à laquelle elles ont impacté la surface. Ce paramètre est le plus difficile à déterminer et peut être obtenu à partir des dimensions des traces de sang et du nombre de corrugations ou « *spines* » présentes [6]. En pratique, les opérations décrites précédemment peuvent être **difficiles**, voire **impossibles** à mettre en œuvre par les analystes selon la complexité des faits et/ou des lieux. De nombreux auteurs ont proposé divers modèles fondés sur des arguments physiques différents et prédisant des relations mathématiques entre la vitesse d'impact de gouttes liquides et les dimensions des traces laissées sur la surface impactée [7], [8], [9], [10]. Ces modèles donnent parfois des résultats différents et les relations obtenues dépendent du régime considéré (visqueux ou capillaire), et il ne semble pas y avoir de consensus très net dans la communauté scientifique notamment à haute vitesse, quant à l'utilisation de telle ou telle relation dans les cas pratiques. Dans la plupart des travaux consacrés aux impacts de gouttes, divers fluides de viscosités différentes sont utilisées et souvent les impacts sont réalisés sur des surfaces « idéales » (verre, acier, papier...). Ces expériences ont permis de faciliter la compréhension des mécanismes physiques fondamentaux mis en jeu (étalement et rétraction de la goutte, splash...) [11] et l'influence des propriétés de la surface impactée (rugosité, élasticité...) [12], [4] afin d'établir les relations mathématiques entre les différents paramètres expérimentaux.

Pour prétendre à de réelles applications en morphoanalyse des traces de sang, il semble *a priori* difficile de généraliser sans prudence les résultats précédents, établis dans des situations très particulières et contrôlées, aux surfaces plus complexes qui peuvent se trouver sur une scène de crime et dont les propriétés physiques et les inhomogénéités de surface (présence de graisse...) sont souvent inconnues et/ou dépendent localement de la zone impactée.

En 2014, une relation originale a été proposée par l'équipe de Daniel Bonn [54] entre la vitesse d'impact de gouttes liquides et les dimensions des traces laissées sur divers substrats impactés dans les cas pratiques où les trois forces mises en jeu : *inertielles, visqueuses et capillaires* doivent être prises en compte, c'est-à-dire lorsqu'il y a recouvrement entre les régimes visqueux et capillaire. Cette relation a été validée expérimentalement par les auteurs en utilisant des fluides de viscosités différentes afin de balayer une gamme assez large des nombres de Reynolds et de Weber et les impacts ont été réalisés sur différents substrats. Selon les auteurs, cette relation peut être utilisée par l'analyste en traces de sang pour déterminer la vitesse d'impact de gouttes de sang permettant de reconstruire leur trajectoire aérienne au moment des événements sanglants afin de localiser précisément la zone d'origine des projections de sang.

Pour vérifier la possibilité d'utiliser le modèle d'impacts de gouttes développé par l'équipe de D. Bonn dans un environnement criminel réaliste, il nous a semblé nécessaire de tester expérimentalement la relation proposée en utilisant des surfaces plus complexes que celles considérées par les auteurs et qui peuvent se trouver dans la vie quotidienne (appartement, garage, extérieur...) et en particulier sur une scène de crime sanglante : une vitre en verre, deux carrelages de textures différentes (salon et salle de bain), du parquet en bois verni et du papier peint mural.

Plan du manuscrit

- ◆ **La première partie** de ce manuscrit est consacrée à une description formelle des principales quantités mathématiques qui interviennent en mécanique des fluides pour décrire les différents régimes d'écoulement de fluides et qui seront utilisées plus loin pour décrire des impacts de gouttes liquides sur divers substrats ; il s'agit des *nombres de Reynolds, de Weber et de Froud*.
- ◆ **La deuxième partie** décrit les objectifs de la morphoanalyse des traces de sang et les principaux types de traces de sang que l'on peut trouver sur une scène de crime sanglante. Pour des raisons pédagogiques, cette partie sera illustrée par de nombreuses photographies commentées.
- ◆ **La troisième partie** décrit les principaux modèles mathématiques d'impacts de gouttes qui prédisent différentes relations entre la vitesse d'impact de gouttes liquides et les dimensions des traces laissées sur le substrat impacté ou le nombre de corrugations présentes.
- ◆ **La quatrième partie**, qui est la plus originale et la plus courte de cet exposé, expose les résultats expérimentaux préliminaires que nous avons obtenus à l'Institut Jean le Rond d'Alembert concernant l'application du modèle d'impacts de gouttes proposé par l'équipe de Daniel Bonn dans le cas de surfaces réalistes présentes dans la vie quotidienne et qui peuvent se trouver sur les lieux d'un crime.

PREMIÈRE PARTIE : CADRE THÉORIQUE

I. Nombres sans dimension

Dans ce chapitre nous présentons les principaux nombres sans dimension qui sont utilisés en mécanique des fluides pour caractériser les différents régimes d'écoulement de fluides dans diverses configurations expérimentales. Ce chapitre est en fait très général car il concerne tous types d'écoulements et fluides de sorte que les expressions obtenues seront utilisées plus loin pour décrire des impacts de gouttes liquides et pour résoudre le problème difficile de la reconstruction des trajectoires aériennes de gouttes de sang.

I.1. Le nombre de Reynolds

Dans un écoulement quelconque de fluide (transport, impact, étalement...), les deux mécanismes de transport de la quantité de mouvement (convectif et diffusif) existent en même temps mais selon la vitesse et les dimensions caractéristiques de cet écoulement, ils n'auront pas le même ordre de grandeur :

- convection : le flux de la quantité de mouvement associé à la convection est de l'ordre de ρU^2 où ρ (kg/m^3) est la masse volumique du fluide et U (m/s) est la vitesse caractéristique de l'écoulement ;
- diffusion : le flux de la quantité de mouvement associé à la diffusion est de l'ordre de $\eta U/L$ où η (Pa.s) est la viscosité dynamique du fluide et L (m) est une longueur caractéristique de l'écoulement.

On peut alors former le rapport sans dimension [13] :

$$\frac{\text{flux convectif de la quantité de mouvement}}{\text{flux diffusif de la quantité de mouvement}} = \frac{\rho U^2}{\frac{\eta U}{L}} = \frac{\rho UL}{\eta} = \frac{UL}{\nu} = \text{Re} \quad (1)$$

où $\nu = \eta/\rho$ (m^2/s) est la viscosité cinématique du fluide.

Ce nombre sans dimension s'appelle le *nombre de Reynolds* (noté Re) et caractérise l'importance relative du transport de quantité de mouvement par diffusion et par convection. Il est également utile et plus intuitif de considérer le nombre de Reynolds comme le rapport entre les forces inertielles et les forces visqueuses [13] :

$$\frac{\text{forces inertielles}}{\text{forces visqueuses}} = \frac{UL}{\nu} = \text{Re}. \quad (2)$$

Dans un écoulement à petit nombre de Reynolds, les forces visqueuses et le transport diffusif associé sont dominants. Conformément à l'expression de Re , ces écoulements seront observés aux basses vitesses, et/ou dans des systèmes de très petite taille, ou encore pour des fluides très visqueux dans lesquels les forces de frottement entre les couches sont importantes. Il s'agit en général d'écoulements très stables, aux profils bien définis.

Au contraire, dans les écoulements à grand nombre de Reynolds, le transport de quantité de mouvement par convection est dominant. Les écoulements correspondants sont beaucoup moins stables et sont observés aux grandes vitesses, dans des fluides peu visqueux et/ou dans des systèmes de grande taille [13].

Le nombre de Reynolds peut servir également à exprimer la résistance de l'air qui s'exerce sur une goutte de fluide en mouvement dans l'air [14]. En effet, la force de frottement exercée par l'air sur la goutte s'écrit [15] : $\vec{F}_D = -\frac{1}{2} C_x \rho_a \pi R^2 \vec{v}$ où C_x est un coefficient appelé *coefficient de traînée*, R est le rayon de la goutte, ρ_a est la masse volumique de l'air, v est la norme de la vitesse de la goutte et $\vec{v}$ son vecteur vitesse. En morphoanalyse des traces de sang, il a été montré par Lavernia *et al* (ref xxx) que $C_x = 0.28 + 6/Re^{0.5} + 21/Re$ (pour $0.1 \leq Re \leq 4\,000$) avec $Re = 2R\rho_a v/\eta_a$ où η_a est la viscosité dynamique de l'air.

I.2. Le nombre de Weber

Le nombre de Weber (noté We) est un nombre sans dimension utilisé pour caractériser l'écoulement de fluides à l'interface d'un système multiphasique. Il est égal au rapport entre les forces inertielles et les forces de tension de surface :

$$\frac{\text{forces inertielles}}{\text{forces de tension de surface}} = \frac{\rho U^2 L}{\sigma} = We \quad (3)$$

où σ (N/m) est le coefficient de tension superficielle du fluide [13].

Le nombre de Weber est principalement utilisé pour l'étude d'écoulement film et pour caractériser la formation de gouttes, de bulles ou la rupture d'un jet liquide. Si une goutte a un nombre de Weber élevé, les effets inertiels seront importants par rapport à la tension de surface et la goutte ne sera pas stable. La goutte se désagrègera alors en plusieurs petites gouttes lors d'un impact par exemple. En vol, les gouttes pourront également se désagréger si la résistance de l'air est supérieure à la tension de surface, ce qui peut compliquer la reconstruction des trajectoires aériennes de gouttes de sang en morphoanalyse (voir la section V). Plus le volume de la goutte est important et sa vitesse élevée, plus

les chances que la goutte se désagrège en petites gouttes sont élevées. Pour évaluer cette possibilité, la résistance de l'air peut être comparée avec la tension de surface. Cette comparaison est exprimée à l'aide du nombre de Weber [16] : $We = \rho_a v^2 d / \sigma$ où ρ_a est la masse volumique de l'air, v est la vitesse maximale de la goutte, d est son diamètre et σ le coefficient de tension superficielle. Si $We < 1$, la goutte voyagera dans l'air sans se désagréger car alors la tension de surface l'emportera sur la résistance de l'air. Si $We > 1$, la goutte va se déformer et pour les plus grandes valeurs de We , la déformation sera si importante que la goutte se désagrégera en petites gouttes car alors la résistance de l'air sera très supérieure à la tension de surface [14].

I.3. Le nombre de Froude

Le nombre de Froude (noté Fr) est un nombre sans dimension qui est égal au rapport entre l'énergie cinétique des « particules de fluide » contenues dans le fluide et leur énergie potentielle de gravitation :

$$\frac{\text{énergie cinétique}}{\text{énergie potentielle de gravitation}} = \frac{U^2}{gL} = Fr \quad (4)$$

où $g = 9.81 \text{ m/s}^2$ est l'accélération de la pesanteur.

Contrairement aux nombres de Reynolds et de Weber, le nombre de Froude est indépendant des propriétés rhéologiques du fluide. Pour des impacts de gouttes de sang de dimension caractéristique $L \approx 1\text{-}5 \text{ mm}$ et de vitesse d'impact $U \approx 1\text{-}10 \text{ m/s}$ (voir le tableau 1 de la section III), on obtient $Fr \approx 10\text{-}10^4$, c'est-à-dire que l'énergie cinétique $\gg$ l'énergie potentielle de gravitation et donc la gravité pourra être négligée à l'échelle de la goutte au moment de l'impact.

SECONDE PARTIE :
MORPHOANALYSE DES TRACES DE SANG

II. La morphoanalyse des traces de sang

Ce chapitre provient d'une partie du cours de criminalistique de **PIRCGN** (2014) proposé à l'Université Paris V. Certains éléments ont cependant été adaptés par mes soins.

II.1. Définition générale

La morphoanalyse des traces de sang est l'étude des caractéristiques morphologiques des traces de sang afin de déterminer le mécanisme le plus probable à l'origine des traces de sang constatées sur une scène de crime (ou de délit) sanglante.

II.2. Objectifs

Elle a pour objectif de renseigner sur ce qui s'est passé et de définir la situation et les circonstances d'un événement sanglant

- en déterminant :
 - ◆ le scénario le plus probable à l'origine des traces de sang constatées ;
 - ◆ le nombre minimum de coups portés ;
 - ◆ le type d'arme probablement utilisée (arme blanche, arme à feu...) ;
 - ◆ le nombre de manipulations d'objets ensanglantés ;
 - ◆ la chronologie des événements sanglants ;
 - ◆ la position relative des protagonistes pendant les faits (victime, auteur, objets...) ;
- en localisant la zone de commission des faits ;
- en corroborant ou infirmant un témoignage ;

II. La morphoanalyse des traces de sang

- en mettant en évidence des traces de sang latentes afin d'en préparer le prélèvement pour une extraction ADN² ;
- en analysant la répartition générale des traces de sang, leur forme individuelle (circulaire ou elliptique) et leurs caractéristiques (bords réguliers, présence d'épines périphériques, traces satellites...).

II.3. Saisines

Le morphoanalyste de traces de sang peut intervenir lors de tous types de faits dès lors qu'il y a du sang, dans le cadre d'une enquête préliminaire (art 77-1 du CPP) ou de l'ouverture d'une information judiciaire (art 156 et suivants du CPP). Il intervient sur une scène d'infraction (crime ou délit) actuelle ou ancienne en se déplaçant si possible sur les lieux ou sur examen de dossier photos. Tout élément lié à la scène d'infraction peut être examiné : murs, sol, plafond, objets ensanglantés (vêtements, armes...), cadavre (voir figures 1 et 2).



Figure 1: Traces de sang sur une chaussure.



Figure 2: Rétro-projections de sang sur la main d'un cadavre, compatibles avec un suicide par arme à feu.

² Dans l'affaire Flactif (2003), de nombreuses traces de sang nettoyées avaient été découvertes dans le chalet.

III. Classifications des traces de sang

III.1. Ancienne classification des traces de sang

Jusqu'en 2000, les morphoanalystes classaient les traces de sang en trois catégories selon l'énergie associée à la génération des projections : *basse vitesse*, *moyenne vitesse* et *haute vitesse* (voir le tableau 1). Cette classification venait de l'observation que plus l'énergie transférée à la source de sang est importante, plus la taille caractéristique des projections de sang est petite.

	Basse vitesse	Moyenne vitesse	Haute vitesse
Vitesse d'impact entre l'arme et la victime	< 1.5 m/s	1.5-7.5 m/s	> 3.5 m/s
Taille caractéristique des projections	> 4 mm	1-4 mm	< 1 mm
Exemples	Petits saignements...	Armes contondantes, batte de baseball...	Armes à feu...

Tableau 1: Classification des traces de sang selon l'énergie transférée à la source de sang.

La figure 3 montre des projections de sang résultant de mécanismes de création différents : arme à feu (1), sang expiré (2) et batte de baseball (3) [1].

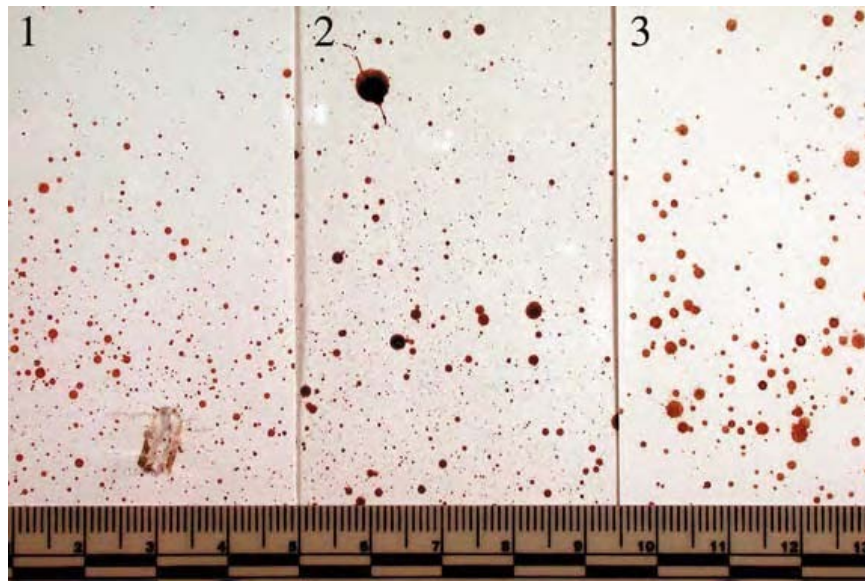


Figure 3: Aspect des projections de sang selon l'arme ou le mécanisme impliqué : (1) arme à feu, (2) sang expiré et (3) batte de baseball.

Il serait illusoire de penser que pour une énergie donnée transférée à la source de sang, toutes les projections associées ont exactement la même taille. On s'attend en effet à obtenir statistiquement une majorité de projections ayant une certaine taille caractéristique dépendant de l'énergie transférée (voir le tableau 1) mais aussi des projections plus petites ou plus grosses. L'établissement d'un histogramme représentant la répartition des tailles de ces projections pourrait alors servir à estimer l'énergie transférée à la source de sang puis le type d'arme utilisée à l'origine de ces projections (arme à feu, objet contondant...).

III.2. Classifications modernes des traces de sang

La classification précédente a été abandonnée à cause des recouvrements possibles entre les catégories moyenne et haute vélocité. Plusieurs autres classifications ont été proposées par différents auteurs.

Nous montrons ci-dessous la classification proposée par P. Esperança dans son livre « Morphoanalyse des traces de sang - Une approche méthodique » (PPUR, 2019). Celle-ci comporte quatre catégories et sous-catégories (voir figure 16) :

- **Phénomènes passifs** : ces mécanismes décrivent l'ensemble des modèles de traces dont la création résulte principalement de l'action de la pesanteur.
- **Phénomènes actifs** : ces mécanismes décrivent l'ensemble des modèles de traces dont la création résulte de l'action de la pesanteur et d'autres forces qui sont la cause principale des traces retrouvées.
- **Phénomènes transférants** : ces mécanismes décrivent l'ensemble des modèles de traces dont la création résulte d'un transfert de sang d'une surface sur une autre surface dont l'une est la surface étudiée.
- **Phénomènes altérants** : ces mécanismes décrivent l'ensemble des modèles de traces dont la création résulte d'une altération physiologique et/ou physique.

**Phénomènes
passifs**

- Traces passives
 - goutte à goutte
 - trace d'accompagnement
 - cheminement
- Coulée
- Accumulation
 - imprégnation
- Chute de volume

**Phénomènes
actifs**

- Projection
 - foyer du modèle d'impact
 - modèle d'éjection
 - stop d'éjection
 - projection positive
 - rétro-projection
 - sang vaporisé
 - trace gravitationnelle
 - modèle d'impact
- Volume impacté
- Propulsion
 - sang propulsé
 - sang expiré

**Phénomènes
transférants**

- Transfert glissé
- Altération glissée
- Transfert par contact
- Altération par contact

**Phénomènes
altérants**

- Caillot sanguin
- Trace de sérum
- Sang aspiré
- Trace d'insecte
- Zone d'interruptions

IV. Photographies de traces de sang

Nous montrons ici quelques photographies sélectionnées (non exhaustives) illustrant les principales traces de sang que l'on peut rencontrer sur une scène de crime suite à un événement sanglant³ et appartenant aux sous-catégories du tableau 1. Nous avons utilisé le « dictionnaire » de l'International Association of Bloodstain Pattern Analysts (IABPA) pour traduire en français les termes anglo-saxons propres à la morphoanalyse. En outre, certains termes ont été adaptés par mes soins.

IV.1. Traces de sang résultant d'un « phénomène passif »

Accumulation. Les figures 4 et 5 montrent deux types de flaques de sang d'origines différentes. La première flaque de la figure 4 est due à un goutte à goutte prolongé de sang provenant d'une victime située en hauteur. Autour de cette flaque, on observe sur le mur et les vitres de nombreuses projections de sang dues aux impacts successifs des gouttes dans la flaque (mécanisme secondaire).



Figure 4: Flaque de sang due à un goutte à goutte prolongé.



Figure 5: Flaque de sang provenant de l'accumulation d'une grande quantité de sang autour de la tête de la victime.

3 Je souhaiterais remercier Stuart H. James pour m'avoir permis d'utiliser librement les photographies de son livre « Principles of Bloodstain Pattern Analysis : Theory and Practice » [1].

IV. Photographies de traces de sang

Sur la figure 5, la flaque de sang est due à l'accumulation de sang autour de la victime et contrairement au cas précédent, il n'y a pas eu d'impacts successifs et nous n'observons pas de projections secondaires.

Chute de volume. Les figures 6 et 7 montrent des *splash* dus à l'impact de sang sur du carton et sur le sol après une chute de 1 m. On observe la présence de traces satellites de forme elliptique autour de la trace centrale dues à de petites quantités de sang qui se sont détachées de la source initiale au moment de l'impact avec la surface.



Figure 6: *Splash dû à l'impact de 1 mL de sang sur du carton après une chute de 1 m.*



Figure 7: *Splash dû à l'impact de 5 mL de sang sur le sol après une chute de 1 m.*

Coulée. Les figures 8 et 9 montrent des écoulements de sang sur différentes surfaces. Ces écoulements sont soumis principalement à la force de pesanteur mais leur « dessin » dépend de la forme de la surface, des anfractuosités ou des obstacles rencontrés par l'écoulement dans son mouvement.



Figure 8: Écoulement de sang sur les jambes d'une victime.



Figure 9: Écoulement de sang sur les murs d'une salle de bain.

Imprégnation. Les figures 10 et 11 montrent une grande quantité de sang absorbé dans un drap. Sur la figure 11, on observe également la présence de sang séché (voir plus loin « traces altérées ») de couleur plus sombre et l'absence de sang au centre du lit (voir plus loin « vides »).



Figure 10 : Imprégnation de sang dans un tissu.



Figure 11: Imprégnation de sang dans un drap.

Cheminement. La figure 12 montre une longue traînée continue et sinueuse de sang au sol due à un goutte à goutte important provenant d'une source de sang en mouvement et qui permet ici de déterminer la trajectoire de la victime ensanglantée [17].



Figure 12 : Trace de cheminement de sang au sol dû à un goutte à goutte provenant d'une victime ensanglantée en mouvement.

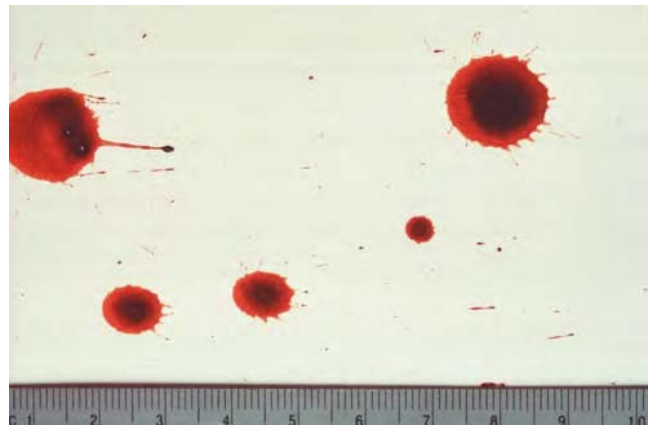


Figure 13 : Traces de sang provenant d'une source en mouvement s'étant déplacée de la gauche vers la droite.

La figure 13 montre des traces de sang individuelles provenant d'une source de sang en mouvement. Ces traces ont ici une forme légèrement elliptique dont le grand axe indique la direction du mouvement de la source. On observe également la présence d'épines périphériques (« corrugations » ou « spines ») autour de la trace centrale distribuées préférentiellement vers l'avant du mouvement, permettant de déduire que la source (victime) s'est déplacée ici de la gauche vers la droite.

IV.2. Traces de sang résultant d'un « phénomène transférant »

Transfert par contact : traces de sang résultant de l'apposition d'un élément ensanglanté sur la surface étudiée. Les figures 14 et 15 montrent des traces de sang transférées par un élément ensanglanté sur une surface non ensanglantée. L'examen des caractéristiques physiques (forme, quantité de sang...) de la trace de la figure 14 permet d'établir que l'élément ensanglanté s'est déplacé sur la surface non ensanglantée de la gauche vers la droite. Par ailleurs, comme le montre clairement la figure 15, la forme de la trace transférée peut permettre également de déterminer la nature de l'élément ensanglanté à l'origine de cette trace.

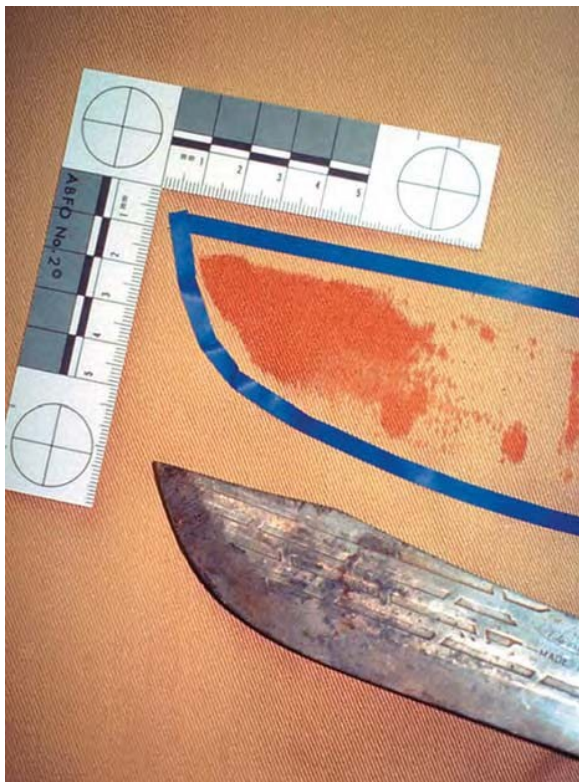


Figure 14: Transfert de sang après contact d'une lame de couteau ensanglantée sur la surface étudiée.



Figure 15: Transfert de sang après contact de d'une surface plantaire ensanglantée sur la surface étudiée.

Transfert glissé : traces de sang résultant du mouvement d'un élément ensanglanté en contact avec la surface étudiée. Certains critères morphologiques permettent parfois d'orienter ce mouvement.



Figure 16: Transfert glissé. Le mouvement de l'élément ensanglanté est ici orienté vers la droite.

IV.3. Traces de sang résultant d'un « phénomène actif »

Modèle d'impact : ensemble des projections résultant d'un choc entre un élément et une source de sang liquide. Les figures 17 et 18 montrent des projections de sang résultant respectivement d'un suicide par arme à feu et d'un homicide impliquant une batte de baseball. Ces photos montrent également la présence de traces d'écoulement (voir plus haut).



Figure 17: Projections de sang impliquant une arme à feu.



Figure 18: Projections de sang impliquant une batte de baseball.

Dans le cas des modèles d'impact, les traces de sang ont une forme circulaire ou elliptique dépendant de l'angle d'impact des gouttes de sang sur la surface impactée. Les directions des traces (grands axes des ellipses) ne sont pas parallèles entre elles mais convergent vers une origine commune permettant de trouver la position de la victime sur les lieux au moment des événements sanglants (voir la troisième partie). La figure 19 montre des projections de sang provenant d'un homicide impliquant une batte de baseball. Les traces de sang ont une direction ascendante indiquant que la victime a été abattue au sol.

IV. Photographies de traces de sang

Nous observons aussi une flaque de sang (phénomène passif) au sol dont la position est compatible avec celle probable de la victime. La figure 20 montre des traces de sang elliptiques dont les grands axes convergent vers une origine commune située à gauche. La présence d'une petite élongation sur le côté droit de ces traces (voir cercles et flèches bleus) indique que le sang a été projeté de la gauche vers la droite. Comme nous le verrons plus loin, ces traces de sang peuvent être utilisées pour déterminer la position de la victime sur les lieux au moment des événements sanglants mais permettent également de localiser précisément la zone d'où ont été éjectées les gouttes de sang à l'origine de ces traces.



Figure 19: Projections de sang impliquant une batte de baseball.

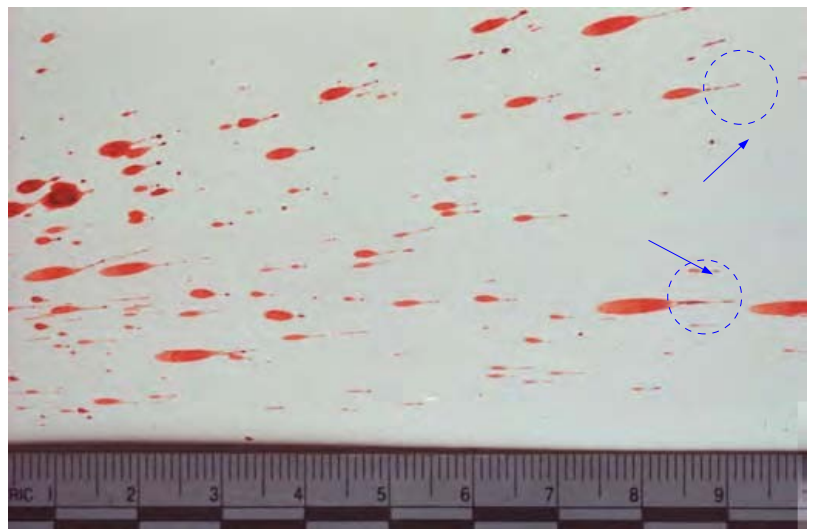


Figure 20: Projections de sang dont les grands axes convergent vers une origine commune située à gauche de la photo.

Modèle déjection : ensemble des projections résultant de l'action de la force centrifuge lors du mouvement d'un objet ensanglanté (voir figure 21).

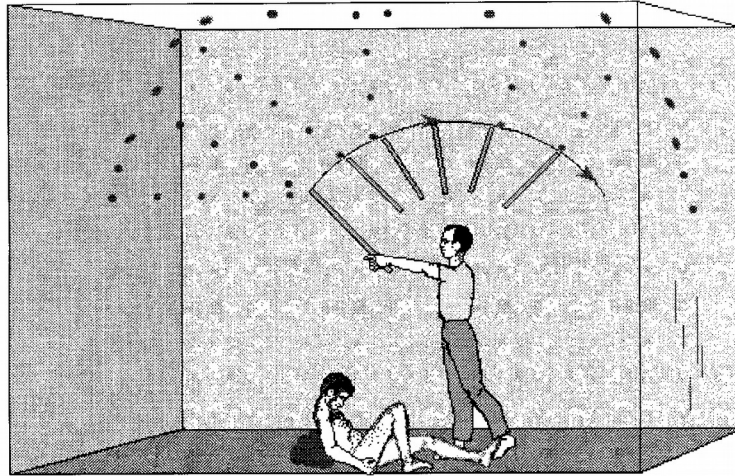


Figure 21: Mouvement de l'arme utilisée par l'agresseur à l'origine des projections par éjection.

Contrairement aux modèles d'impact, les directions de ces traces de sang sont parallèles entre elles et ne convergent donc pas vers une origine commune (voir figures 22 et 23). Ces traces peuvent être utilisées pour estimer le nombre minimum de coups portés en comptant le nombre de « faisceaux sanglants » parallèles, et déterminer la position de la victime par rapport à son agresseur. Sur la figure 22, la présence d'une petite élongation sur chacune des traces (voir cercles et flèches bleus) indique que le sang a été éjecté dans le sens donné par la flèche verte.

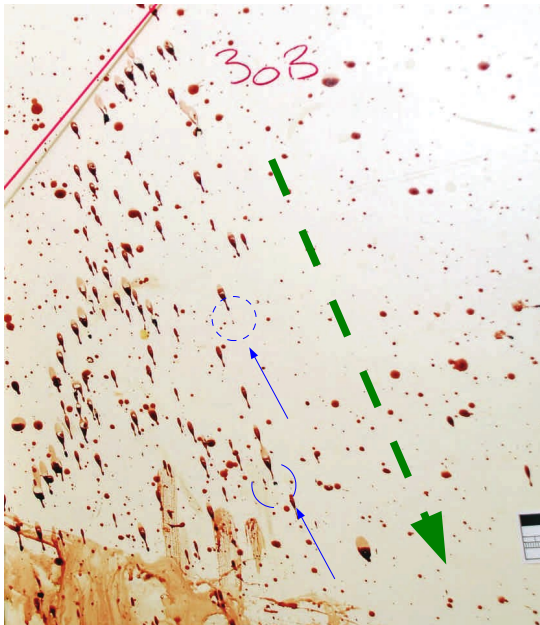


Figure 22: Projections par éjection. La flèche verte indique leur sens de création (source: IRCGN).

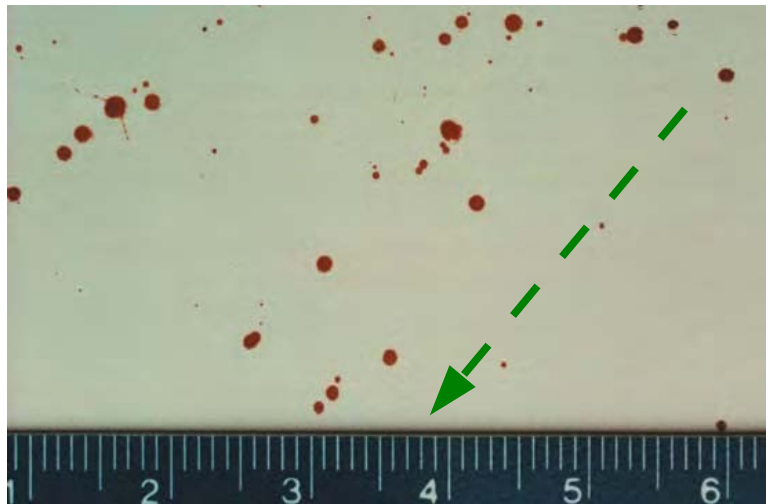


Figure 23: Projections par éjection. La flèche verte indique leur sens probable de création (source : S. James).

Sang propulsé : ensemble des traces de sang résultant de l'éjection de sang sous l'effet de la pression sanguine. On observe sur les lieux une grande quantité de sang de couleur rouge vif caractéristique due à la présence d'oxygène dans le sang artériel (voir figures 24 et 25). On observe également sur la figure 25 des projections secondaires dues à l'impact du sang au sol dont certaines sont très éloignées de la trace centrale.



38 Figure 24: Quantité importante de sang artériel sur un mur provenant d'une artère sectionnée.

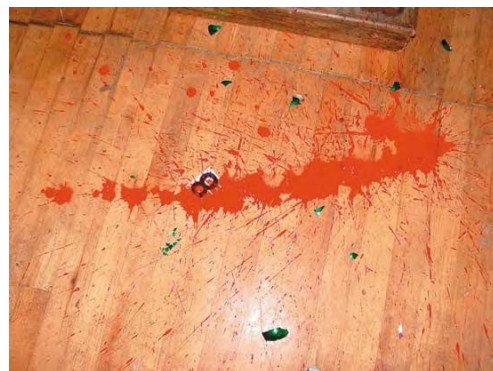


Figure 25: Quantité importante de sang artériel au sol provenant d'une artère sectionnée.

Sang expiré : ensemble de projections résultant de sang propulsé par le flux respiratoire. On observe dans ces traces la présence de bulles d'air et/ou de mucus caractéristiques permettant de déterminer facilement l'origine de ces traces (voir figures 26 et 27).

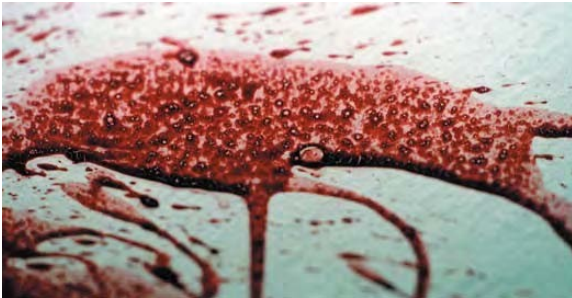


Figure 26: Présence de nombreuses bulles d'air caractéristiques dans une trace de sang expiré.

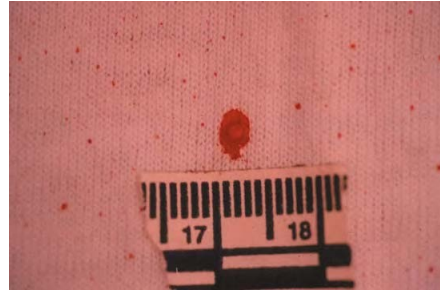


Figure 27: Présence d'une bulle d'air dans une trace de sang expiré.

IV.4. Traces de sang résultant d'un « phénomène altérant »

- **Altérations par séchage ou coagulation.** Les photographies suivantes montrent diverses altérations physiologiques de traces de sang par séchage (voir figures 28-31) ou coagulation [18] (voir figures 32 et 33).

- **Altérations par glissement ou essuyage (« wipe pattern »).** C'est l'ensemble des traces de sang résultant du mouvement d'un élément dans une trace de sang humide préexistante sur la surface étudiée. La figure 29 montre une trace de sang partiellement séché et la présence d'une trace d'essuyage par un élément s'étant déplacé de la gauche vers la droite.

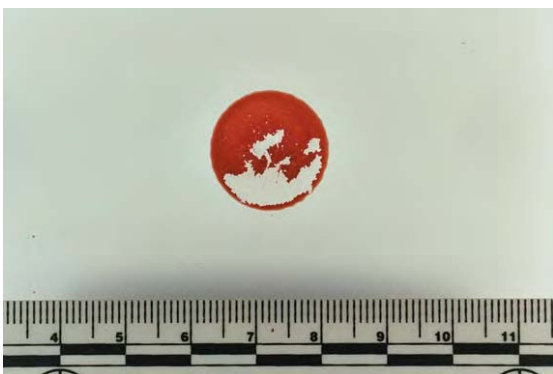


Figure 28: Trace de sang séché.



Figure 29: Trace de sang partiellement séché et essuyé.



Figure 30: Flaque de sang séché dans le cas d'un double homicide.



Figure 31: Flaque de sang séché dans une cuisine.



Figure 32: Démonstration de la formation d'un caillot sanguin après 7 minutes.



Figure 33: Traînée de sang montrant du sang coagulé et indiquant le mouvement de la victime après un certain temps.

Traces d'insectes (« artefact flies »). C'est l'ensemble des traces résultant de l'activité entomologique venant altérer des traces de sang déjà présentes et/ou créer d'autres traces de sang [19] (voir figures 34 et 35).



Figure 34: Traces d'insectes sur du tissu.



Figure 35: Traces d'insectes sur une lunette de toilette.

Vides (« voids »). Il s'agit d'un espace non ensanglanté au sein d'un motif et/ou d'un ensemble continu de traces de sang. La figure 36 montre un cadavre dans une flaque de sang partiellement séché et la figure 37 montre l'état du sol après que le cadavre ait été retiré. On note l'absence de sang là où se trouvait le cadavre et le « dessin » au sol correspond parfaitement à la forme du corps de la victime. L'absence de sang dans un environnement sanglant peut être due à la présence du corps entier ou d'une partie du corps de la victime mais également à celle d'un élément ayant fait obstacle aux projections de sang (voir figures 38 et 39).



Figure 36: Position du cadavre au sol.



Figure 37: Absence de sang à l'endroit où était situé le cadavre.



Figure 38: Absence de sang dans la partie droite du mur.

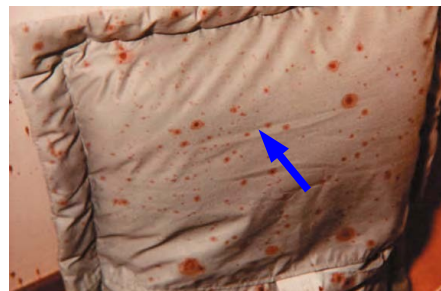


Figure 39: Coussin situé entre le mur et la victime ayant fait obstacle aux projections, expliquant l'absence de sang à droite du mur.

TROISIÈME PARTIE :
TRAJECTOIRES AERIENNES DES GOUTTES
DE SANG

V. Trajectoires aériennes des gouttes de sang

Un des objectifs de la morphoanalyse des traces de sang est de situer la victime sur les lieux au moment des événements sanglants mais également de déterminer plus exactement la position dans laquelle elle était (debout, assise, allongée...) en localisant dans l'espace la source de sang d'où ont été projetées les gouttes de sang à l'origine des traces constatées (voir la deuxième partie). Ces informations serviront, par exemple, à corroborer ou infirmer un témoignage. Pour cela, l'analyste doit reconstruire les trajectoires aériennes des gouttes de sang, ce qui peut être fait à partir des dimensions des traces de sang présentes sur les lieux. Il est nécessaire également de disposer de modèles mathématiques précis, fondés sur les lois de la physique (mécanique, mécanique des fluides...), décrivant ces trajectoires ainsi que les caractéristiques morphologiques des traces laissées sur la surface impactée et qui dépendent des conditions d'impact.

V.1. Définitions (IABPA)

La **zone d'origine** est la détermination en trois dimensions de la localisation de la source de sang à l'origine des projections [14]. La **zone de convergence** est la représentation en deux dimensions de la zone d'origine des projections. Cette aire contient les intersections des grands axes des projections sur la surface étudiée (voir figures 40 et 41).

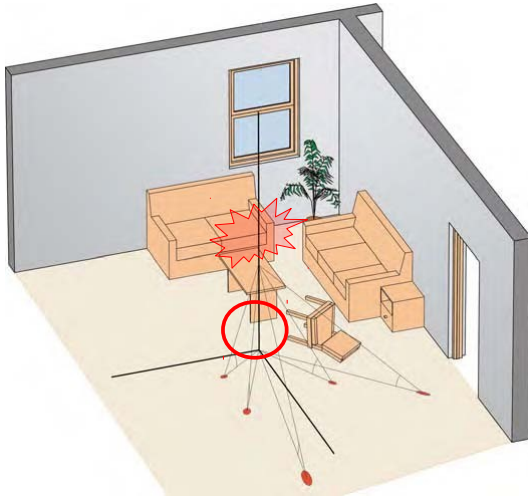


Figure 40: Positions de la zone de convergence au sol (cercle rouge) et de la zone d'origine en haut [1].

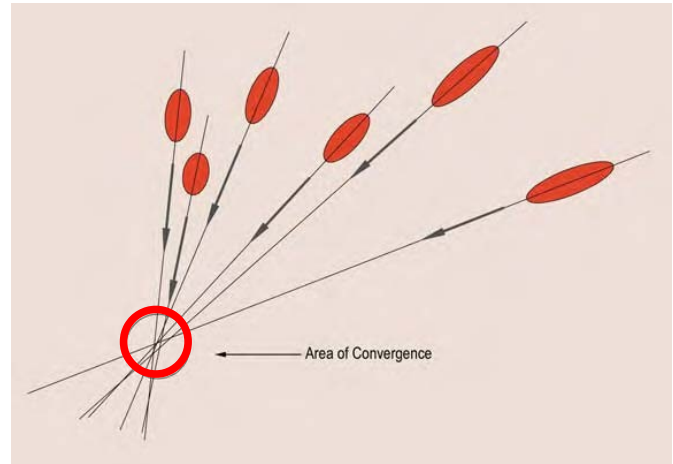


Figure 41: Définition de la zone de convergence [1].

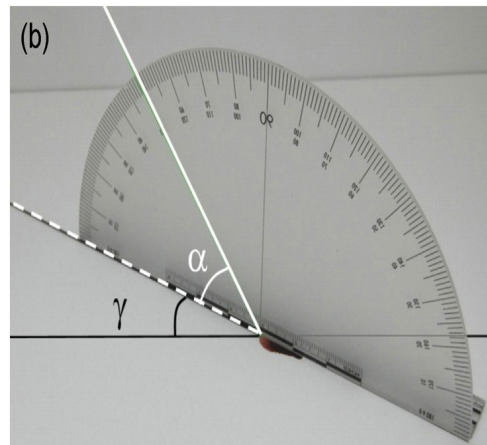
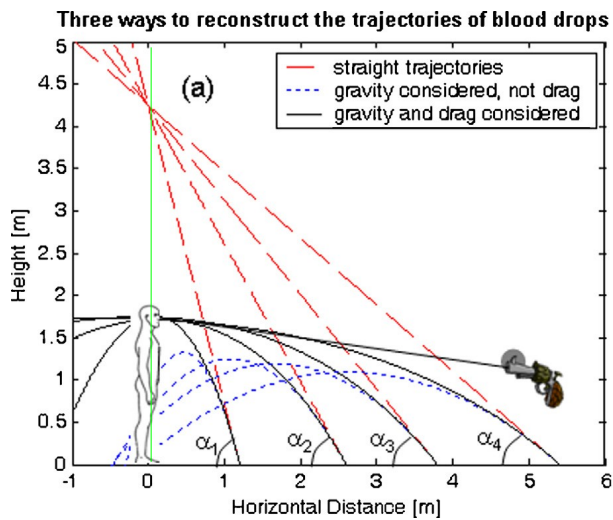


Figure 42: (a) Reconstruction des trajectoires de gouttes de sang en utilisant des trajectoires rectilignes (rouge) ou paraboliques avec ou sans prendre en compte la résistance de l'air (noir et bleu). La droite verte est la verticale du lieu passant par la zone de convergence. (b) Définitions de l'angle d'impact α et de l'angle directionnel γ permettant d'orienter la trace de sang [14].

Comme autre illustration, nous montrons en figure 42 (a) les zones d'origine et de convergence correspondant ici respectivement à la région proche de la tête de la victime ($h \approx 1.95$ m) et la région au sol où se trouvent les pieds de la victime ($h \approx 0$ m) [14]. Les angles notés α_{1-4} sont les angles d'impact des quatre gouttes de sang considérées.

V.2. Reconstruction des trajectoires balistiques des gouttes de sang

V.2.1. Trajectoires aériennes des gouttes de sang

En 1895, le médecin légiste polonais Eduard Piotrowski décrit dans ses travaux la répartition générale des traces de sang créées par un marteau frappant une flaque de sang et une hache frappant la tête d'un lapin (ses travaux sont reproduits et commentés dans [20]). Il a observé que l'orientation des traces de sang peut indiquer l'origine des projections. A la fois E. Piotrowski et V. Balthazard *et al* [20], [21] indiquent dans leurs travaux que les trajectoires aériennes des gouttes de sang ne sont pas rectilignes. Ces gouttes sont en effet influencées par la gravité et la résistance de l'air et décrivent plutôt en vol des trajectoires paraboliques, appelées aussi *trajectoires balistiques* (voir la section V.2.2).

Une première approche est de supposer que les gouttes de sang projetées suite à un événement sanglant ont des trajectoires aériennes rectilignes [4] (voir figure 42 a). Diverses techniques, comme la *méthode des ficelles*, sont exploitées sur les scènes de crime depuis les années 50 pour étudier les convergences et les trajectoires des gouttes de sang (voir figure 43). D'autres techniques assistées par ordinateur, comme *l'analyse directionnelle*⁴, ont ensuite été implémentées et utilisées en routine sur le terrain afin d'étudier les trajectoires⁵ [22], [23] : *Back Track Suite* ou *HemoSpat* (voir figure 44). Depuis peu, le

⁴ Dans cette approche, il est nécessaire de seulement connaître la position, la forme et la direction des traces de sang.

⁵ D'autres méthodes utilisées sont décrites dans [14].

scanner 3D (cf. société FARO) (voir figure 45) est utilisé pour numériser en 3D une scène de crime (fixation) et étudier les convergences et les trajectoires des gouttes de sang afin de déterminer la position de la zone d'origine.

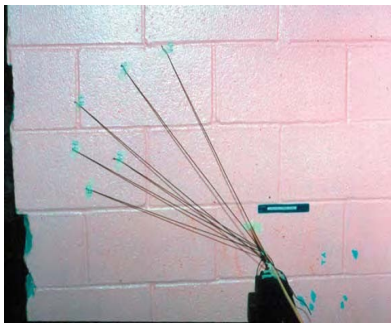


Figure 43: Utilisation de la méthode des ficelles.

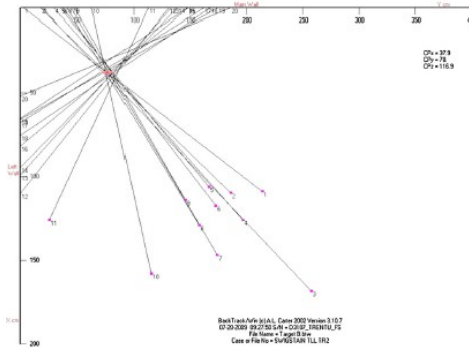


Figure 44: Implémentation de l'analyse directionnelle [22].



Figure 45: Laser-scanner de la société FARO.

Après avoir déterminé la zone de convergence à partir de la direction des traces de sang (voir figure 41), la zone d'origine peut être localisée en utilisant l'angle d'impact α , qui est l'angle aigu ($< 90^\circ$) selon lequel la goutte de sang a impacté la surface [14] (voir figure 46). Cet angle peut être déduit des dimensions des traces de sang : $\sin \alpha = W/L$ où W et L désignent respectivement le petit et le grand axe de l'ellipse extraits de la trace (voir figure 47). Ces longueurs peuvent être estimées en utilisant un logiciel dédié.

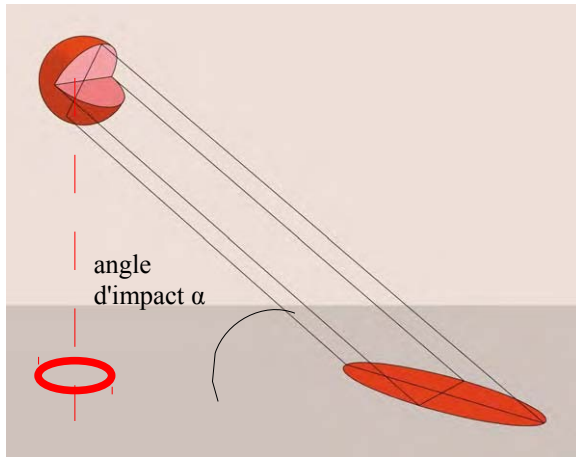


Figure 46: Définition de l'angle d'impact. Le cercle et la sphère rouges représentent respectivement la zone de convergence et la zone d'origine [1].

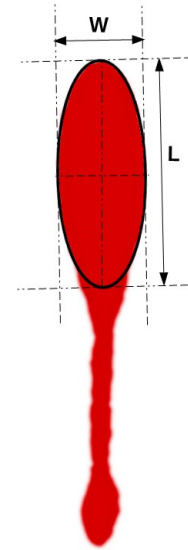


Figure 47: Définitions des petit axe W et grand axe L d'une trace de sang.

Formellement, la zone où se trouvent les intersections entre la verticale passant par la zone de convergence⁶ et les droites passant par les centres des traces considérées et formant un angle d'impact α donnera une estimation de la position de la zone d'origine des projections (voir figure 42). Sur la figure 42 (a), la position réelle de la source de sang est située à 1.95 m au-dessus du sol. En supposant que les gouttes de sang projetées ont des trajectoires aériennes rectilignes, on trouve à partir de l'angle d'impact que la source de sang est située à 4 m au-dessus du sol, ce qui est très sur-estimé par rapport à sa position réelle. En toute rigueur, afin d'améliorer l'estimation de la position de la source de sang, il faut prendre en compte l'influence de la gravité, voire de la résistance de l'air, sur les gouttes de sang projetées.

⁶ Sauf indication contraire, on suppose ici que la zone de convergence et la trace de sang étudiée sont situées au sol. La zone d'origine est quant à elle située au-dessus du sol.

V.2.2. Équations décrivant les trajectoires aériennes des gouttes de sang

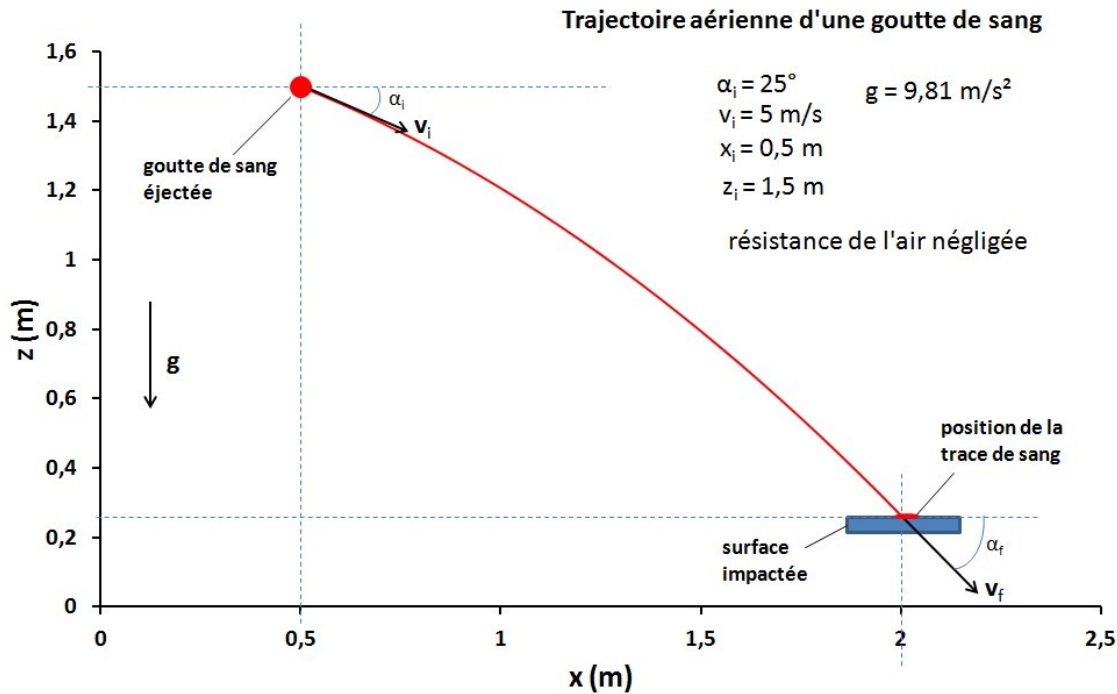


Figure 48: Paramètres utilisés pour l'étude des trajectoires aériennes des gouttes de sang. α_i et α_f sont respectivement les angles initial et final (angle d'impact) donnant la direction du vecteur vitesse, v_i et v_f sont respectivement les vitesses initiale et finale (vitesse d'impact), (x_i, z_i) et (x_f, z_f) désignent respectivement la position initiale de la goutte de sang et la position finale de la trace laissée sur la surface impactée.

On va supposer ici que la trajectoire d'une goutte de sang, après avoir été éjectée d'une blessure, est décrite par les équations du mouvement d'un objet rigide⁷ en négligeant, par souci de simplification, quelques facteurs tels que l'oscillation des gouttes en vol et la résistance de l'air. Nous prendrons en compte seulement l'influence de la gravité (voir figure 48). Les trajectoires obtenues en tenant compte de la résistance de l'air sont montrées en figure 49.

⁷ Nous verrons plus loin quelles sont les limites à cette hypothèse simplificatrice.

A partir des composantes de l'accélération de la goutte de sang éjectée ($a_x = 0$ et $a_z = -g$), on obtient par intégrations successives par rapport au temps t celles de la vitesse $\vec{v}$ et de la position $\vec{r}$ en tenant compte des conditions initiales :

$$\vec{a} : \begin{cases} a_x = 0 \\ a_z = -g \end{cases} \rightarrow \vec{v} : \begin{cases} v_x = v_i \cos \alpha_i \\ v_z = -g t - v_i \sin \alpha_i \end{cases} \rightarrow \vec{r} : \begin{cases} x = v_i \cos \alpha_i t + x_i \\ z = -\frac{1}{2} g t^2 - v_i \sin \alpha_i t + z_i \end{cases} \quad (5)$$

En utilisant le fait que $t = (x - x_i) / (v_i \cos \alpha_i)$ afin d'éliminer le temps dans l'expression de z , on obtient l'équation qui décrit la trajectoire de la goutte :

$$z(x) = z_i - \frac{1}{2} g \frac{(x - x_i)^2}{v_i^2 (\cos \alpha_i)^2} - (x - x_i) \tan \alpha_i \quad (6)$$

L'équation (6) montre que la trajectoire aérienne de la goutte est **parabolique**.

En imposant $x = x_f$ et $z = z_f$ (position de la trace) dans l'équation (6) puis en utilisant le fait que $v_i \cos \alpha_i = v_f \cos \alpha_f$ et $-v_i \sin \alpha_i = -g t_f - v_f \sin \alpha_f$ (t_f est l'instant où $x = x_f$ et $z = z_f$), afin d'éliminer la vitesse initiale et l'angle initial, on obtient après quelques manipulations algébriques [24] :

$$z_i = z_f + (x_f - x_i) \tan \alpha_f - \frac{1}{2} g \frac{(x_f - x_i)^2}{v_f^2 (\cos \alpha_f)^2} \quad (7)$$

L'expression (7) montre que pour déterminer l'altitude initiale de la goutte de sang z_i , il faut connaître l'altitude de la trace après impact z_f , la distance dans le plan horizontal $(x_f - x_i)$ entre la goutte et la trace,

l'angle d'impact α_f et la vitesse d'impact v_f . L'altitude de la trace z_f peut être relevée sur les lieux du crime. La distance horizontale $(x_f - x_i)$ entre la goutte de sang et la trace correspond à la position de la zone de convergence par rapport à la trace, et peut être déterminée à partir de la direction des traces elliptiques en utilisant, par exemple, la méthode des ficelles (voir figure 41). L'angle d'impact peut être déterminé à partir du rapport entre le petit et le grand axe de la trace de sang elliptique : $\sin \alpha_f = W/L$ (voir figures 46 et 47). La vitesse d'impact est le paramètre le plus **difficile** à déterminer et peut être obtenu, comme nous le verrons dans le chapitre VI, à partir des dimensions des traces de sang laissées sur la surface impactée et d'un modèle mathématique précis fondé sur les lois de la mécanique des fluides.

Si la gravité n'est pas prise en compte ($g = 0$), l'équation (6) montre que la trajectoire de la goutte de sang est rectiligne. L'expression (7) se simplifie et devient :

$$z_i = z_f + (x_f - x_i) \tan \alpha_f \quad (8)$$

Ainsi pour déterminer l'altitude initiale de la goutte de sang z_i , la vitesse d'impact n'a plus besoin d'être connue. Il est alors seulement nécessaire de déterminer l'altitude de la trace z_f , l'angle d'impact α_f et la zone de convergence dont la position par rapport à la trace est donnée par $(x_f - x_i)$. Cette hypothèse simplificatrice annule le terme négatif proportionnel à $(x_f - x_i)^2$ qui apparaît dans l'équation (7), ce qui impliquera une surestimation de la position verticale de la zone d'origine si l'analyste suppose des trajectoires aériennes rectilignes (voir figure 42 a).

Comme nous l'avons vu plus haut, la zone d'intersection entre la verticale du lieu passant par la zone de convergence et la droite passant par le centre de la trace de sang utilisée et formant un angle α_f avec le plan horizontal, c'est-à-dire la droite d'équation $z=z_f+(x_f-x) \tan \alpha_f$ permettra de localiser la zone d'origine des projections. Si la gravité est prise en compte, la même méthode peut être utilisée mais la droite devra être remplacée par la parabole d'équation : $z=z_f+(x_f-x) \tan \alpha_f - 1/2g(x_f-x)^2 / (v_f^2 \cos^2 \alpha_f)$ après avoir déterminé l'angle d'impact et la vitesse d'impact.

Notons enfin que pour déterminer la zone de convergence, il faut s'assurer au préalable que toutes les traces utilisées proviennent bien de la même source ce qui peut être compliqué dans le cas où par exemple différents types de traces se superposent ou s'il y a eu au moment des événements sanglants plusieurs sources de sang.

De nombreux auteurs ont proposé des méthodes pour reconstruire précisément les trajectoires aériennes des gouttes de sang en prenant en compte l'influence de la gravité et/ou de la résistance de l'air [5], [25],[26]. Comme nous l'avons montré précédemment, la reconstruction de ces trajectoires nécessite de connaître au préalable l'angle d'impact et la vitesse d'impact des gouttes de sang. Comme nous le verrons dans le chapitre VI, la vitesse d'impact pourra être déterminée à partir des dimensions des traces de sang laissées sur les lieux et du diamètre initial des gouttes éjectées.

V.Trajectoires aériennes des gouttes de sang

Nous montrons sur la figure 49 les différentes trajectoires de goutte de sang obtenues en négligeant (courbe rouge) et en tenant compte de la résistance de l'air selon différents modèles décrivant les frottements dans l'air (courbes bleue, verte, noire et magenta). On constate qu'ici, les modèles de Newton et Lavernia donnent des résultats comparables tandis que les modèles de Newton, Lavernia et Von Allen donnent des résultats différents de ceux de Stokes et sans frottement. Notons que dans cet exemple $R = 1 \text{ mm}$ et $v_0 = 20 \text{ m/s}$ d'où $Re \approx 3\,000$ si bien qu'ici les modèles de Newton et Lavernia doivent être utilisés.

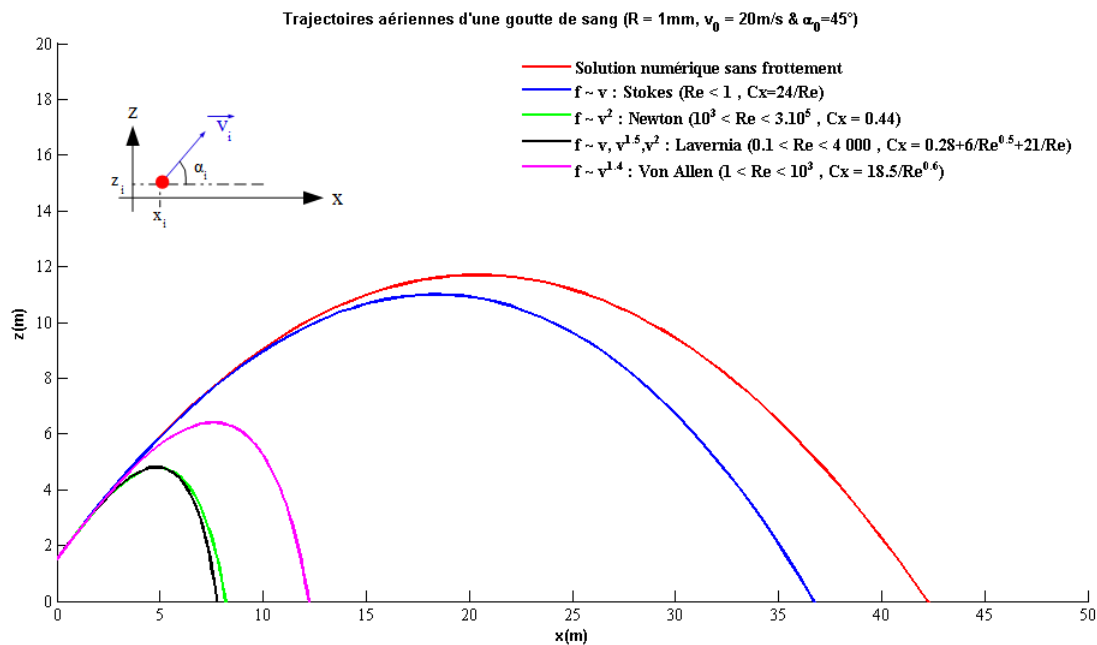


Figure 49: Trajectoires d'une goutte de sang obtenues par résolution numérique (sous Matlab) des équations du mouvement en utilisant différents modèles pour décrire les frottements dans l'air (voir démonstrations ici : https://www.lpc-expert.fr/Articles/Cours_Morpho_GBoudarham.pdf)

La figure 50 extraite de [14] montre l'effet d'une incertitude (surestimation ou sous-estimation) commise sur l'angle d'impact [27],[28], [29], la vitesse d'impact [30] ou le diamètre des gouttes de sang [30] sur la détermination de la position verticale de la zone d'origine des projections, située ici au niveau de la tête de la victime.

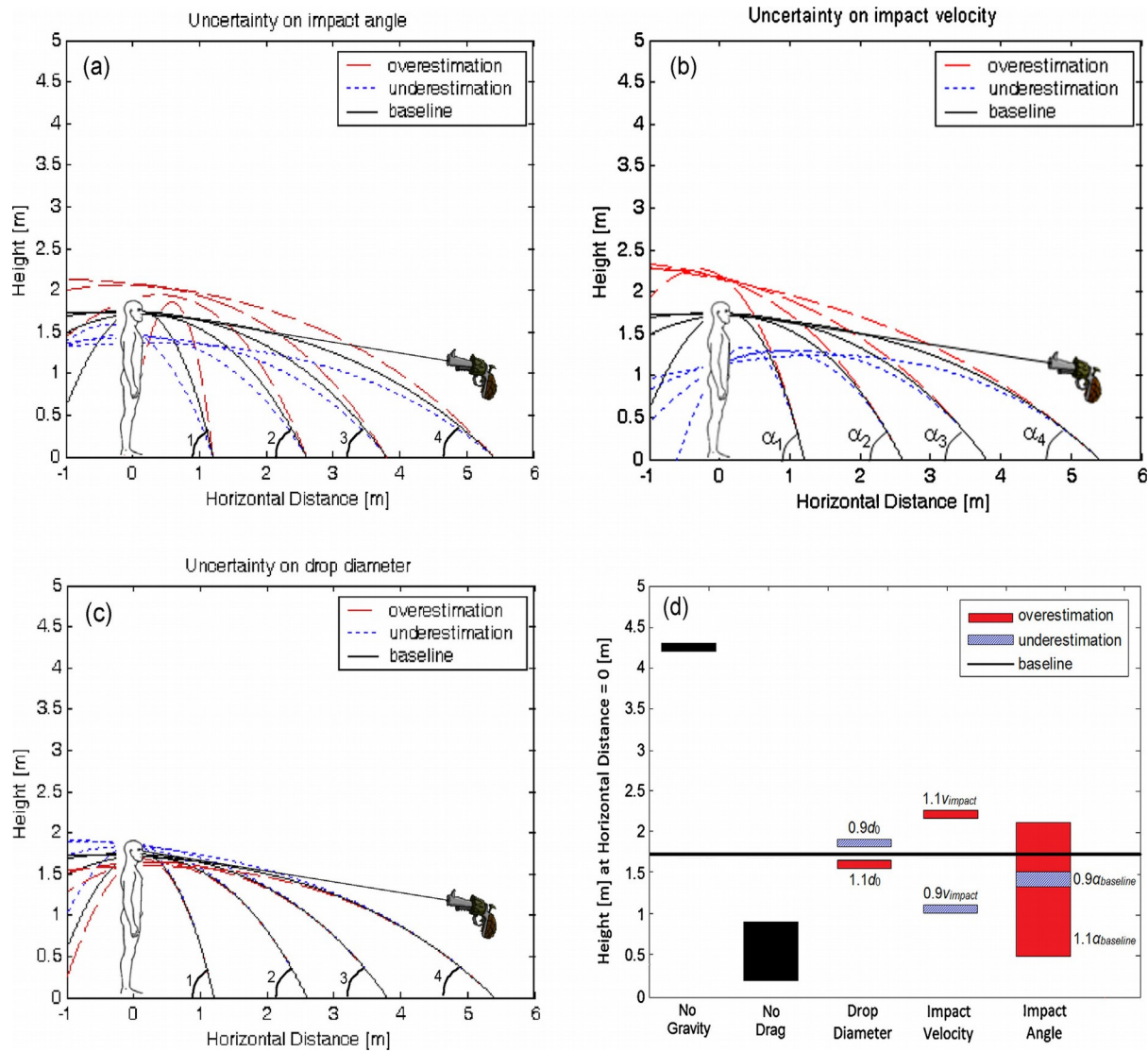


Figure 50: Effet d'une incertitude commise sur l'angle d'impact (a), la vitesse d'impact (b) et le diamètre des gouttes de sang sur la position verticale de la zone d'origine. (d) récapitule les principaux effets et ce qui se passe en négligeant la gravité ou la résistance de l'air.

Cette étude paramétrique montre que l'erreur commise sur la position verticale de la zone d'origine est due à (par ordre d'importance) : la non prise en compte de la gravité, la non prise en compte de la résistance de l'air, l'incertitude sur la vitesse d'impact et l'angle d'impact, et de l'incertitude sur le diamètre de la goutte.

V.2.3. Difficultés concernant la reconstruction des trajectoires des gouttes de sang

La reconstruction *a posteriori* des trajectoires aériennes des gouttes de sang à partir des caractéristiques morphologiques des traces de sang laissées sur les surfaces impactées présentes sur les lieux n'est pas évidente car ces gouttes ne sont pas des particules rigides : elles peuvent en effet se déformer ou se désagréger en gouttes plus petites si la résistance de l'air devient comparable à la tension de surface (voir la section I.2). Elles peuvent également osciller ou se recombinaison en vol affectant leur forme, leur taille, la résistance de l'air et finalement le calcul de leur trajectoire [31], [32].

Par ailleurs, les gouttes de sang qui sortent du corps humain vivant ont une température initiale d'environ 37°C et voyagent dans l'air qui a une température généralement plus faible avant d'impacter divers éléments présents sur les lieux (mur, sol...) ayant une température également plus faible [33]. Si le temps caractéristique des échanges de chaleur entre le sang émis et son environnement est plus faible que le temps de vol des gouttes de sang, alors la température de ces gouttes va baisser. Cette diminution impliquerait alors une augmentation de la viscosité du sang et une diminution de sa tension de surface, c'est-à-dire une diminution du nombre de Reynolds et une augmentation du nombre de Weber (voir la première partie). Ces modifications pourraient alors affecter le comportement des gouttes de sang pendant l'impact et les caractéristiques morphologiques des traces de sang laissées sur la surface impactée et finalement la reconstruction des trajectoires aériennes de ces gouttes.

VI. Impacts de gouttes de sang

En 1939, V. Balthazard *et al* [21] ont étudié expérimentalement la relation entre la hauteur de chute de gouttes de sang et les dimensions des traces de sang laissées sur le substrat impacté pour des impacts perpendiculaires ($\alpha = 90^\circ$) et obliques ($\alpha < 90^\circ$). Leurs travaux ont montré que plus la hauteur de chute est élevée plus la taille des traces de sang est importante⁸. Depuis, d'autres expériences d'impacts de gouttes liquides ont été réalisées et diverses relations mathématiques ont été proposées entre les dimensions des traces laissées sur le substrat impacté, la vitesse d'impact, l'angle d'impact et le diamètre des gouttes incidentes. Rappelons qu'en morphoanalyse des traces de sang, la connaissance de ces paramètres est importante pour reconstruire les trajectoires des gouttes de sang projetées lors d'événements sanglants en prenant en compte la gravité et la résistance de l'air afin de localiser précisément la zone d'origine des projections.

Nous présentons dans la section suivante quelques modèles mathématiques permettant de déterminer la vitesse d'impact de gouttes liquides à partir des dimensions des traces laissées sur le substrat impacté. Le lecteur intéressé trouvera dans [8] une revue plus complète décrivant d'autres modèles.

De nombreux travaux expérimentaux consacrés aux impacts de gouttes en incidence normale sur des surfaces solides ou liquides sont disponibles dans [12], [34], [35]. De nombreuses autres études théoriques ont été proposées afin de résoudre numériquement l'équation de Navier-Stokes [13] (CFD

⁸ Notons que dans le cas où l'influence de la résistance de l'air est significative, les gouttes de sang peuvent atteindre en vol une *vitesse limite* (la force de frottement est alors égale au poids de la goutte) et il n'est alors plus possible de déterminer la hauteur de chute à partir des dimensions des traces.

ou *computational fluid dynamics*) dans le cas d'impacts de gouttes. Ces travaux ont été initiés en 1967 par Harlow et Shannon [36] puis d'autres ont suivi afin de comprendre l'effet des propriétés physiques du fluide impactant comme sa viscosité [37] ou sa tension de surface [38], mais également l'effet de la mouillabilité du substrat impacté [9] ou des transferts de chaleur [39].

VI.1. Impacts de gouttes en incidence normale

Lorsqu'une goutte liquide, de diamètre initial D_0 , impacte un substrat en incidence normale ($\alpha = 90^\circ$), elle s'étale d'abord sur la surface en formant un film liquide circulaire très fin⁹ (voir figure 51).

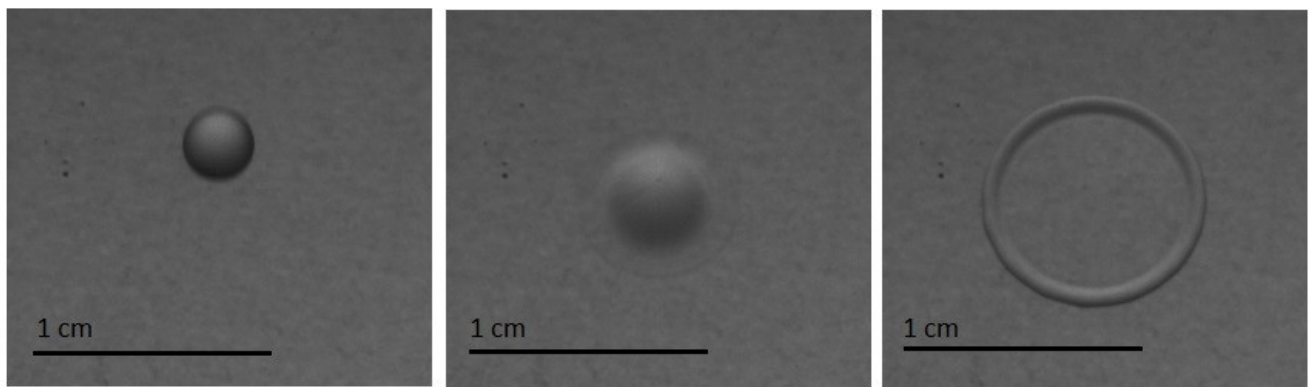


Figure 51: De gauche à droite : évolution d'une goutte de fluide (mélange eau-glycérol $\eta=6\text{mPa.s}$) au cours du temps (2000 images/s) avant, pendant et après impact sur une vitre en verre. Le diamètre de la goutte est d'environ $D_0=3\text{ mm}$ et la hauteur de chute est $h=20\text{ cm}$ (crédits : G. Boudarham, 2014).

Ce mécanisme d'expansion est gouverné par l'inertie de la goutte et contraint par les forces capillaires et visqueuses [11]. En mécanique des fluides, ces forces sont quantifiées en terme du rapport entre les forces inertielles et les forces capillaires (nombre de Weber), et le rapport entre les forces inertielles et les forces visqueuses (nombre de Reynolds) (voir la première partie). Quelques millisecondes après

⁹ La formation éventuelle d'épines périphériques ou de projections secondaires sera abordée plus loin.

l'impact, le film liquide atteint son diamètre maximum $D_{\max}$ qui va ensuite se rétracter plus ou moins à cause de sa tension de surface et selon l'affinité du substrat avec le fluide impactant. Sur un substrat hydrophobe ou super-hydrophobe, si le fluide est aqueux, le film peut se rétracter de façon spectaculaire jusqu'à reprendre une forme parfaitement sphérique posée sur la surface. Au contraire, si le substrat est hydrophile, le film va très peu se rétracter et rester étalé sur la surface [13].

La façon dont varie $D_{\max}$ en fonction des paramètres de l'expérience (vitesse d'impact, angle d'impact, propriétés rhéologiques du fluide ou nature du substrat impacté...) est encore sujet à débats dans la communauté scientifique. Pour des applications pratiques afin d'analyser correctement les traces de sang présentes sur une scène de crime et reconstruire les événements sanglants, il est nécessaire de disposer de modèles mathématiques précis fondés sur les lois de la physique qui donnent une relation entre la vitesse d'impact de gouttes de sang et les dimensions des traces laissées sur le substrat impacté.

On trouve dans la littérature différents modèles qui prédisent une relation entre le rapport $D_{\max}/D_0$ (facteur d'étalement ou « spreading factor ») en fonction du nombre de Reynolds et/ou du nombre de Weber pour divers fluides¹⁰.

¹⁰ Dans les problèmes d'impacts de gouttes, Re et We dépendent de la vitesse d'impact et du diamètre de la goutte et donc ces modèles prédisent aussi une relation entre $D_{\max}/D_0$ et la vitesse d'impact.

VI.1.1. Modèle de Madejski (1976)

En 1976, Madejski *et al* [7] ont proposé un modèle d'impacts de gouttes qui prend en compte à la fois la dissipation visqueuse et les effets de la tension superficielle. Ils ont supposé que la goutte s'étale sur le substrat en gardant une symétrie circulaire. Après avoir supposé une distribution des vitesses dans le fluide, la dissipation visqueuse a pu être exprimée en terme du taux de cisaillement et du gradient de vitesse dans le fluide. Madejski *et al* trouvent alors que le facteur d'étalement $\beta = D_{\max}/D_0$ vérifie l'équation :

$$\frac{3\beta^2}{We} + \frac{1}{Re} \left(\frac{\beta}{1.2941} \right)^5 = 1. \quad (9)$$

Dans le régime capillaire où la viscosité peut être négligée devant la tension de surface ($1/Re \rightarrow 0$), l'équation (9) se simplifie et donne, si $We > 100$:

$$\frac{D_{\max}}{D_0} = \frac{1}{\sqrt{3}} We^{1/2}. \quad (10)$$

Au contraire, dans le régime visqueux où la tension de surface peut être négligée devant la viscosité ($1/We \rightarrow 0$) (énergie cinétique de la goutte entièrement dissipée par viscosité), l'équation (9) donne, si $Re > 100$:

$$\frac{D_{\max}}{D_0} = 1.2941 Re^{1/5}. \quad (11)$$

VI.1.2. Modèle de Bennett (1993)

En 1993, Bennett *et al* [8] ont complété le modèle de Madejski en prenant en compte la tension de surface de la goutte avant d'impacter le substrat. En supposant que l'angle de contact entre le fluide et le substrat est de 90° , les auteurs trouvent que le facteur d'étalement $\beta = D_{\max}/D_0$ vérifie alors l'équation :

$$\frac{(\beta/1.2941)^5}{Re} + \frac{3(\beta^2 - 4)}{We} = 1. \quad (12)$$

Dans le cas où la tension de surface peut être négligée devant la dissipation visqueuse ($1/We \rightarrow 0$), on retrouve l'expression (11) de Madejski. Au contraire, quand la dissipation visqueuse peut être négligée devant la tension de surface ($1/Re \rightarrow 0$) (énergie cinétique de la goutte entièrement convertie en énergie de surface), l'expression (12) se simplifie et donne :

$$\frac{D_{\max}}{D_0} = \left(\frac{We}{3} + 4 \right)^{1/2}. \quad (13)$$

L'expression (13) montre que $D_{\max}/D_0$ se comporte comme $We^{1/2}$ et lorsque le nombre de Weber est suffisamment élevé : $We \gg 12$, on retrouve l'expression (10) de Madejski.

VI.1.3. Modèle de Clanet (2004)

En 2004, Clanet *et al* [10] proposent une autre expression de $D_{\max}/D_0$ déduite d'expériences réalisées avec des fluides de basse viscosité (eau, mercure...) et un substrat super-hydrophobe. L'idée originale de ce modèle est d'avoir introduit une « gravité effective » qui tient compte de la décélération

importante de la goutte au moment de l'impact, ce qui a permis aux auteurs d'obtenir dans le régime capillaire une nouvelle expression de $D_{\max}/D_0$ en fonction du nombre de Weber :

$$\frac{D_{\max}}{D_0} = We^{1/4}. \quad (14)$$

L'étude numérique menée en 2010 par J. Eggers *et al* [11] a montré que dans le régime capillaire, le modèle de Bennett [8] donne une meilleure prédiction de $D_{\max}/D_0$ que celui de Clanet [10].

VI.2. Modèle de Pasandideh-Fard (1996)

En 1996, Pasandideh-Fard *et al* [9] ont étudié numériquement et expérimentalement différents impacts de gouttes d'eau sur un substrat en acier inoxydable, ce qui leur a permis de développer un nouveau modèle fondé sur la conservation de l'énergie mécanique. Ce modèle est utilisé en morphoanalyse des traces de sang pour déterminer la vitesse d'impact de gouttes de sang à partir des dimensions des traces de sang laissées sur le substrat impacté. Nous allons décrire précisément ce modèle tel qu'il a été établi initialement par les auteurs puis les corrections de celui-ci proposées par Craig D. Adam [40].

VI.2.1. Modèle originel de Pasandideh-Fard

A cause de la viscosité du fluide, une partie de l'énergie cinétique initiale de la goutte va être dissipée lorsque la goutte va s'étaler sur le substrat. La variation de l'énergie mécanique de la goutte est égale au travail des forces de frottement à l'origine de cette dissipation¹¹, ce qui s'écrit [9] :

¹¹ Nous avons gardé ici les notations utilisées dans [9].

$$\frac{1}{2} \left(\frac{\pi \rho d^3}{6} \right) v^2 + \pi \gamma d^2 = \frac{\pi \gamma D^2}{4} (1 - \cos \theta_e) + \frac{\pi}{3 \sqrt{\text{Re}}} \rho v^2 d D^2 \quad (15)$$

où v est la vitesse d'impact, d est le diamètre de la goutte, D est le diamètre maximal du film liquide à l'étalement, θ_e est l'angle de contact à l'équilibre du fluide avec le substrat impacté, ρ est la masse volumique du fluide et γ son coefficient de tension superficielle. Le premier terme représente l'énergie cinétique initiale de la goutte ($E_c = 1/2 m v^2$ où $m = 4/3 \pi \rho (d/2)^3$), le second et le troisième termes désignent respectivement la tension de surface de la goutte avant et après impact et le dernier terme, qui est le plus difficile à déterminer, représente le travail des forces visqueuses à l'origine de la dissipation d'énergie dans la goutte.

A partir de l'équation (15), on peut obtenir l'expression du facteur d'étalement en fonction des nombres de Reynolds et de Weber [9] :

$$\beta = \frac{D}{d} = \left(\frac{\text{We} + 12}{3(1 - \cos \theta_e) + 4 \text{We} \text{Re}^{-1/2}} \right)^{1/2} \quad (16)$$

Pour des impacts à haute vitesse, on peut négliger l'influence de la tension de surface et considérer que l'énergie cinétique initiale de la goutte est entièrement dissipée par viscosité (régime visqueux) et dans cette limite l'expression (16) devient, si $\text{We} \gg \text{Re}^{1/2}$:

$$\beta = \frac{D}{d} = \frac{1}{2} \text{Re}^{1/4} \quad (17)$$

VI.2.2. Modèle de Pasandideh-Fard après corrections

La figure 52 montre les résultats expérimentaux obtenus par Craig D. Adam dans le cas d'impacts perpendiculaires de gouttes de sang sur du papier et dont le diamètre varie entre $d = 3.28$ mm et $d = 5.15$ mm. On observe que les points expérimentaux sont très proches des droites théoriques (traits discontinus) données par l'expression (17) plutôt pour les gouttes les plus petites et pour des vitesses d'impact élevées¹² telles que $v^{1/4} > 1.4$ (m/s)^{1/4} (soit $v > 4$ m/s). Ce dernier résultat était prévisible puisque l'expression (17) a été obtenue dans le régime visqueux valable à haute vitesse.

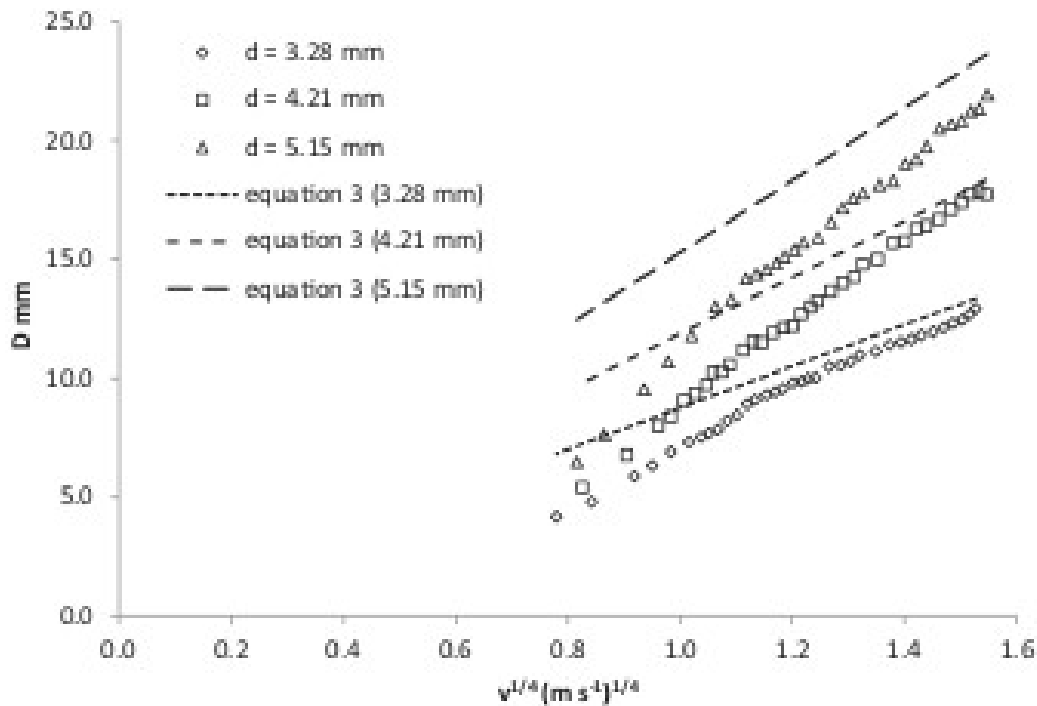


Figure 52: Diamètre des traces de sang en fonction de $v^{1/4}$ pour des gouttes de sang de diamètres différents [40].

12 Sur la figure 52, il faut lire "equation 10" et non "equation 3".

En 2012, cet auteur a proposé dans [40] une correction du modèle de Pasandideh-Fard afin de diminuer l'écart entre les prédictions théoriques et les résultats expérimentaux quelque soit la taille des gouttes incidentes. Pour cela, il a supposé qu'en plus de l'énergie perdue par viscosité, une partie de l'énergie cinétique initiale de la goutte incidente est également perdue dans le substrat impacté du fait de sa rugosité ou de son élasticité...

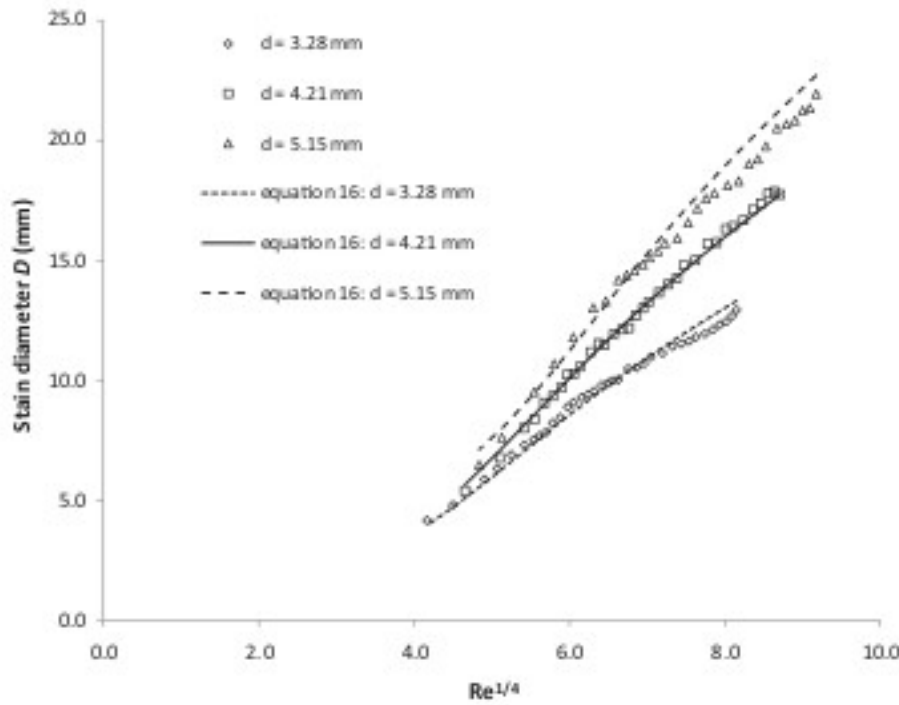


Figure 53: Diamètre des traces de sang en fonction de $Re^{1/4}$ après correction [40].

Cette hypothèse revient à ajouter dans le membre de droite de l'équation (15) une contribution supplémentaire qu'Adam suppose proportionnelle à la surface maximale de la trace, soit $\sim D^2$ [40] :

$$\frac{1}{2} \left(\frac{\pi \rho d^3}{6} \right) v^2 + \pi \gamma d^2 = B D^2 + \frac{\pi \gamma D^2}{4} (1 - \cos \theta_e) + \frac{\pi}{3 \sqrt{\text{Re}}} \rho v^2 d D^2 \quad (18)$$

où B est un coefficient non prédit par ce modèle et qui dépend de la nature du substrat impacté.

Cette nouvelle expression permet de déterminer une équation pour le facteur d'étalement $\beta = D/d$ en fonction des nombres de Reynolds et de Weber :

$$(We + 12)\beta = 8 + \beta^3 (A + 4 We Re^{-1/2}) \quad (19)$$

où A est un coefficient qui dépend de la nature du substrat impacté et qui peut être déterminé à partir des données expérimentales¹³.

Comme le montre la figure 53, après avoir ajusté la valeur de A à partir des données expérimentales, on obtient après cette correction une meilleure correspondance entre les points expérimentaux et les prédictions théoriques données par l'équation (19) quelque soit le diamètre des gouttes. Notons que le terme supplémentaire ajouté par Adam qui est proportionnel à D^2 peut également être vu formellement comme une redéfinition de la tension de surface de la goutte après impact.

L'application directe des équations précédentes en morphoanalyse des traces de sang est en fait limitée tant que le diamètre des gouttes de sang d n'est pas connu puisqu'il n'est pas possible de déterminer la vitesse d'impact à partir de la seule connaissance du diamètre maximal D.

¹³ Contrairement à l'expression (15), l'équation (19) est une équation du troisième degré en β que l'on peut résoudre par exemple numériquement par dichotomie.

Dans la section suivante, nous verrons que le nombre d'épines périphériques qui peuvent se former autour de la trace peut être utilisé en complément de l'expression (17) pour déterminer à la fois la vitesse d'impact et le diamètre des gouttes.

Notons également que sur certains substrats, la goutte peut se rétracter après s'être étalée sur la surface de sorte que $D > D_{\text{final}}$ ce qui ne permettra pas de mesurer le diamètre maximal D directement sur les lieux mais seulement le diamètre final D_{final} [11].

VI.3. Étude des splash en incidence normale

Quand l'énergie transférée à la goutte lors de l'impact est suffisante, il apparaît soit une ondulation (« *scallop* ») soit des épines périphériques (« *spines* » ou « *spikes* ») autour de la trace [40] (voir figures 54 et 55). On constate expérimentalement que le nombre de ces corrugations augmente avec la hauteur de chute qui implique une augmentation de la vitesse d'impact et donc de l'énergie transférée à la goutte au moment de l'impact.

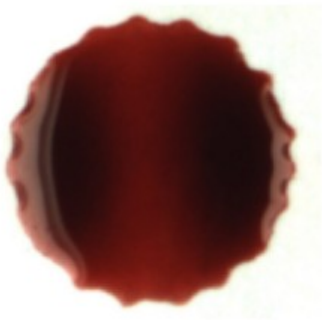


Figure 54: Formation d'une ondulation (« *scallop* ») au bord de la trace.



Figure 55: Formation d'épines périphériques (« *spikes* ») au bord de la trace.

En 1999, Bhola *et al* [41] ont proposé une expression donnant le nombre d'épines périphériques formées au bord de la trace après impact en fonction des nombres de Reynolds et de Weber :

$$N = \sqrt{\frac{We Re^{1/2}}{48}}. \quad (20)$$

En 2005, Hulse-Smith *et al* [6] ont proposé une autre relation donnant le nombre d'épines périphériques en fonction du nombre de Weber :

$$N = C \sqrt{We} \quad (21)$$

où C est un coefficient d'ordre 1 qui dépend du substrat impacté et dont la valeur peut être ajustée à partir des données expérimentales. MacDonell montre également que la rugosité du substrat peut accroître le nombre d'épines périphériques présentes [4].

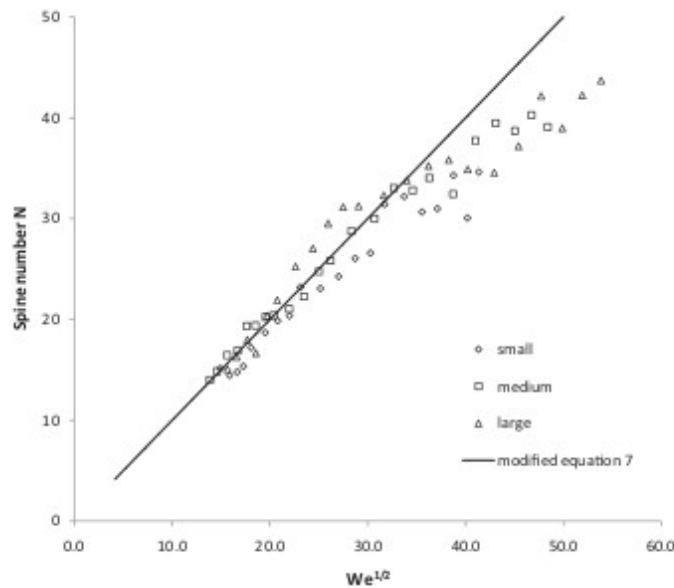


Figure 56: Nombre d'épines périphériques en fonction de $We^{1/2}$ pour des gouttes de sang de diamètres différents [40].

La figure 56 montre le nombre d'épines périphériques présentes en fonction de $We^{1/2}$ pour des impacts de gouttes de sang de différents diamètres sur du papier. On observe que les points expérimentaux sont très proches de la droite théorique donnée par l'équation (21) (avec $C = 1$) pour des nombres de Weber tels que $We^{1/2} < 35$, soit $We < 1225$.

Hulse-Smith *et al* [6] proposent de combiner les expressions (17) et (21) pour déterminer à la fois la vitesse d'impact et le diamètre des gouttes de sang en mesurant le diamètre des traces laissées sur le substrat impacté¹⁴ et en comptant le nombre d'épines périphériques présentes (voir également [24]). Cette méthode s'appelle *méthode des spines*. Comme le mentionne Adam dans [40], l'utilisation de cette méthode est limitée en cas d'absence d'épines périphériques si la vitesse d'impact est insuffisante ou en cas de saturation pour des nombres de Weber trop élevés.

Pour utiliser les équations (17-21) en morphoanalyse des traces de sang, il est nécessaire de connaître la viscosité dynamique du sang. Contrairement aux fluides newtoniens (eau...) dont la viscosité est indépendante du taux de cisaillement [13], le sang est un fluide non newtonien rhéofluidifiant dont la viscosité diminue lorsque le taux de cisaillement augmente.

La viscosité du sang tend en fait vers une valeur asymptotique $\eta \approx 6 \text{ mPa.s}$ (à 37°C) lorsque le taux de cisaillement est supérieur à une valeur limite proche de 10^2 s^{-1} [18]. En écrivant que le taux de cisaillement est de l'ordre de U/D_0 , où U et D_0 désignent respectivement la vitesse d'impact et le diamètre de la goutte, on obtient une vitesse d'impact limite de l'ordre de 0.1 m/s ce qui correspond à une hauteur de chute ($h = U^2/2g$) de l'ordre du millimètre. En morphoanalyse des traces de sang, les hauteurs de chute typiques sont bien supérieures au millimètre et il sera donc raisonnable de considérer

¹⁴ En supposant que $D_{\max} = D_{\text{final}}$, ce qui est valable seulement pour certains substrats.

dans les expressions précédentes que le sang se comporte comme un fluide newtonien avec une viscosité d'environ 6 mPa.s.

VI.3.1. Seuil de splash

En 1981, Stow *et al* [42] proposent une condition pour que des épines périphériques puissent se former autour des traces lors d'un impact en incidence normale :

$$We Re^{1/2} > K \quad (22)$$

où K est un coefficient, appelé « *seuil* », qui dépend du substrat impacté et en particulier de sa rugosité [4].

De nombreux auteurs ont montré que les propriétés du substrat les plus importantes qui influencent le comportement d'une goutte liquide au moment de l'impact (étalement, splash...) sont l'élasticité [12], [43], la perméabilité, la porosité [44], la rugosité [4] et la mouillabilité [45]. De récentes études ont également montré que la pression de l'air autour de la goutte influe sur la formation de splash que l'on peut même supprimer pour une pression suffisamment basse [46], [47].

La rugosité du substrat semble ne pas avoir d'effet sur l'étalement de la goutte [12], [48], [9], [6] mais plutôt sur la valeur du coefficient K qui apparaît dans l'expression (22). Une augmentation de la rugosité réduit la valeur de K et facilite ainsi la formation d'épines périphériques, alors qu'un substrat parfaitement lisse implique une grande valeur de K et rend plus difficile la formation d'épines. L'élasticité du substrat affecte également la valeur de K [43]. Une surface rigide impliquera un seuil

relativement bas mais celui-ci sera d'autant plus élevé que l'élasticité sera grande puisqu'une partie de l'énergie cinétique initiale de la goutte sera perdue et convertie en énergie élastique dans le substrat.

De nombreux autres travaux concernant l'effet des propriétés du substrat sur le comportement de la goutte au moment de l'impact peuvent être trouvés dans [49], [50], [51] et [52].

VI.4. Impacts de gouttes en incidence oblique

Les impacts de gouttes en incidence oblique ($\alpha < 90^\circ$) sont plus complexes à décrire que ceux résultant d'impacts perpendiculaires. Les traces laissées sur le substrat n'ont alors plus une forme circulaire mais elliptique (voir figure 49). L'angle d'impact s'exprime en fonction des dimensions de l'ellipse [40] :

$$W/L = \sin \alpha \quad (23)$$

où W et L désignent respectivement le petit et le grand axe de l'ellipse extraite de la trace de sang (voir figure 47).

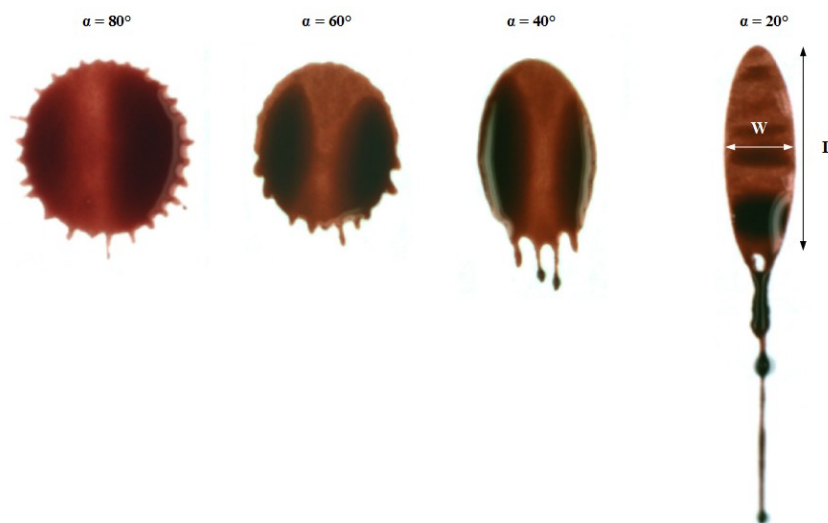


Figure 49: Exemples de traces de sang pour des impacts obliques et une hauteur de chute $h = 80$ cm [40].

VI.Impacts de gouttes de sang

Sur une scène de crime sanglante, l'angle d'impact pourra donc être déterminé par l'analyste en mesurant les dimensions des traces de sang soit directement sur les lieux soit à partir de dossier photos à condition que celles-ci aient été prises perpendiculairement à la trace afin d'éviter toute déformation trompeuse de l'image.

On peut montrer expérimentalement que même pour des impacts en incidence normale, tout mouvement relatif entre la source et le substrat donne également des traces elliptiques avec formation d'épines périphériques distribuées préférentiellement dans le sens du mouvement¹⁵ [17] (voir figure 34). Ce résultat peut être intéressant en morphoanalyse des traces de sang dans le cas où une victime ensanglantée s'est déplacée sur les lieux en laissant au sol des traces de sang. L'examen des caractéristiques morphologiques de ces traces (forme, dimensions, localisation des épines périphériques...) peut être utilisé pour déterminer le sens, la direction et estimer la vitesse de déplacement de la victime. La vitesse obtenue pourrait alors servir à déterminer si la victime s'est déplacée en marchant ou en courant et être confrontée aux conclusions du médecin légiste pour vérifier si la blessure de la victime à l'origine de ces traces de sang est compatible avec cette vitesse de déplacement.

Il a été montré dans [53] que la composante normale $v_n = v \sin \alpha$ de la vitesse d'impact détermine les caractéristiques physiques de la trace lorsque la goutte impacte le substrat en incidence oblique. En utilisant l'expression (21) (avec $C = 1.14$) et en remplaçant la vitesse d'impact par sa composante normale, Adam a proposé une expression donnant le nombre d'épines périphériques en fonction du nombre de Weber et de l'angle d'impact [40] :

¹⁵ A condition bien sûr que le seuil K soit dépassé selon l'équation (22).

$$N = 1.14 \text{ We}_n^{1/2} = 1.14 \text{ We}^{1/2} \sin \alpha. \quad (24)$$

Cette expression montre que le nombre d'épines périphériques diminue lorsque l'angle d'impact diminue, ce que l'on observe bien expérimentalement (voir figure 49). Adam suppose également que la largeur de la trace (W) dépend aussi de v_n . En utilisant l'expression (17) et en remplaçant la vitesse d'impact par sa composante normale, il propose une relation donnant la largeur de la trace en fonction du nombre de Reynolds et de l'angle d'impact [40]:

$$W = \frac{d}{2} \text{Re}_n^{1/4} = \frac{d}{2} \text{Re}^{1/4} \sin^{1/4} \alpha. \quad (25)$$

La figure 50 montre la largeur de traces de sang en fonction de $v_n^{1/4}$ pour des impacts de gouttes de sang sur papier à différents angles d'impact. On constate que les points expérimentaux sont proches de la droite théorique donnée par l'expression (25) pour des vitesses d'impact suffisamment élevées telles que $v^{1/4} > 1.4 \text{ (m/s)}^{1/4}$, soit $v > 4 \text{ m/s}$. Ce dernier résultat est identique à celui trouvé précédemment pour des impacts en incidence normale.

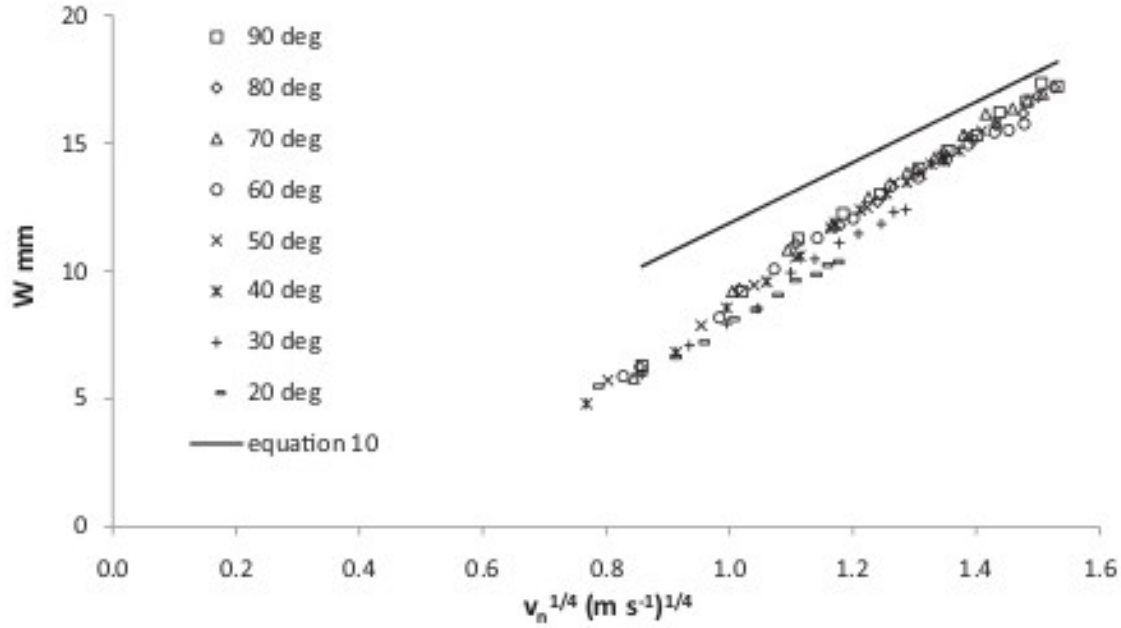


Figure 50: Largeur des traces de sang en fonction de $v_n^{1/4}$ [40].

Pour des impacts obliques, on observe une asymétrie dans la répartition des épines périphériques qui sont préférentiellement distribuées vers l'avant du mouvement et absentes du côté opposé (voir la figure 49 pour $\alpha = 40^\circ$). En 2009, cette asymétrie a été étudiée par J. C Bird *et al* [53] mais au lieu de considérer explicitement des impacts obliques sur un substrat fixe, les auteurs ont considéré plutôt des impacts en incidence normale sur un substrat animé d'un mouvement de translation à la vitesse v_t . Cette configuration expérimentale est en fait analogue à celle où l'impact est oblique sur un substrat fixe, à condition d'imposer à la vitesse du substrat d'être égale à la vitesse tangentielle $v_t = v \cos \alpha$, où α est l'angle d'impact. Par souci pédagogique, nous allons décrire brièvement les résultats obtenus par J. C Bird *et al* puisque ceux-ci seront utilisés plus loin.

Sur la figure 51 (a), le substrat est immobile et la vitesse d'impact de la goutte est choisi pour être en-dessous du seuil de splash (voir équation 22) de sorte qu'aucun splash n'est possible. En maintenant cette vitesse et en mettant en mouvement le substrat, on observe en (b) et (c) la formation d'un splash dans la direction opposée au mouvement du substrat (flèches rouges) et l'absence de splash dans la même direction (flèches bleues). L'étendue du film dans la direction de $\mathbf{v}_t$ est d'autant plus importante que la norme v_t est grande.

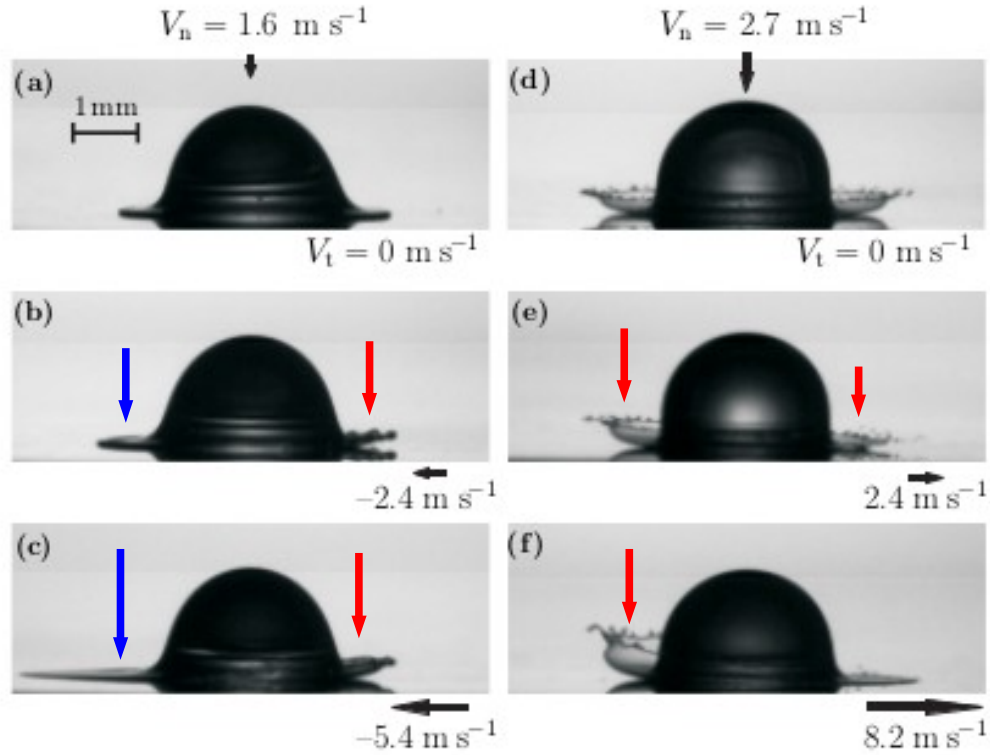


Figure 51: Exaltation ou suppression du splash selon la vitesse du substrat [53].

En (d), le substrat est immobile et la vitesse d'impact de la goutte est choisie au-dessus du seuil de splash de sorte qu'un splash a pu se former. En maintenant cette vitesse et en mettant le substrat en mouvement, on observe d'abord une diminution du splash dans la direction du mouvement du substrat (e) puis la suppression de celui-ci lorsque la vitesse du substrat est suffisante (f).

Ces résultats ont permis à Adam de supposer que pour des impacts obliques, la composante tangentielle de la vitesse d'impact $v_t = v \cos \alpha$ est responsable de l'exaltation ou de la suppression du splash causant l'asymétrie observée (voir figure 49 pour $\alpha = 40^\circ$). En reprenant les résultats théoriques de J. C Bird *et al*, Adam a proposé une expression donnant le seuil de splash pour des impacts obliques [40] :

$$We_n Re_n^{1/2} [1 \pm k Re_n^{-1/2} \cotan \alpha]^2 > K \quad (26)$$

où $\cotan \alpha = v_t/v_n$ est le rapport entre les composantes tangentielle ($v_t = v \cos \alpha$) et normale ($v_n = v \sin \alpha$) de la vitesse d'impact par rapport au substrat, k est un coefficient d'ordre 1 et K est le seuil de splash qui dépend des propriétés du substrat impacté et en particulier de sa rugosité. Dans le cas d'un impact normal ($\alpha = 90^\circ$), on retrouve bien l'expression (22).

La figure 52 montre le nombre d'épines périphériques présentes autour des traces de sang en fonction de $We_n^{1/2}$ à différents angles d'impact. On constate que le nombre d'épines périphériques augmente lorsque l'angle d'impact augmente. Par ailleurs, les points expérimentaux s'éloignent de la droite théorique (trait plein) donnée par l'équation (24) d'autant plus que l'angle d'impact est faible.

Pour résoudre ce problème, Adam propose de multiplier le membre de gauche de l'expression (24) (avec $C = 1$) par la dépendance en $\sin \alpha$ qui apparaît dans le pré-facteur de l'équation (26) soit $We_n Re_n^{1/2} \sim \sin^{5/2} \alpha$ [40] :

$$N = We_n^{1/2} \sin^{5/2} \alpha = We_n^{1/2} \sin^{7/2} \alpha. \quad (27)$$

Cette expression est très proche de celle obtenue expérimentalement par Knock *et al* en 2007 [24] et dépend maintenant explicitement de l'angle d'impact alors que ce n'était pas le cas de l'expression (24) dans laquelle $N \sim We_n^{1/2}$.

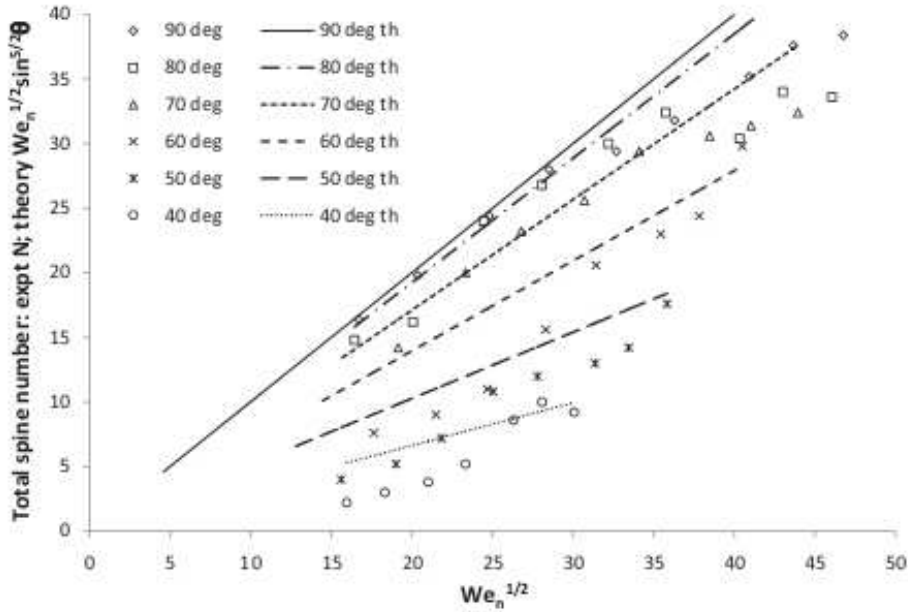


Figure 52: Nombre d'épines périphériques présentes autour des traces de sang en fonction de $We_n^{1/2}$ [40].

Sur la figure 52, l'auteur a représenté en trait discontinu le nombre d'épines théorique donné par l'expression (27) en fonction de $We_n^{1/2}$. On constate maintenant une meilleure cohérence entre les résultats expérimentaux et les prédictions théoriques alors que ce n'était pas le cas précédemment avec l'expression (24). Après correction, le nombre d'épines périphériques théorique présentes diminue avec l'angle d'impact et les points expérimentaux se rassemblent mieux autour des droites théoriques. Comme le signale Adam, un travail supplémentaire est malgré tout encore nécessaire pour obtenir une relation plus précise et fiable entre le nombre d'épines périphériques et l'angle d'impact.

QUATRIEME PARTIE :
CONTRIBUTION PERSONNELLE A L'ETUDE
EXPERIMENTALE DES TRACES DE SANG

VII. Introduction

La méthodologie couramment employée en morphoanalyse des traces de sang pour localiser la zone d'origine des projections est très imprécise car la gravité n'est pas prise en compte et les trajectoires aériennes des gouttes de sang sont donc supposées rectilignes. Pour prendre en compte la gravité et ainsi décrire correctement ces trajectoires par des paraboles, il est nécessaire de déterminer au préalable la vitesse d'impact des gouttes de sang à l'origine des traces présentes sur les lieux. Ce paramètre peut être obtenu à partir des dimensions des traces de sang laissées sur les surfaces impactées (sol, mur...). A partir d'arguments différents, de nombreux auteurs ont déjà proposé diverses expressions de $D_{\max}/D_0$ en fonction de la vitesse d'impact mais donnant parfois des résultats différents.

Nous rappelons dans le tableau 2 les principales expressions obtenues par ces auteurs dans le régime visqueux ou capillaire (voir la section VI).

Modèles	Régime visqueux	Régime capillaire
Madejski (1976)	$D_{\max}/D_0 = 1.2941 \text{ Re}^{1/5}$	$D_{\max}/D_0 = 1/\sqrt{3} \text{ We}^{1/2}$
Bennett (1993)	$D_{\max}/D_0 = 1.2941 \text{ Re}^{1/5}$	$D_{\max}/D_0 = (\text{We}/3 + 4)^{1/2}$
Pasandideh-Fard (1996)	$D_{\max}/D_0 = 1/2 \text{ Re}^{1/4}$	$D_{\max}/D_0 = (\text{We}/3 + 4)^{1/2}$
Clanet (2004)	-	$D_{\max}/D_0 = \text{We}^{1/4}$

Tableau 2: Expressions de $D_{\max}/D_0$ obtenues à partir des principaux modèles d'impacts de gouttes (avec $\theta_e \approx \pi/2$). Si $\text{We} \gg 12$, les modèles de Madejski, Bennett et Pasandideh-Fard donnent la même expression dans le régime capillaire.

Nous décrivons dans le chapitre suivant un autre modèle introduit en 2014 par l'équipe de D. Bonn [54] qui prédit une nouvelle relation entre $D_{\max}/D_0$ et la vitesse d'impact de gouttes liquides dans les cas usuels où il y a un recouvrement entre les régimes visqueux et capillaire. Nous exposerons ensuite les résultats expérimentaux complémentaires que nous avons obtenus à l'Institut Jean le Rond d'Alembert sur quelques substrats de la vie quotidienne pouvant se trouver sur une scène de crime.

VIII. Modèle de Nick Laan (2014)

Nous décrivons ici les principaux résultats obtenus par l'équipe de Daniel Bonn concernant la détermination de la vitesse d'impact de gouttes liquides à partir des dimensions des traces laissées sur le substrat impacté [54].

VIII.1. Impacts de gouttes en incidence normale

Les impacts de gouttes ont été réalisés avec quatre fluides de viscosités différentes : de l'eau ($\eta \approx 1$ mPa.s), deux mélanges eau-glycérol ($\eta \approx 6$ mPa.s et $\eta \approx 51$ mPa.s) et du sang ($\eta \approx 4.8$ mPa.s) sur un substrat en acier inoxydable impacté en incidence normale. La hauteur de chute des gouttes a été changée afin d'obtenir différentes vitesses d'impact. Une caméra rapide a été utilisée pour enregistrer les impacts de gouttes générées par une seringue. Ce dispositif a permis dans un premier temps de représenter le rapport expérimental $D_{\max}/D_0$ en fonction du nombre de Reynolds ou du nombre de Weber. Les résultats obtenus ont montré qu'aucun comportement asymptotique déjà reporté dans la littérature valable dans le régime visqueux ou capillaire : $Re^{1/5}$, $Re^{1/4}$, $We^{1/2}$ ou $We^{1/4}$ (voir tableau 2) ne permet de reproduire les résultats expérimentaux. Pour chacune des lois de puissance considérée, les

nuages de points expérimentaux correspondant aux différents fluides ne se rassemblent pas sur la même courbe, ce qui suggère que dans ces expériences, il n'est pas possible d'observer un régime purement visqueux ou capillaire. Selon les auteurs, il doit donc exister un domaine assez large dans lequel les trois forces mises en jeu : inertielles, capillaires et visqueuses ont le même ordre de grandeur, c'est-à-dire que dans ce domaine il y a un recouvrement entre les régimes visqueux et capillaire. En s'inspirant des travaux menés par J. Eggers *et al* en 2010 [11], les auteurs ont alors cherché la fonction rationnelle qui se comporte en $We^{1/2}$ dans le régime capillaire et en $Re^{1/5}$ dans le régime visqueux (voir section VI). En utilisant l'approximant de Padé au premier ordre, ils ont obtenu après quelques calculs :

$$D_{\max}/D_0 Re^{-1/5} = P^{1/2}/(A + P^{1/2}) \quad (28)$$

où $P = WeRe^{-2/5}$ et A est un coefficient qui n'est pas prédit par la théorie mais qui peut être ajusté à partir des données expérimentales¹⁶. Cette fois les nombres de Reynolds et de Weber interviennent ensemble dans l'expression (28) ce qui n'était pas le cas des expressions obtenues dans la section VI dans la limite visqueuse ou capillaire. Notons que l'on trouve dans la littérature de nombreuses autres expressions de $D_{\max}/D_0$ en fonction de Re et We sans qu'un régime ne soit supposé (c.f expressions (9), (12) et (16)).

Comme le montre la figure 53, quelque soit le fluide considéré, les points expérimentaux se rassemblent autour d'une courbe unique (discontinue) dont l'équation est donnée par (28) avec $A = 1.24$.

¹⁶ Les auteurs ont aussi cherché la fonction qui se comporte en $We^{1/4}$ dans le régime capillaire et en $Re^{1/5}$ dans le régime visqueux. Cela n'a pas donné de résultats probants puisque les nuages de points expérimentaux correspondant aux différents fluides ne se rassemblent pas sur la même courbe conformément à ce qui avait déjà été obtenu dans [11].

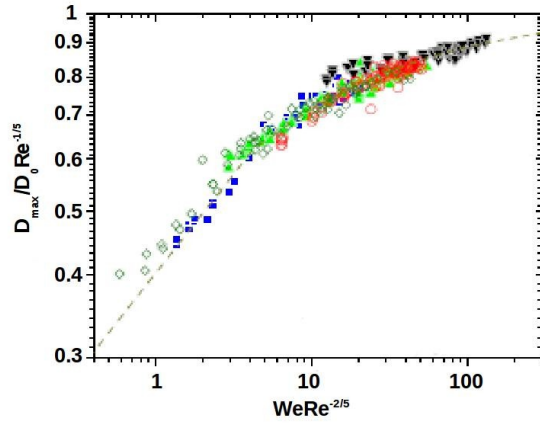


Figure 53 : $D_{\max}/D_0 Re^{-1/5}$ en fonction de $WeRe^{-2/5}$ pour l'eau (carrés), le mélange eau-glycérol à 6 mPa.s (triangles verts), le mélange eau-glycérol à 51 mPa.s (triangles noirs) et du sang (cercles) [54].

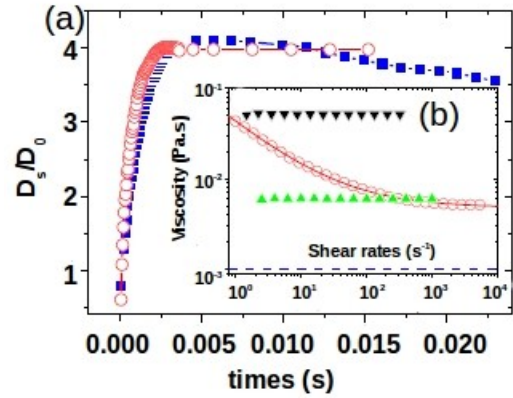


Figure 54 : (a) D_s/D_0 en fonction du temps pour des gouttes d'eau (carrés) ou de sang (cercles). (b) Viscosité en fonction du taux de cisaillement pour les mélanges eau-glycérol (triangles), du sang (cercles) et de l'eau (trait discontinu) [54].

La figure 54 (a) montre l'évolution du facteur d'étalement D_s/D_0 au cours du temps pour des impacts de gouttes d'eau et de sang sur le substrat en acier inoxydable. On observe que l'eau se rétracte sur le substrat après avoir atteint son diamètre maximum alors que le sang ne se rétracte quasiment pas. Ce résultat signifie que sur ce substrat, $D_{\max}$ est égal au diamètre final de la trace. Les auteurs ont observé ce même comportement sur les autres substrats étudiés : verre, verre acrylique (PMMA), trespas et polyoxyméthylène (POM).

VIII.2. Impacts de gouttes en incidence oblique

Les auteurs ont également considéré des impacts obliques de gouttes de sang et d'eau ($10^\circ < \alpha < 90^\circ$) sur quatre autres substrats : verre, PMMA, trespas et POM. Pour de grosses gouttes et des angles d'impact élevés, le fluide continue à s'écouler le long du substrat après l'impact ce qui augmente la

longueur de la trace. Celle-ci prend alors la forme d'une ellipse suggérant d'utiliser la longueur du petit axe (W) comme paramètre pertinent pour caractériser l'extension maximale de la trace.

La vitesse d'impact peut être décomposée en une composante tangentielle et normale par rapport au substrat : $v_{\parallel} = v \cos \alpha$ et $v_{\perp} = v \sin \alpha$ respectivement. Pour des impacts obliques, les auteurs ont utilisé la relation (28) mais en remplaçant $D_{\max}$ par W et la vitesse d'impact par sa composante normale dans les expressions de Re et We :

$$W_{\max}/D_0 = Re^{1/5} \frac{P^{1/2} \sin \alpha}{A + P^{1/2} (\sin \alpha)^{4/5}}. \quad (29)$$

Les auteurs ont finalement vérifié que la vitesse d'impact d'une goutte de sang peut être déterminée précisément en utilisant les expressions précédentes pour des impacts en incidence normale et oblique. Pour cela, ils ont comparé les vitesses d'impact mesurées directement à l'aide d'une caméra rapide avec celles calculées par les expressions (28) et (29) et ont obtenu un très bon accord entre ces deux méthodes de détermination.

Les résultats obtenus par ces auteurs ont montré que lorsque $D_{\max}$ (ou W) et l'angle d'impact sont connus et à condition d'avoir déterminé D_0 (et la valeur de A), les expressions précédentes peuvent être utilisées par le morphoanalyste pour déterminer la vitesse d'impact de gouttes de sang à partir des traces laissées sur les surfaces impactées présentes sur les lieux. Cela lui permettra de reconstruire précisément les trajectoires aériennes des gouttes de sang et de localiser la zone d'origine des projections.

VIII.3. Limitations du modèle de Nick Laan en morphoanalyse

L'étude précédente proposée par l'équipe de D. Bonn [54] a permis d'établir une expression universelle permettant de déterminer la vitesse d'impact de gouttes de sang à partir des traces de sang laissées sur le substrat impacté. Malgré ces résultats encourageants, nous pensons que leur portée en morphoanalyse de traces de sang est très limitée, en effet :

- les expressions (28) et (29) montrent que pour déterminer la vitesse d'impact à partir de $D_{\max}$ (ou W), il est indispensable de connaître le diamètre initial D_0 de la goutte incidente. Sa détermination n'est pas évidente et les auteurs n'expliquent pas comment procéder ;
- lorsque le substrat impacté est en acier inoxydable, les auteurs ont trouvé $A = 1.24$ à partir des données expérimentales. Ce coefficient est le seul qui dépend du substrat et on s'attend donc à ce que sa valeur soit différente pour d'autres substrats dont les propriétés physiques (texture, élasticité, état de la surface...) sont plus complexes, voire inconnues. Il semble donc difficile d'utiliser les expressions (28) ou (29) sur le terrain si la valeur de A n'a pas été préalablement déterminée pour chacun des substrats impactés par les gouttes de sang. Nos expériences complémentaires ont par ailleurs montré que pour certains substrats de la vie quotidienne (voir plus loin), ces propriétés ne sont pas toujours isotropes (rugosités différentes d'un point à un autre, présence de graisse, déformations...). Cela signifie que la valeur de A devrait être déterminée, pour un substrat donné, "point par point" ou proche des zones impactées avant d'utiliser ces expressions, ce qui rendrait la détermination de la vitesse d'impact longue et complexe ;
- les auteurs ont montré que les gouttes de sang se rétractent très peu après s'être étalées sur les substrats utilisés dans ces expériences. Il nous semble difficile de généraliser ce résultat à tous les substrats existants ou simplement aux substrats plus réalistes et plus complexes de la vie quotidienne

qui peuvent se trouver sur une scène de crime sanglante : moquettes, carrelages, lino, parquets en bois, béton, vêtements... Sur certains de ces substrats, les gouttes de sang peuvent en effet se rétracter plus ou moins rendant difficile, voire impossible, la détermination de $D_{\max}$ (ou W) en mesurant directement les dimensions des traces de sang sur le substrat impacté.

Nous proposons maintenant d'appliquer l'expression (28) en considérant quelques substrats de la vie quotidienne qui peuvent se trouver sur une scène de crime sanglante. L'utilisation de substrats "idéaux" (verre, acier, papier¹⁷...) dans les expériences d'impacts de gouttes est importante pour comprendre les mécanismes fondamentaux, souvent complexes, mis en jeu (étalement, rétractation de la goutte, splash...). Mais pour envisager de réelles applications des modèles précédents en morphoanalyse des traces de sang, nous pensons qu'il est nécessaire de considérer également dans les expériences des substrats plus réalistes et plus complexes.

Nous présentons dans la partie suivante les résultats expérimentaux préliminaires que nous avons obtenus à l'Institut Jean le Rond d'Alembert sur quelques substrats présents dans un appartement et impactés en incidence normale.

¹⁷ En raison de leur rugosité, les substrats en papier ont été largement utilisés dans les expériences d'impacts de gouttes afin d'étudier la formation des splash (voir par exemple [40]).

IX. Impacts de gouttes sur des substrats réalistes

IX.1. Protocole expérimental

Les impacts de gouttes ont été réalisés en utilisant trois fluides de viscosités différentes : de l'eau ($\eta = 1 \text{ mPa.s}$) et deux mélanges eau-glycérol ($\eta = 6 \text{ mPa.s}$ et $\eta = 51 \text{ mPa.s}$) sur quatre substrats qui peuvent être présents dans un lieu de la vie quotidienne et en particulier sur une scène de crime : une vitre en verre, deux carrelages différents (lisse et rugueux), et du parquet en bois vernis (voir figure 55). La viscosité des fluides a d'abord été déterminée en fonction de la température en utilisant un viscosimètre à chute de bille *Brookfield* (voir figure 56) et la tension de surface a été mesurée à température ambiante en utilisant un tensiomètre à lame *KRUSS* (voir figures 58 et 57). Une caméra haute vitesse *Vision Research* (2000 images/seconde) munie d'un objectif 105 mm *EX Sigma* (voir figure 59) a été utilisée pour enregistrer les impacts de gouttes de diamètre $D_0 \approx 3 \text{ mm}$. Ces gouttes ont été créées à l'aide d'une seringue reliée par un tuyau en plastique souple à un capillaire fixé sur une potence « fait maison » à l'aide de tiges *Thorlabs* (voir figure 60). Un système d'éclairage a été installé autour du substrat utilisé afin de visualiser les impacts de gouttes en réflexion.

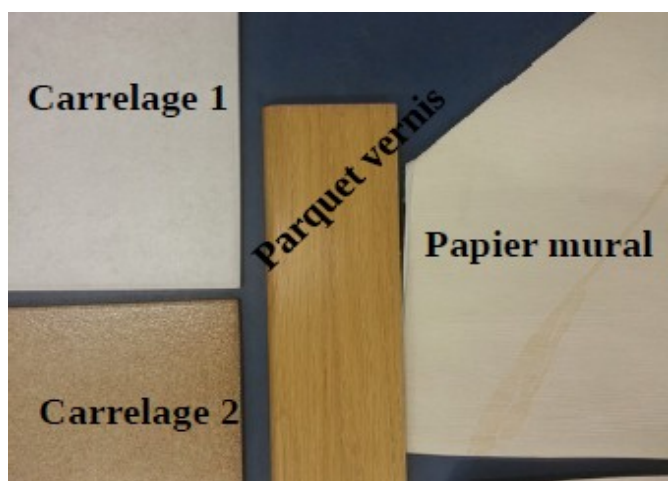


Figure 55: Substrats utilisés.



Figure 56: Viscosimètre à chute de bille utilisé.

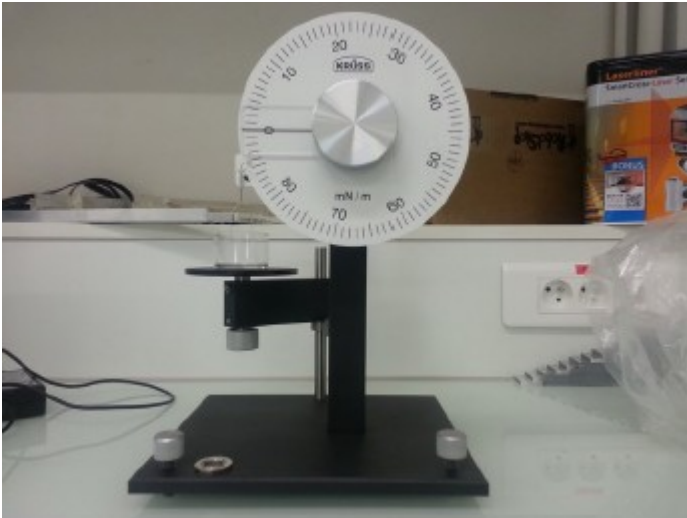


Figure 57: Vue d'ensemble du tensiomètre.

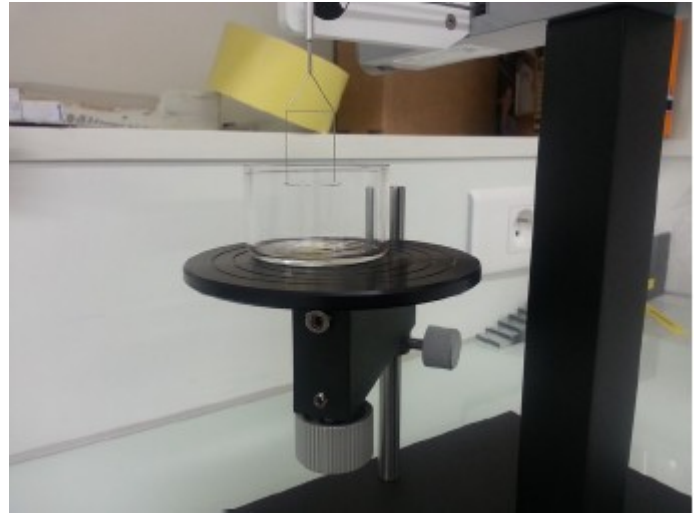


Figure 58: Vue rapprochée du tensiomètre.

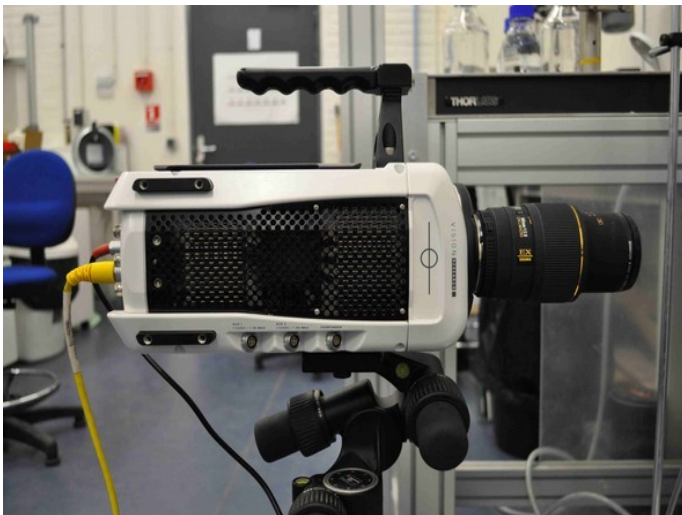


Figure 59: Caméra rapide utilisée pour filmer les impacts de gouttes « au ralenti ».

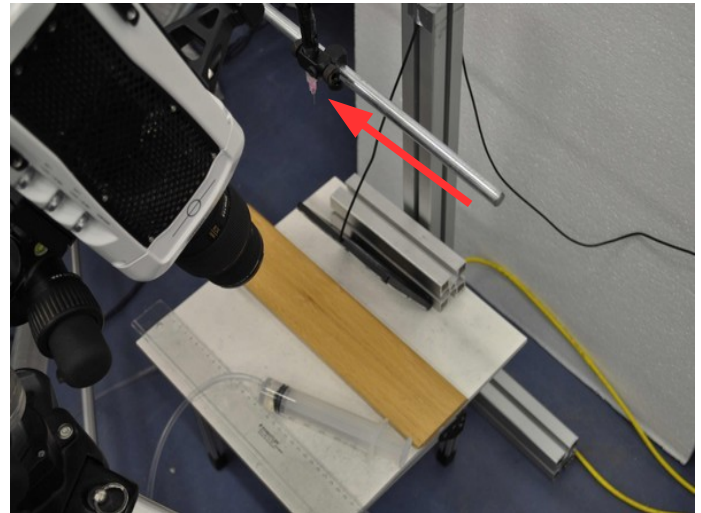


Figure 60: Vue d'ensemble du montage utilisé. Le capillaire fixé sur la potence est visible en haut et est indiqué par la flèche rouge.

IX.Impacts de gouttes sur des substrats réalistes

Nous avons fait varier la hauteur de chute des gouttes $h = 10 - 100$ cm (avec un pas de 10 cm), ce qui nous a permis d'obtenir des vitesses d'impact $v = 1.4 - 4.4$ m/s calculées à partir de l'expression $v = \sqrt{2gh}$ en négligeant la résistance de l'air par souci de simplification. Les deux mélanges eau-glycérol ont été obtenus en mélangeant 50 % et 78 % en masse de glycérol avec de l'eau afin d'avoir des fluides de viscosité d'environ 6 mPa.s et 51 mPa.s à 20°C respectivement.

Le lecteur trouvera en Annexe de ce manuscrit les courbes expérimentales donnant la viscosité des fluides utilisés dans nos expériences en fonction de la température obtenues à l'aide du viscosimètre à chute de bille. Ces courbes nous ont servi à déterminer précisément la viscosité des fluides avant chaque série d'expériences, après avoir mesuré leur température à l'aide d'un thermocouple.

IX.2. Résultats expérimentaux

Les valeurs de $D_{\max}$ ont été obtenues en utilisant le logiciel libre de traitement d'images *imageJ* qui nous a permis également d'améliorer le contraste des images acquises lorsque les traces n'étaient pas suffisamment visibles¹⁸. Le diamètre des gouttes incidentes a été estimé grâce aux images enregistrées et une règle graduée ayant servi à calibrer les distances sur ces images. Pour chacun des fluides utilisés, on a trouvé $D_0 \approx 3$ mm. Pour une hauteur de chute donnée, quatre impacts successifs ont été effectués afin de calculer une valeur moyenne de $D_{\max}$ et un écart type. Entre chaque impact, la zone impactée a été soigneusement nettoyée à l'éthanol puis séchée. Les barres d'erreurs montrées sur les courbes suivantes ont été obtenues en propageant dans les expressions de Re et We les incertitudes commises en mesurant les hauteurs de chute et la valeur de $D_{\max}$ mais également en tenant compte de l'écart type calculé à partir des quatre mesures effectuées.

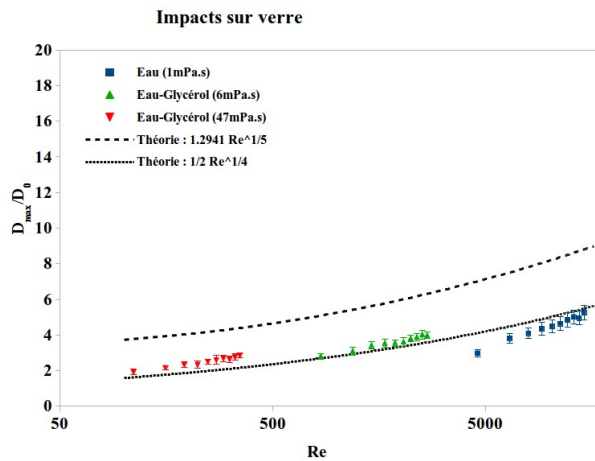


Figure 61: Représentation de $D_{\max}/D_0$ en fonction du nombre de Reynolds et comparaison à la théorie.

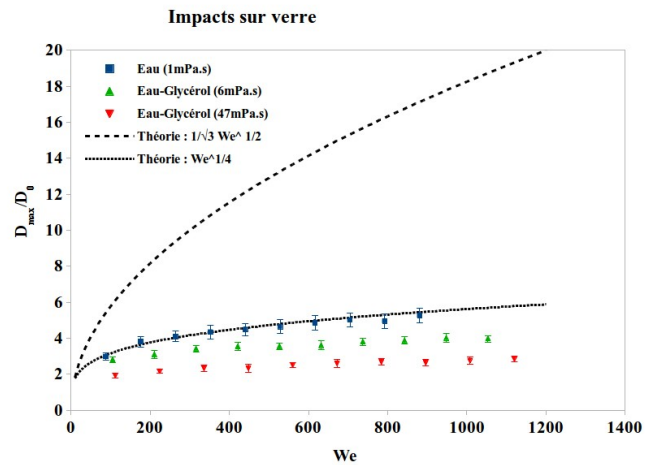


Figure 62: Représentation de $D_{\max}/D_0$ en fonction du nombre de Weber et comparaison à la théorie.

¹⁸ Dans certaines expériences, un colorant a été ajouté en petite quantité au fluide mais cela n'a pas vraiment amélioré le contraste des images.

Les figures 61 et 62 montrent le rapport $D_{\max}/D_0$ obtenus expérimentalement en fonction du nombre de Reynolds (gauche) et du nombre de Weber (droite) pour des impacts de gouttes sur une vitre en verre. Les courbes noires sont les courbes théoriques obtenues à partir des principales expressions obtenues dans les régimes visqueux ou capillaires (voir le tableau 2).

Pour les trois fluides étudiés (points bleus, verts et rouges), on constate que l'expression asymptotique valable dans le régime visqueux $D_{\max}/D_0 = 1/2\text{Re}^{1/4}$ (modèle de Pasandideh-Fard) est celle qui s'ajuste le mieux avec les données expérimentales malgré un écart entre les prédictions théoriques et expérimentales particulièrement visible pour l'eau (points bleus) lorsque $\text{Re} \approx 5000$ (voir figure 61). Nous constatons également que pour les deux mélanges visqueux étudiés (points verts et rouges), aucune expression théorique valable dans le régime capillaire ne permet de reproduire les résultats expérimentaux. Néanmoins, pour l'eau nous remarquons que l'expression asymptotique $D_{\max}/D_0 = \text{We}^{1/4}$ (modèle de Clanet) s'ajuste plutôt bien avec les données expérimentales (voir figure 62).

Bien que la figure 61 donne l'impression qu'il existe une courbe unique par laquelle passeraient tous les points expérimentaux, les résultats récemment obtenus par l'équipe de D. Bonn montrent que cela n'est pas du tout généralisable à toutes les surfaces impactées. La figure 62 montre quant à elle clairement l'impossibilité de trouver une courbe unique par laquelle passeraient tous les points expérimentaux. Finalement, lorsque nous essayons de représenter $D_{\max}/D_0$ comme une fonction soit de Re soit de We , les nuages de points correspondant aux fluides étudiés ne peuvent pas se rassembler sur une même courbe mais restent séparés, ce qui est compatible avec les résultats obtenus récemment par l'équipe de D. Bonn [54] et ceux plus anciens de J. Eggers [11].

Les figures ci-dessous montrent le rapport $D_{\max}/D_0 \text{ Re}^{-1/5}$ obtenus expérimentalement en fonction du paramètre $x = \text{We} \text{ Re}^{-2/5}$ pour les quatre substrats utilisés. Les courbes théoriques correspondant à l'expression (28) proposée par l'équipe de D. Bonn sont représentées en noir et la valeur du coefficient A a été ajustée à partir des données expérimentales pour chacun des substrats. Ces figures sont accompagnées de quelques images enregistrées par la caméra rapide qui montrent l'évolution de la goutte de fluide avant, pendant et après l'impact lorsque sa déformation est maximale.

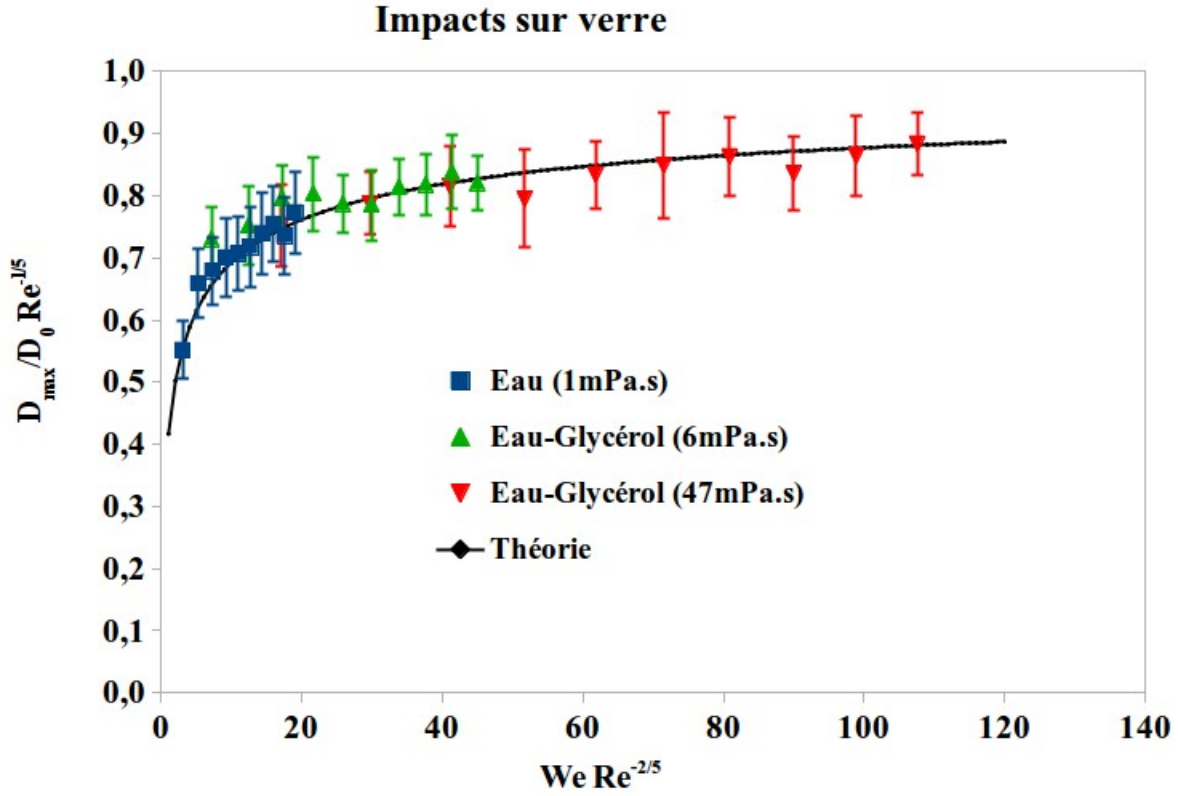


Figure 63: Représentation de $D_{\max}/D_0 Re^{1/5}$ en fonction de $We Re^{-2/5}$ pour des impacts réalisés sur du verre.

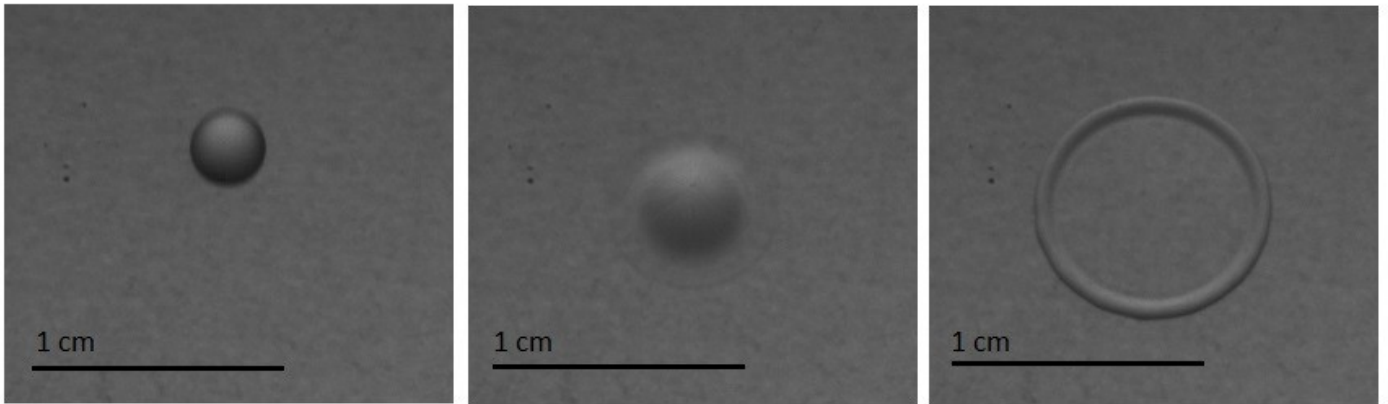


Figure 64: De gauche à droite : évolution d'une goutte de fluide visqueux ($\eta=6\text{mPa.s}$) au cours du temps avant, pendant et après avoir impacté la vitre en verre. Le diamètre de la goutte est d'environ $D_0=3\text{ mm}$ et sa hauteur de chute est de $h=20\text{ cm}$.

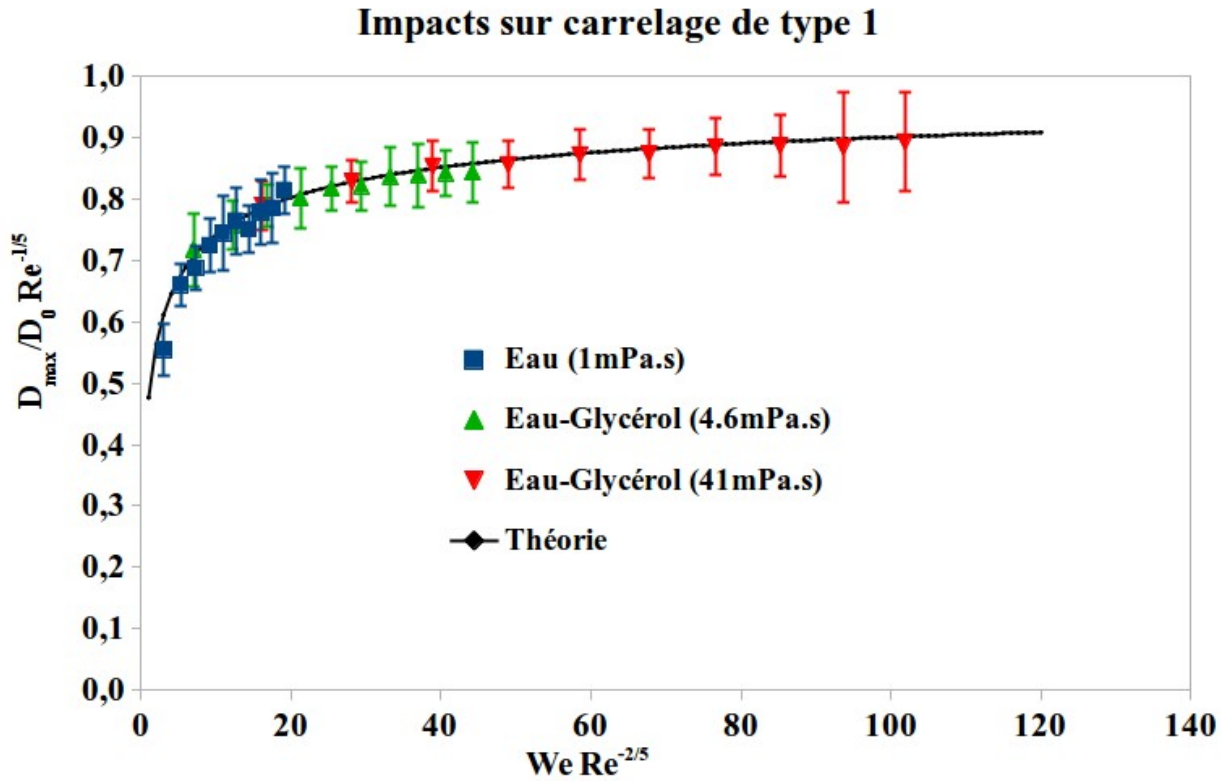


Figure 65: Représentation de $D_{\max}/D_0 Re^{-1/5}$ en fonction de $We Re^{-2/5}$ pour des impacts réalisés sur le carrelage de type 1.

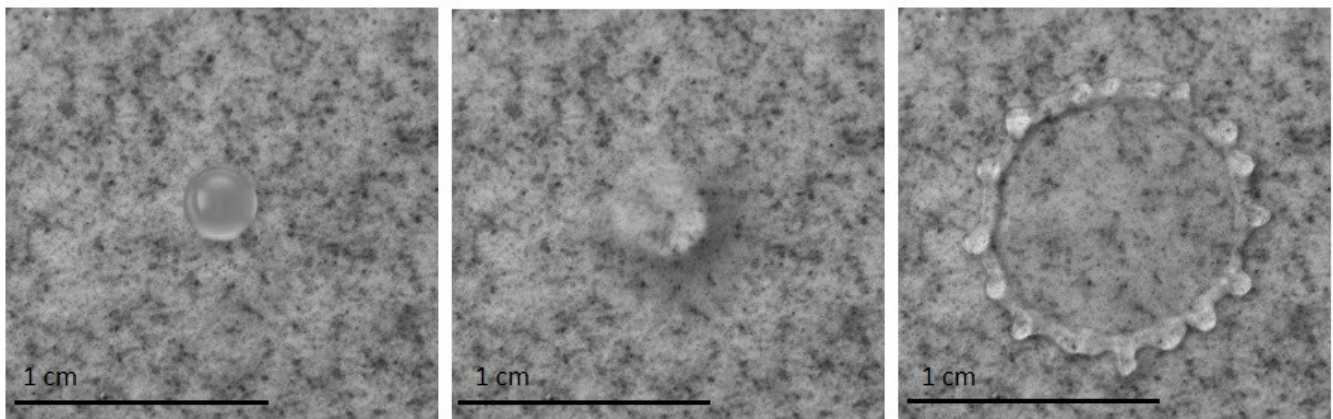


Figure 66: De gauche à droite : évolution d'une goutte d'eau au cours du temps avant, pendant et après avoir impacté le carrelage de type 1. Le diamètre de la goutte est d'environ $D_0=3$ mm et sa hauteur de chute est de $h=20$ cm.

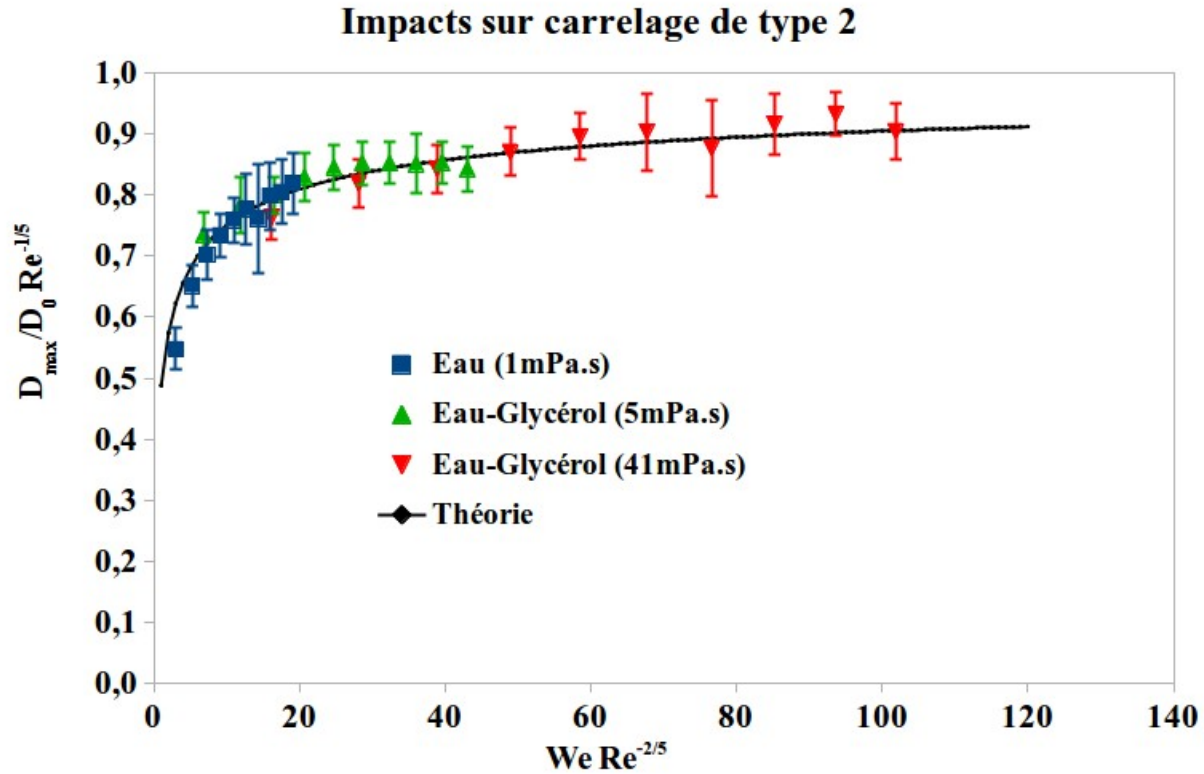


Figure 67: Représentation de $D_{\max}/D_0 Re^{-1/5}$ en fonction de $We Re^{-2/5}$ pour des impacts réalisés sur le carrelage de type 2.

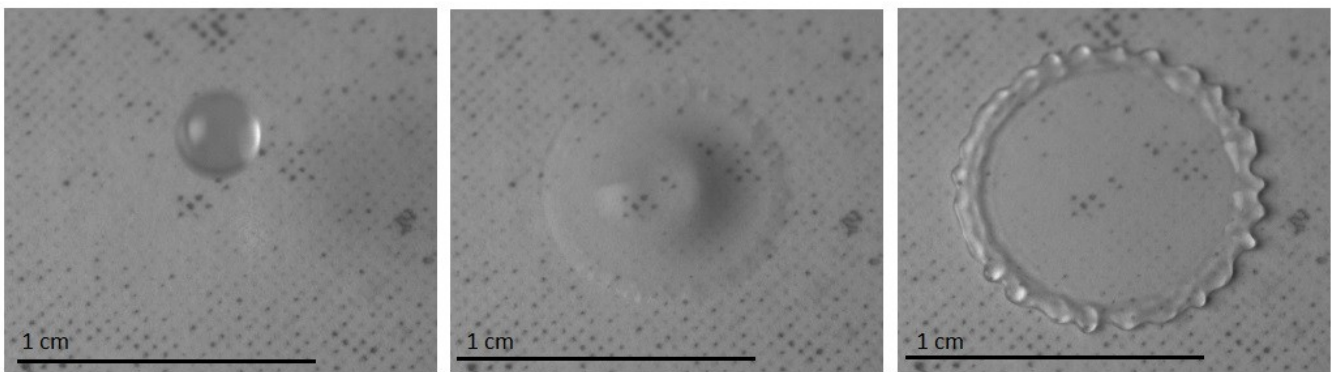


Figure 68: De gauche à droite : évolution d'une goutte d'eau au cours du temps avant, pendant et après avoir impacté le carrelage de type 2. Le diamètre de la goutte est d'environ $D_0=3$ mm et sa hauteur de chute est de $h=20$ cm.

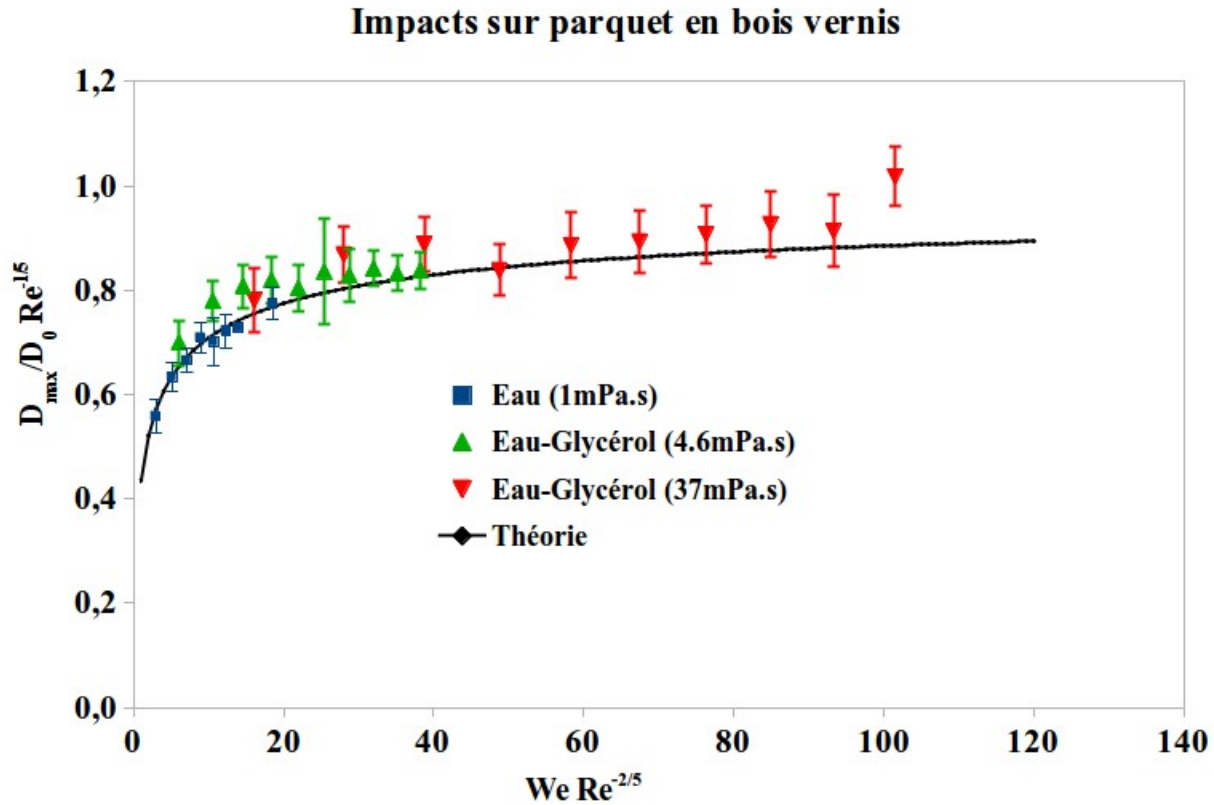


Figure 69: Représentation de $D_{\max}/D_0 Re^{-1/5}$ en fonction de $We Re^{-2/5}$ pour des impacts réalisés sur le parquet en bois verni.

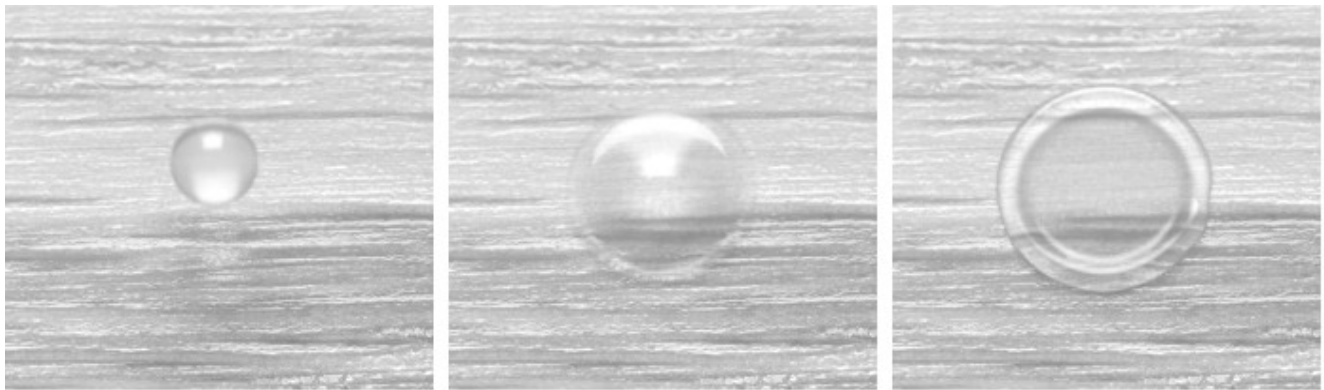


Figure 70: De gauche à droite : évolution d'une goutte de fluide visqueux ($\eta=37\text{mPa.s}$) au cours du temps avant, pendant et après avoir impacté le parquet en bois. Le diamètre de la goutte est d'environ $D_0=3\text{ mm}$ et sa hauteur de chute est de $h=20\text{ cm}$.

On constate que les trois nuages de points expérimentaux (bleu, vert et rouge) correspondant aux différents fluides utilisés se rassemblent maintenant autour de la courbe théorique noire pour tous les substrats considérés. Ce résultat est très différent de celui obtenu lorsque nous avons cherché à exprimer $D_{\max}/D_0$ comme une fonction soit du nombre de Reynolds soit du nombre de Weber (voir figures 61 et 62). Ces résultats expérimentaux confirment le fait que dans ces expériences, il y a un recouvrement entre les régimes visqueux et capillaire, ce qui est compatible avec les conclusions de l'équipe de D. Bonn [54].

Les valeurs du coefficient A ont été déterminées à partir des données expérimentales et sont d'ordre 1 mais ont des valeurs différentes selon le substrat impacté (pour le verre : $A = 1.40$, pour le carrelage de type 1 : $A = 1.10$, pour le carrelage de type 2 : $A = 1.05$ et pour le parquet en bois : $A = 1.30$).

Des expériences complémentaires sont prévues afin de caractériser plus précisément les propriétés physiques de ces substrats (rugosité, élasticité...) pour mieux comprendre l'influence de celles-ci sur la valeur de A .

Les résultats expérimentaux précédents ont montré que l'expression (28) proposée en 2014 par l'équipe de D. Bonn et validée par cette équipe sur quelques substrats idéaux peut être également appliquée à des substrats plus complexes et réalistes qui peuvent se trouver sur une scène de crime.

Comme attendu pour des impacts en incidence normale, les traces conservent globalement une symétrie circulaire jusqu'à ce que leur diamètre atteigne $D_{\max}$. De petits écarts à cette symétrie circulaire ont néanmoins été constatés sur le substrat en bois, dus aux inhomogénéités de sa surface, mais cela n'a pas eu d'effets négatifs trop importants sur les résultats finaux.

Pour tous les impacts étudiés dans nos expériences, les traces se sont rétractées après s'être étalées sur le substrat, si bien que $D_{\max}$ n'a pu être mesuré qu'à partir des images vidéos. Par ailleurs, la forme finale des traces laissées sur les substrats après rétractation n'est pas toujours circulaire et dépend fortement de l'état de la surface (propreté...).

Nous avons également observé la formation d'une couronne bien marquée autour de la trace centrale lorsque le fluide de plus faible viscosité (eau / $\eta \approx 1\text{mPa.s}$) est utilisé sur les substrats les plus rugueux et pour des hauteurs de chute suffisantes (voir figures 66 et 68). Ce résultat était attendu puisque d'après l'expression (22) qui donne la condition pour créer une telle instabilité, on a : $WeRe^{1/2} \sim 1/\eta^{1/2}$, ce qui signifie qu'une faible viscosité favorise sa formation. Par ailleurs, la valeur du seuil K est d'autant plus élevée que la rugosité du substrat est faible, c'est-à-dire que pour un substrat lisse comme une vitre en verre, la valeur de K est relativement élevée ce qui ne favorise pas la formation d'une telle instabilité (voir figure 64).

Sur le substrat en bois vernis, à cause des nombreuses irrégularités présentes à sa surface, nous avons remarqué dès les premiers impacts, l'éjection d'une petite quantité de fluide au moment de l'impact (instabilités de splash) formant autour de la trace centrale des traces satellites. Ces impacts ont néanmoins été pris en compte puisque les résultats obtenus restent satisfaisants.

IX.3. Retour sur le modèle de Pasandideh-Fard

Il existe dans la littérature d'autres expressions analogues à (28) dans lesquelles apparaissent à la fois les nombres de Reynolds et de Weber et qui pourraient donc également être utilisées comme alternative à l'expression proposée par l'équipe de D. Bonn.

Dans la section VI.2, nous avons vu par exemple que le modèle complet (sans passer à la limite) de Pasandideh-Fard (1996) donne :

$$\frac{D_{\max}}{D_0} = \left(\frac{We+12}{3(1-\cos\theta_e)+4 We Re^{-1/2}} \right)^{1/2}. \quad (30)$$

Dans nos expériences, $We \gg 12$ et l'expression (30) peut alors s'écrire :

$$\frac{D_{\max}}{D_0} We^{-1/2} = \frac{1}{(A+4 We Re^{-1/2})^{1/2}} \quad (31)$$

où $A = 3(1-\cos\theta_e)$ est un coefficient qui dépend de l'angle de mouillage et peut être ajusté à partir des données expérimentales. L'expression (31) est analogue à celle proposée par l'équipe de D. Bonn que nous avons utilisée précédemment. Par analogie avec le travail précédent, nous montrons sur la figure 71 la représentation graphique de $D_{\max}/D_0 We^{-1/2}$ obtenu expérimentalement en fonction du paramètre $x = We Re^{-1/2}$. La courbe théorique obtenue à partir de l'expression (31) est représentée en noir (avec $A = 1.5$).

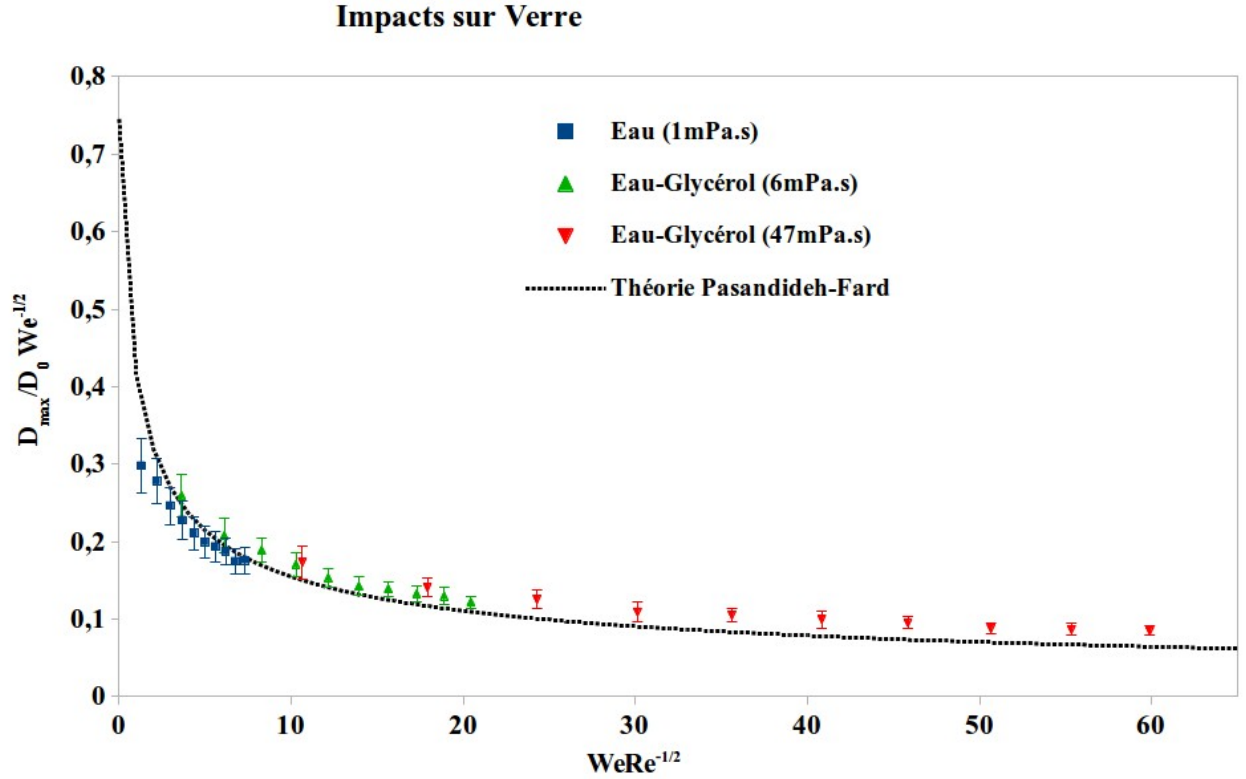


Figure 71 : Représentation de $D_{\max}/D_0 We^{-1/2}$ en fonction de $We Re^{-1/2}$ pour des impacts réalisés sur la vitre en verre.

Malgré un léger écart entre les points expérimentaux (en couleur) et les prédictions théoriques, nous constatons de nouveau que les trois nuages de points correspondant aux fluides utilisés se concentrent autour de la même courbe théorique. Ce résultat est très analogue à celui que nous avons obtenu précédemment avec l'expression de D. Bonn et par conséquent le modèle de Pasandideh-Fard pourrait être une alternative à celui de D. Bonn. Finalement dans tous les modèles proposés, il est nécessaire d'estimer **l'incertitude** sur la vitesse d'impact obtenue à partir de la taille de la trace en inversant l'expression (31).

Conclusion générale et ouverture

Un des objectifs de la **morphoanalyse des traces de sang** est de déterminer à quel endroit était située la victime sur les lieux au moment des événements sanglants mais également de préciser sa position (debout, allongée, assise...) en localisant la zone d'où ont été éjectées les gouttes de sang. Cet examen est relativement difficile car il nécessite de reconstruire précisément les trajectoires aériennes des gouttes de sang en tenant compte de l'influence de la gravité, voire de la résistance de l'air. Pour y arriver, l'angle d'impact doit être déterminé mais également la vitesse à laquelle les gouttes de sang ont impacté les surfaces présentes sur les lieux (mur, sol, éléments divers...).

En 2014, l'équipe de Daniel Bonn a proposé un modèle mathématique, fondé sur une interpolation entre deux comportements asymptotiques connus correspondant aux régimes visqueux et capillaire, qui prédit une relation permettant de déterminer la vitesse d'impact de gouttes de sang à partir des dimensions des traces laissées sur la surface impactée [54]. Afin de vérifier la possibilité d'utiliser ce modèle dans un environnement criminel réaliste, nous avons testé expérimentalement la relation proposée en utilisant différentes surfaces que l'on peut trouver dans n'importe quel lieu de la vie quotidienne (appartement...) et qui peuvent être présentes sur une scène de crime sanglante. Ces expériences nous ont permis de valider cette relation dans les cas concrets où les surfaces impactées sont complexes et de mettre en évidence certaines difficultés quant à son utilisation pratique par le morphoanalyste. En effet, l'utilisation de cette relation n'est envisageable que si la trace de sang ne se rétracte pas après s'être étalée sur la surface et à condition d'avoir estimé le diamètre des gouttes de sang considérées ainsi que la valeur du coefficient empirique apparaissant dans cette relation et qui dépend de la surface impactée.

Finalement, nous avons montré que la relation prédite par le modèle de Pasandideh-Fard (1996) fondé sur la conservation de l'énergie mécanique de la goutte peut également être utilisée comme alternative à celle proposée par l'équipe de D. Bonn à condition de considérer l'expression complète, c'est-à-dire sans passer à la limite visqueuse ou capillaire comme cela se fait habituellement.

Afin de compléter ces travaux, il est prévu de réaliser de nombreuses autres expériences afin de caractériser d'une part les propriétés viscoélastiques du sang mais également les propriétés physiques des surfaces impactées (rugosité, élasticité...). D'autres surfaces encore plus complexes et d'intérêt en morphoanalyse des traces de sang seront aussi considérées et caractérisées : moquettes, tissus, peau...

Dans ce travail, les impacts de gouttes ont été réalisés en incidence normale avec une source de fluide et une surface impactée immobiles. Nous envisageons de réaliser des expériences analogues mais en considérant une source en mouvement. Les traces laissées sur la surface impactée prendront alors une forme elliptique comme si la source était fixe et l'incidence oblique, avec formation éventuelle de corrugations réparties préférentiellement dans la direction du mouvement de la source. L'examen des caractéristiques morphologiques de ces traces permettrait alors de déterminer le sens, la direction et la vitesse de déplacement de la source. Les résultats obtenus pourraient être intéressants pour le morphoanalyste afin d'estimer, par exemple, la vitesse de déplacement et/ou la distance parcourue par une victime ensanglantée avant de décéder en examinant les traces de sang laissées au sol pendant son déplacement sur les lieux.

Nous proposons également une étude complémentaire permettant de caractériser précisément les gouttes de fluide éjectées (forme, taille, nombre...) lorsqu'une certaine quantité d'énergie est transférée à la source de fluide. Sur les lieux d'un crime sanglant, l'établissement d'un histogramme donnant la

répartition en taille des projections constatées permettrait en effet d'estimer l'énergie transférée à la source de sang et de déduire le type d'arme utilisée (voir tableau 1 de la première partie).

Si aucune expression mathématique universelle n'existe ou si celle-ci est inutilisable en pratique (paramètres inconnus, etc), une étude par comparaison semble la meilleure solution. Sur une scène de crime sanglante, lorsque des traces de sang sont observées sur une surface, l'analyste pourra essayer de reproduire sur cette même surface les traces observées en réalisant des **impacts de comparaison** en laboratoire, en faisant varier par exemple le volume des gouttes de sang, la vitesse et/ou l'angle d'impact, la hauteur de chute, etc. Les propriétés physico-chimiques du sang utilisé pour les essais de comparaison (viscosité, tension de surface, etc.) devront être proches de celles du sang retrouvé sur les lieux¹⁹. L'utilisation d'une bibliothèque de traces de sang typiques ou d'une « carte de décision » pourra aider l'analyste à identifier qualitativement le ou les mécanisme(s) à l'origine des traces observées. Finalement, sur le terrain les modèles et protocoles proposés peuvent être **difficiles**, voire impossibles, à utiliser selon la complexité des faits et/ou des lieux.

Ce travail a fait l'objet notamment d'une communication orale à l'Institut Jean le Rond d'Alembert et d'un article de vulgarisation dans la revue Citrus consacrée aux « faits divers » (2014) accessible [ici](#).

19 Analogie simpliste avec la balistique. En balistique, les tirs de comparaison réalisés pour estimer la distance de tir nécessitent d'utiliser le même couple « *arme-munition* » que celui mis en jeu au moment des faits. Celui-ci peut être remplacé par le couple « *sang-substrat* » en morphoanalyse des traces de sang.

Annexe

Nous montrons dans cette annexe les courbes expérimentales donnant la viscosité dynamique des fluides utilisés dans nos expériences en fonction de la température et obtenue à l'aide du viscosimètre à chute de bille. Les courbes en couleur sont des courbes de tendance exponentielle qui s'ajustent le mieux avec les points expérimentaux (représentés avec la même couleur). L'équation correspondante, notée $f(x)$, nous a servi à déterminer la viscosité des fluides avant chaque série d'expériences après avoir mesuré leur température à l'aide d'un thermocouple.

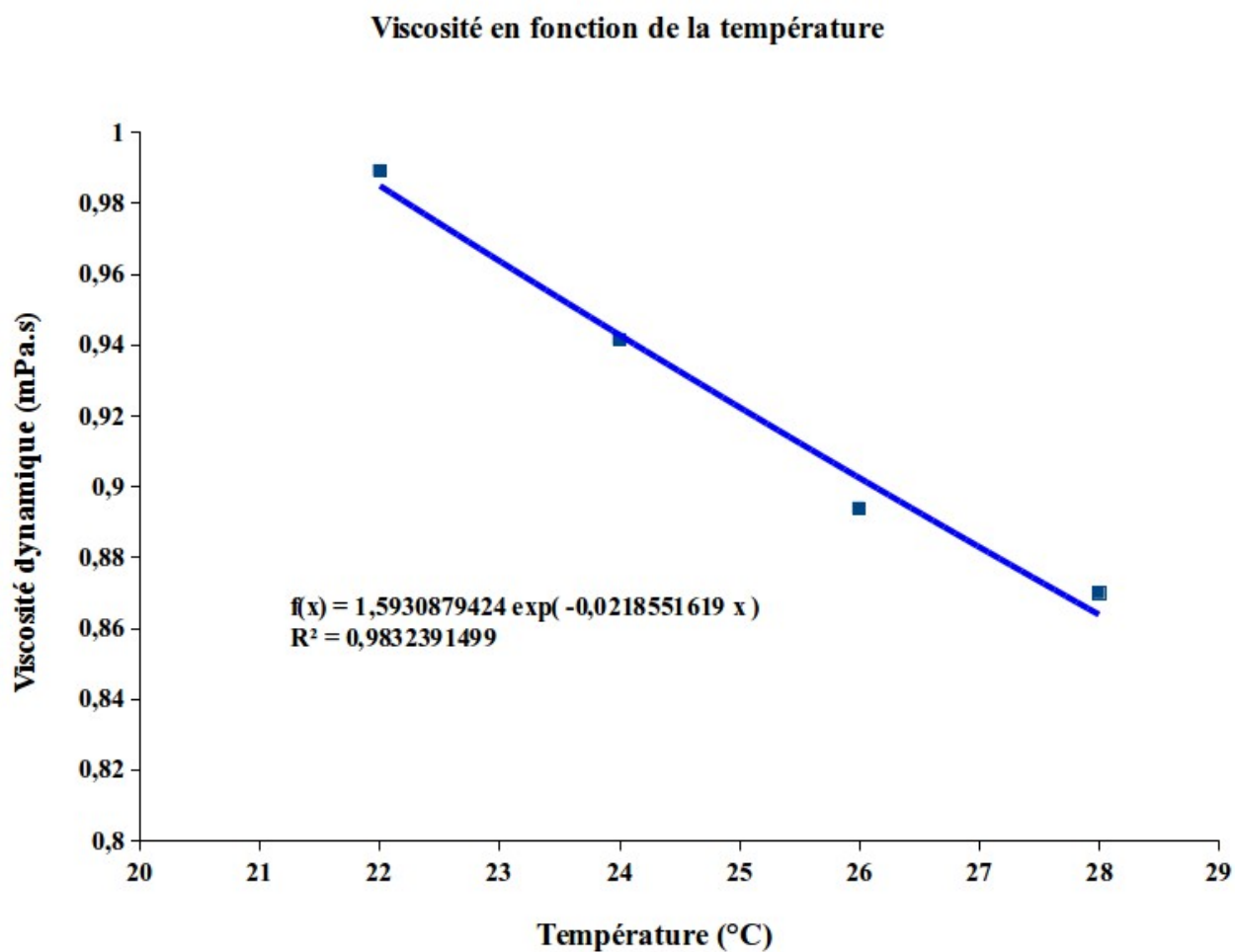


Figure 72: Viscosité de l'eau en fonction de la température.

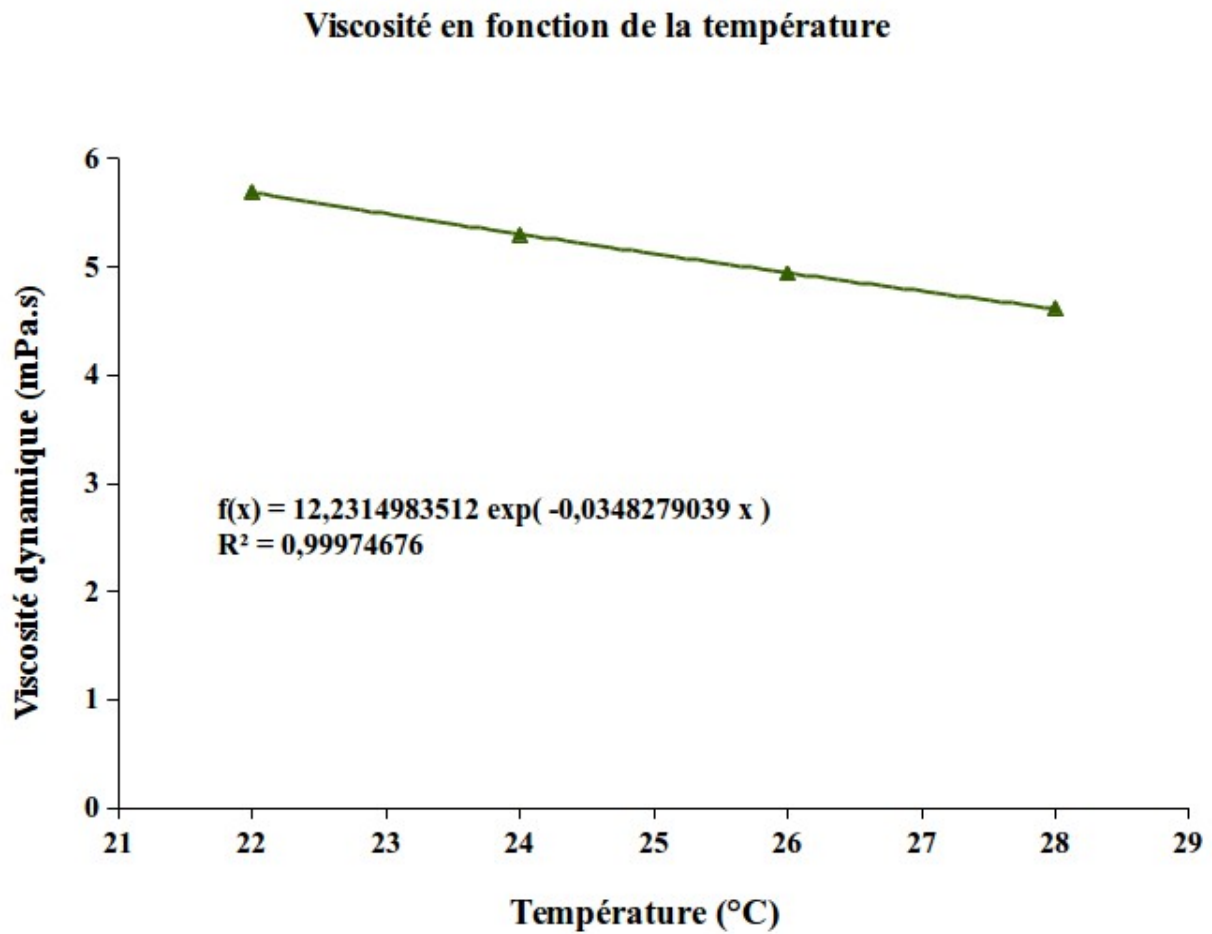


Figure 73: Viscosité du mélange eau-glycérol à 50% en fonction de la température.

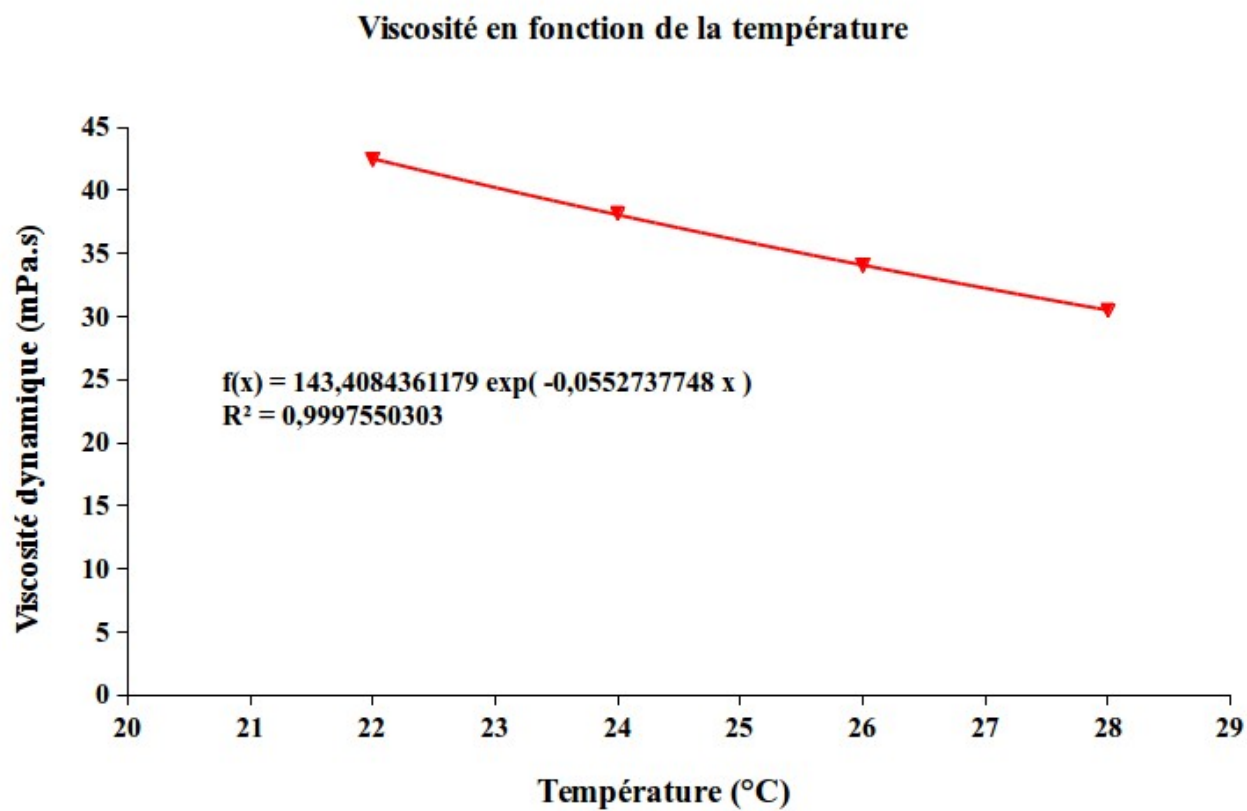


Figure 74: Viscosité du mélange eau-glycérol à 78% en fonction de la température.

Bibliographie

- [1] S. H. James, P. E. Kish, T. P. Sutton, Principles of bloodstain pattern analysis : theory and practice, Taylor and Francis (2005)
- [2] R. H. Bremmer, K. G. de Bruin, M. J. C. van Gemert, T. G. van Leeuwen, M. C. G. Aalders, Forensic quest for age determination of bloodstains, Forensic Science International 216 (2012) 1-11
- [3] G. Edelman, V. Manti, S. M. van Ruth, T. V. Leeuwen, M. Aalders, Identification and age estimation of bloodstains on colored backgrounds by near infrared spectroscopy, Forensic Science International 220 (2012) 239-244
- [4] H. L. MacDonell, Bloodstain Patterns, Laboratory of Forensic Science (1997)
- [5] P. A. Pizzola, S. Roth, P. R. Deforest, 3D bloodstain pattern analysis : Ballistic reconstruction of the trajectories of blood drops and determination of the centres of origin of the bloodstains, Forensic Science International 206 (2011) 22-28
- [6] L. Hulse- Smith, N. Z. Mehdizadeh, S. Chandra, Deducing drop size and impact velocity from circular bloodstains, J. Forensic Sci. 50 (2005) 54-63
- [7] J. Madejski, Solidification of droplets on a cold surface, Int. J. Heat Mass Transfer. 19 (1976) 1009-1013
- [8] T. Bennett, D. Poulikakos, Splat-quench solidification : estimating the maximum spreading of a droplet impacting a solid surface, Journal of Materials Science 28 (1993) 963-970
- [9] M. Pasandideh-Fard, Y. M. Qiao, S. Chandra, and J. Mostaghimi, Capillary effects during droplet impact on a solid surface, Phys. Fluids 8 (1996) 650-659
- [10] C. Clanet, C. Béguin, D. Richard, D. Quéré, Maximal deformation of an impacting drop, J. Fluid Mech. 517 (2004) 199-208
- [11] J. Eggers, M. A. Fontelos, C. Josserand, S. Zaleski, Drop dynamics after impact on a solid wall : theory and simulations, Physics of fluids 22 (2010)

- [12] M. Rein, Phenomena of liquid drop impact on solid and liquid surface, Fluid Dynamics Research 12 (1993) 61-93
- [13] E. Guyon, J-P. Hulin, L. Petit, Hydrodynamique physique, CNRS EDITIONS (2001)
- [14] D. Attinger, C. Moore, A. Donaldson, A. Jafari, H. A. Stone, Fluid dynamics topics in bloodstain pattern analysis : Comparative review and research opportunities, Forensic Science International 231 (2013) 375-396
- [15] E. J. Lavernia, E. M. Gutierrez, J. Szekely, N. J. Grant, A mathematical model for the liquid dynamic compaction process. Part 1 : Heat flow in gaz atomization, Int. J. Rapid Solid. 4 (1988) 89-124
- [16] P. A. Pizzola, J. M Buszka, N. Marin, N. D. K. Petraco, P. R. De Forest, Spread and rebound of liquid droplets upon impact on flat surfaces, AIChE J. 39 (2007) 419-446
- [17] P. A. Pizzola, S. Roth, P. R. Deforest, Blood droplet dynamics - II, Journal of Forensic Sciences 31 (1986) 50-64
- [18] E. Ghiringhelli, Viscoélasticité du sang et du caillot (thèse), 2006
- [19] M. Benecke, L. Barksdaleb, Distinction of bloodstain patterns from fly artifacts, Forensic Science International 137 (2003) 152-159
- [20] K. Walcher, The shape of bloodstains, Springer (1939)
- [21] V. Balthazard, R. Piédelièvre, H. Desoille, L. Dérobert, Étude des gouttes de sang projeté, XXIIe congrès de médecine légale (1939)
- [22] A. L. Carter, The directional analysis of bloodstain patterns Theory and experimental validation, Can. Soc. Forens. Sci. J 34 (2001) 173-189
- [23] M. Illes, M. Boué, Robust estimation for area of origin in bloodstain pattern analysis via directional analysis, Forensic Science International 226 (2013) 223-229
- [24] C. Knock, M. Davison, Predicting the Position of the Source of Bloodstains for Angled Impacts, J. Forensic Sci. 52 (2007) 1044-1049

- [25] C. R. Varney, F. Gittes, Locating the source of projectile fluid droplets, *Am. J. Phys.* 79 (2011) 838-842
- [26] P. A. Pizzola, J. M Buszka, N. Marin, N. D. K. Petraco, P. R. De Forest, Commentary on "3D bloodstain pattern analysis : Ballistic reconstruction of the trajectories of blood drops and determination of the centres of origin of the bloodstains" by Buck et al., *Forensic Science International* 220 (2012)
- [27] C. Willis, A. K. Piranian, J. R. Donaggio, R. J. Barnett, W. F. Rowe, Errors in the estimation of the distance of fall and angles of impact blood drops, *Forensic Science International* 123 (2001) 1-4
- [28] W. F. Rowe, Errors in the determination of the point of origin of bloodstains, *Forensic Science International* 161 (2006) 47-51
- [29] C. Connolly, M. Illes, J. Fraser, Affect of impact angle variations on area of origin determination in bloodstain pattern analysis, *Forensic Science International* 223 (2012) 233-240
- [30] L. Hulse-Smith, M. Illes, A Blind Trial Evaluation of a Crime Scene Methodology for Deducing Impact Velocity and Droplet Size from Circular Bloodstains, *J. Forensic Sci.* 52 (2007) 65-69
- [31] M. A. Raymond, E. R. Smith, J. Liesegang, Oscillating blood droplets - implications for crime scene reconstruction, *Sci. Justice - J. Forensic Sci. Soc.* 36 (1996) 161-171
- [32] M. A. Raymond, E. R. Smith, J. Liesegang, High speed cinematography of blood droplet deformation in flight - implications for crime scene reconstruction - in *advances in forensic sciences*, (1993)
- [33] R. H. Bremmer, K. G. de Bruin, M. J. C. van Gemert, T. G. van Leeuwen, M. C. G. Aalders, Fluid dynamics topics in bloodstain pattern analysis : Comparative review and research opportunities, *Adv. Heat Transfer* 28 (1996) 1-74

- [34] S. Haferl, Z. Zhao, J. Giannakouros, D. Attinger, D. Poulikakos, Transport phenomena in the impact of a molten droplet on a surface : macroscopic phenomenology and microscopic considerations, *Annuel Review of Heat Transfer* 11 (2000) 65-144
- [35] A. L. Yarin, Drop impact dynamics : splashing, spreading, receding, bouncing, *Annu. Rev. Fluid Mech.* 38 (2005)
- [36] F. H Harlow, J. P. Shannon, The splash of a liquid drop, *J. Appl. Phys.* 38 (1967) 3855-3866
- [37] M. Bertagnolli, M. Marchese, G. Jacucci, I. St. Doltsinis, S. Noelting, Thermomechanical Simulation of the Splashing of Ceramic Droplets on a Rigid Substrate, *Journal of computational physics* 133 (1997) 205-221
- [38] J. Fukai, Y. Shiiba, T. Yamamoto, O. Miyatake, D. Poulikakos, C. M. Megaridis, Z. Zhao, Wetting effects on the spreading of a liquid droplet colliding with a flat surface : Experiment and modeling, *Phys. Fluids* 7 (1995) 236-247
- [39] Z. Zhao, D. Poulikakos, J. Fukai, Heat transfer and fluid dynamics during the collision of a liquid droplet on a substrate - II. Experiments, *Int. J. Heat Mass Transfer.* 39 (1996) 2791-2802
- [40] C. Adam, Fundamental studies of bloodstain formation and characteristics, *Forensic Science International* 219 (2012) 76-87
- [41] R. Bhola, S. Chandra, Parameters controlling solidification of molten wax droplets falling on a solid surface, *J. Mater. Sci* 34 (1999) 4883-4894
- [42] C. D. Stow, M. G. Hadfield, An experimental investigation of fluid flow resulting from the impact of a water drop with an unyielding dry surface, *Rev. Mod. Phys.* 373 (1981) 419-441
- [43] R. E. Pepper, L. Courbin, H. A. Stone, Splashing on elastic membranes : the importance of early-time dynamics, *Phys. Fluids* 20 (2008) 082103
- [44] J. Bear, *Dynamics of fluids in Porous Media*, Dover (1988)
- [45] R. E. Ford, C. G. L. Furmidge, Impact and spreading of spray drops on foliar surfaces, *Soc. Chem. Industry Monograph* 25 (1967) 417-432

- [46] S. Mandre, M. P. Brenner, The mechanism of a splash on a dry solid surface, *J. Fluid Mech.* 690 (2012) 148-172
- [47] L. Xu, Liquid drop splashing on smooth, rough and textured surfaces, *Physical Review E* 75 (2007)
- [48] S. Chandra, C. T. Avedisian, On the Collision of a Droplet with a Solid Surface, *Proceedings of the Royal Society A* 432 (1991) 13-41
- [49] R. Rioboo, C. Bauthier, J. Conti, M. Voue, J. De Coninck, Experimental investigation of splash and crown formation during single drop impact on wetted surfaces, *Experiments in Fluids* 35 (2003) 648-652
- [50] P. Roura, J. Fort, Comment on effects of the surface roughness on sliding angles of water droplets on superhydrophobic surfaces, *Langmuir* 18 (2002) 566-569
- [51] T. Mao, D. C. S. Kuhn, H. Tran, Spread and rebound of liquid droplets upon impact on flat surfaces, *AIChE J.* 43 (1997) 2169-2179
- [52] C. Josserand, L. Lemoyne, R. Troeger, S. Zaleski, Droplet impact on a dry surface : triggering the splash with a small obstacle, *J. Fluid Mech* 524 (2005) 47-56
- [53] J. C. Bird, S. S. H. Tsai, H. A. Stone, Inclined to splash : triggering and inhibiting a splash with tangential velocity, *New Journal of Physics* 11 (2009)
- [54] N. Laan, K. G. de Bruin, D. Bartolo, D. Bonn, The maximum diameter of impacting liquid droplets, *Phys. Rev. Applied* 2, (2014)