

Rapport d'avancement du projet CaPillar

Rim ABDALLAH, Mehdi ABDELLI, Rami DUYÉ,
Etienne MONNIER, Simon QUEYRUT, Henri STOVEN

Décembre 2018



Table des matières

1	Introduction	3
1.1	Contexte	4
1.1.1	La circulation sanguine humaine	4
1.1.2	L'exemple du phénomène de Raynaud	4
1.1.3	La capillaroscopie	4
2	État de l'art	6
2.1	Capillaroscopes	6
2.1.1	Les capillaroscopes « manuels »	6
2.1.2	Les capillaroscopes « avec assistance mécanique »	8
2.2	Format fichier DICOM	9
2.3	Aspect médico-légal	12
2.3.1	La législation RGPD	13
2.3.2	Stockage sur un versant local purement déconnecté d'internet	14
2.3.3	Le versant « Cloud » connecté à internet	15
2.3.4	Ouverture sur l'aspect médico-légal à l'international	16
2.4	Gestion de base de données	16
3	Analyse fonctionnelle	17
3.1	Diagramme bête à corne	17
3.2	Table des exigences	17
3.3	Diagramme FAST	19
3.4	Principe et <i>flowchart</i> du fonctionnement	19
3.5	Diagramme Pieuvre	21

4	Architecture physique	22
4.1	Choix de composants	22
4.2	Choix des caméras	25
4.2.1	L'interface de transmission de données adaptée	25
4.2.2	Nombres de pixels sur la matrice et ratio	26
4.2.3	Modes de <i>shutter</i> , CCD et CMOS	28
4.2.4	Couleur ou monochrome ?	30
4.3	Choix du tube optique	31
4.4	Algorithme de traitement de l'image	31
4.5	Diagramme d'architecture physique	36
5	Gestion de projet	38
5.1	Mode de gestion	38
5.2	Répartition des tâches	38
5.3	Relation avec le client	40
5.4	Problèmes rencontrés	40
6	Conclusion	40

1 Introduction

Si la médecine compte plusieurs millénaires d'existence, elle n'a atteint son âge de maturité que depuis moins de deux cents ans. Les recherches ont évolué dans le domaine médical et on réussit de nos jours à traiter des problèmes médicaux majeurs dans des bonnes conditions. Une d'entre elles est la détection précoce.

La capillaroscopie est une méthode qui assure une détection précoce, c'est un examen au microscope des capillaires situés dans la zone unguéale qui permet d'identifier certaines maladies. Elle est couramment utilisée pour évaluer la micro-circulation périphérique en analysant la morphologie des capillaires dermiques. Bien avant l'apparition des symptômes cliniques, des profils capillaires pathologiques peuvent être accompagnés de dommages vasculaires. Ainsi, on pourrait définir des paramètres de substitution indiquant la manifestation initiale d'une maladie cardio-vasculaire. De plus, il a été démontré que les anomalies capillaires reflétaient potentiellement la gravité et le pronostic à long terme des maladies sous-jacentes. Par exemple, dans la sclérodermie systémique, une corrélation entre une diminution de la densité capillaire et le développement ainsi que la gravité de l'hypertension artérielle pulmonaire a été établie.

Cependant les équipements de capillaroscopie sont très coûteux et l'interprétation des résultats diffère d'un médecin à un autre pour la même image. La résolution de ce problème ainsi que la réalisation d'un examen efficace nécessaire pour explorer la micro-circulation humaine tout en utilisant un système compact et abordable par rapport aux systèmes coûteux existants à ce jour sont au cœur de notre projet.

C'est dans cette incertitude qui entoure les diagnostics de capillaroscopie que se place notre projet. La réalisation d'un prototype fonctionnel de microscope vidéo numérique ultra haute définition basé sur un système embarqué dans un environnement Linux avec une acquisition automatisée des données est l'objectif central de notre étude.

Dans le cadre des U.V. 3.4 et 4.4, nous nous sommes portés sur le projet biomédical « CaPillar » commun entre deux laboratoires de recherches : LabSTICC (ENSTA) et CIC-CHU (Brest). Notre objectif est de créer un microscope vidéo numérique de visualisation et d'acquisition des capillaires unguéraux de manière automatisée et manuelle avec l'aide d'un logiciel d'interface codé sous Python. Aussi ce système doit assurer un niveau de protection des données adapté. Ces données personnelles doivent être traitées et enregistrées dans un cadre réglementaire en respectant les législations européennes. Pour assurer un tel objectif, avec un budget limité, il faut tout d'abord choisir des composants abordables et adéquats, pour réaliser un prototype de microscope intelligent. Ce dernier sera équipé de différents capteurs qui permettent le traitement continu du flux d'information observé, d'un grossissement variable et d'une interface utilisateur. L'automatisation se fera par la reconnaissance des capillaires du lit de l'ongle des 5 doigts de la main avec distinction de la main gauche et droite.

1.1 Contexte

1.1.1 La circulation sanguine humaine

L'appareil cardio-vasculaire est un système circulatoire en circuit fermé assurant des échanges d'ordre énergétique, calorique et informationnel entre les organes, depuis le cœur qui fournit la pression au système et recueille la totalité du flux sortant. Ces échanges s'adaptent aux besoins et ne sont pas constants : le niveau de fonctionnement des cellules impose à l'appareil son mode de fonctionnement. Les cellules musculaires, par exemple, demandent plus de dioxygène lors d'un effort intense : le système sanguin va ainsi pourvoir à ce besoin en augmentant le débit cardiaque. Cependant, le cœur n'est pas le seul intervenant dans ce système [1].

La micro-circulation sanguine désigne la circulation du sang dans les plus petits vaisseaux sanguins des tissus organiques dont le réseau (constitué des artéries, des capillaires, des veinules et de petits vaisseaux lymphatiques) forme une interface entre le système artériel (canal « rouge » acheminant le sang vers les organes) et le système veineux (canal « bleu » faisant le retour vers le cœur). Elle est cruciale pour la thermorégulation cutanée et favorise la régulation de la pression artérielle. La micro-circulation réalise de plus - et surtout - le moyen exclusif des échanges liquidiens substantiels avec les cellules et la circulation sanguine.

Tous nos organes n'ont cependant pas le même niveau d'exigence pour imposer son mode de fonctionnement à l'appareil cardio-vasculaire. Il existe des organes prioritaires comme le cerveau ou les reins qui sont privilégiés en cas de stress important au détriment de la peau, des muscles.

L'examen des capillaires, ultimes ramifications de quelques micro-mètres de diamètre des canaux « rouge » localement, peut ainsi amener à des diagnostics sur la qualité de la microcirculation globale du patient. Elle peut être influencée par de nombreux facteurs (température, condition physique - âge, activité sportive - et mentale - stress - ou pression artérielle systémique) et permet de mettre en évidence des maladies (acrosyndromes) dont les symptômes usuels sont un changement de couleur des doigts et orteils (bleus ou blanc dans le cas de la maladie de Raynaud) accompagnés de douleurs vives.

1.1.2 L'exemple du phénomène de Raynaud

Le phénomène de Raynaud qualifie une réaction micro-sanguine liée à une vasoconstriction digitale et à l'occlusion des sphincters pré-capillaires. Les doigts apparaissent blancs, bleus et rappellent les doigts d'un mort. Lorsqu'il ne reflète pas de problèmes plus graves sous-jacents, on parle de phénomène de Raynaud primaire ou de maladie de Raynaud.

Le phénomène de Raynaud peut aussi, plus rarement, être secondaire c'est-à-dire associé à un rhumatisme systémique, comme une sclérose. Lorsque c'est le cas, on observe des anomalies dans la structure et l'arborescence des capillaires qui deviennent moins nombreux, plus dilatés etc. On comprend l'importance de réaliser un diagnostic sur les capillaires afin de déterminer le caractère primaire ou secondaire du phénomène.

1.1.3 La capillaroscopie

Les capillaires quasiment à fleur de peau dans une région en bas de l'ongle (à la racine des ongles, la *cuticule*) font de cette zone une opportunité pour réaliser des mesures optiques indolores, non-invasives et rapides.

La *capillaroscopie* est un examen de cette région réalisée à l'aide d'un *capillaroscope*. Il ne s'agit ni plus ni moins que d'un microscope optique accompagné d'une interface graphique sur moniteur

pour inspecter la zone et éventuellement réaliser des calculs basés sur la densité linéaire du lit de capillaires, ou encore la morphologie des canaux [1] dont quelques paramètres sont présentés en figure 1. Un grossissement fois 50 sur une zone de 2 millimètres carrés permet déjà de voir les canaux.

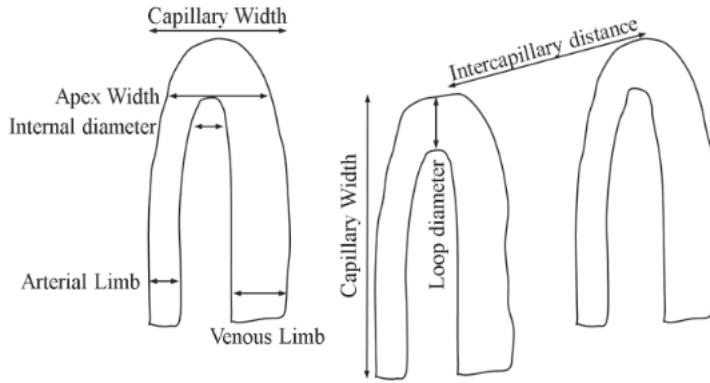
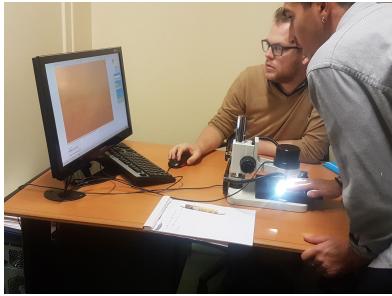


FIGURE 1 – La structure morphologique des capillaires témoigne parfois de certaines anomalies indiquant un problème sous-jacent [2].

Les premières publications concernant l'observation de capillaires par microscopie après application d'une goutte d'huile remontent à 1911 et sont dues à l'américain Philip Lombard [3]. Aujourd'hui, la technique reste sensiblement la même : une huile spéciale est appliquée sur le doigt du patient avant l'observation afin d'améliorer la visibilité, et l'objectif du microscope est placé verticalement au doigt (figure 18). Ce protocole est appliqué à tous les doigts du patient, sauf ses pouces. On applique parfois aussi cela aux orteils du patient.

Si la technique est à présent bien connue et utilisée dans les centres hospitaliers du monde entier, on remarque immédiatement certaines perspectives d'améliorations. Le procédé de mise au point et de passage d'un doigt à l'autre manque d'automatisation et appelle à une mesure de 15 minutes alors que les manipulations pourraient être asservies et réalisées en moins de 3. Le calcul de la densité de capillaires une fois l'image acquise se fait encore manuellement alors qu'un algorithme de traitement d'image élémentaire pourrait s'en charger instantanément (la reconnaissance automatique de la forme des capillaires par *machine learning* pourraient par ailleurs faire l'objet d'un sujet de thèse). Les mesures effectuées sur un patient couvrent une zone infinitésimale de la cuticule (quelques dizaines de micro-mètres carrés) déterminée de surcroît par le praticien - il est donc normal d'observer une faible inter-reproductibilité d'un diagnostic à l'autre, et encore moins des praticien à l'autre. Enfin, les architectures physiques des capillaroscopes en vente ne permettent pas de modifications de l'installation pour adapter des besoins (changer la caméra ou l'objectif par exemple).

Nous proposons d'explorer avec CaPillar quelques unes de ces voies, mais surtout de pallier un problème concernant plus spécifiquement les capillaroscopes en eux-mêmes ; l'image prodiguée est souvent de mauvaise définition - dû à une caméra bas de gamme regardant dans l'oculaire du microscope - et son architecture physique ne justifie *a priori* pas leurs prix : jusqu'à 15000 euros pour le CapXview, le haut standing des capillaroscopes. Il s'agira de concilier performances essentielles



(a) Rami est diagnostiqué par W. HAERTLÉ



(b) Des capillaires aux formes anormales

FIGURE 2 – La capillaroscopie

(permettre d'établir un diagnostic) avec une progression dans quelques voies mentionnées ci-dessus tout en prenant en compte de la visée *open source* et « grand public » du projet, qui ne va pas sans une réduction des coûts à leur minimum sur des pièces qui ne font pas l'objet d'un assemblage spécial tel que la caméra ou les composantes en amont du système optique telles que les lentilles, l'objectif.

2 État de l'art

2.1 Capillaroscopes

Les capillaroscopes, comme expliqué précédemment, sont de simples microscopes utilisés dans l'observation des capillaires sanguins. L'écrasante majorité d'entre eux fonctionnent avec une caméra qui permet de visualiser la micro-circulation humaine. On s'intéresse particulièrement à la zone unguéale, où la peau est très fine, ce qui permet de visualiser les capillaires par transparence après avoir recouvert le cuticule d'une fine couche d'huile.

De nombreux modèles plus ou moins performants sont sur le marché de nos jours. Entre coût trop important et performances médiocres, ces modèles sont malheureusement très peu satisfaisants pour les médecins vasculaires souhaitant effectuer un diagnostic sur un patient potentiellement malade.

On peut distinguer deux catégories de capillaroscopes : les « manuels » et ceux « avec assistance mécanique »

2.1.1 Les capillaroscopes « manuels »

Les capillaroscopes dits « manuels » possèdent cette appellation en comparaison à leur homologues « avec assistance mécanique » directement implantés dans une structure plus complète sur laquelle le praticien n'a qu'à manipuler des molettes pour se placer sur la zone à analyser. En effet, les capillaroscopes « manuels » apparaissent sous forme de stylos que le praticien tient en main. Il passe alors le bout de ce « stylo » sur le doigt du patient et filme la zone à analyser. Souvent relié par câble USB à un ordinateur possédant un logiciel d'analyse dédié à la capillaroscopie, ces capillaroscopes se vendent à partir de 350 euros. Ils sont peu chers en comparaison aux modèles de la seconde catégorie, mais ils ne permettent le diagnostic qu'à un stade très précoce de la maladie.



(a) Vue d'ensemble du Dino-Lite – MEDL4N5



(b) Utilisation du Dino-Lite – MEDL4N5

FIGURE 3 – Le Dino-Lite – MEDL4N5

Ils donnent des informations sur l'état de la micro-circulation et non sur la forme des capillaires sanguins qui est très révélatrice de l'état d'un patient atteint vasculairement.

Nous pouvons prendre comme exemple le capillaroscope 500x Dino-Lite – MEDL4N5 de la compagnie de matériel de microscopie médicale Dino-lite.

Il possède une résolution de 1.3 Mpixels et un grossissement de fois 500 qui permet une bonne visualisation de la micro-circulation. Il est également équipé d'un couronne de LED à son extrémité basse qui éclaire la zone unguéale à analyser.

L'utilisation d'un tel modèle est facile et nécessite une application moindre que lorsqu'on manipule les capillaroscopes de l'autre catégorie. Ce qu'il gagne en pragmatisme, il le perd malheureusement en efficacité et en précision. En effet, ce modèle, comme tous les autres modèles de capillaroscopes manuels, a pour vocation d'effectuer un premier diagnostic de début de pathologie et n'aspire pas du tout à un diagnostic précis d'une sclérodermie à un stade avancé par exemple.



FIGURE 4 – Images prises par le Dino-Lite – MEDL4N5

On peut remarquer sur cette photographie prise par le Dino-Lite – MEDL4N5, que la résolution de ce modèle ne permet pas un diagnostic poussé de l'état vasculaire du patient. Le grossissement fois 500 qu'il propose donne une information sur la micro-circulation du patient mais procure des images floues difficile à analyser pour le praticien.

La catégorie des capillaroscopes avec assistance mécanique est quant à elle composée de modèles permettant un diagnostic plus précis et à un stade plus avancé de la pathologie.

2.1.2 Les capillaroscopes « avec assistance mécanique »

Les capillaroscopes « avec assistance mécanique » doivent leur nom à la structure globale dans laquelle ils sont implantés. Leur fonctionnement est basé sur le même principe que les capillaroscopes « manuels », mais leurs caractéristiques techniques et leur mode d'emploi diffèrent grandement de la première catégorie explicitée ci-dessus.

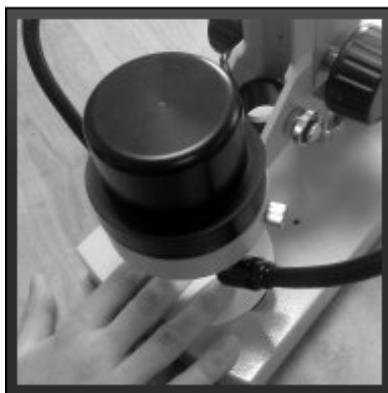
Les capillaroscopes « avec assistance mécanique » sont inscrits dans une technico-structure qui leur donne l'allure d'un microscope classique. En effet, la caméra est placée à la verticale d'un plateau que le praticien peut mettre en mouvement à l'aide de vis micrométriques. Le patient pose ses doigts au centre de ce plateau et c'est au praticien de placer la caméra au-dessus de la zone à analyser. La caméra est là aussi reliée par câble USB à un ordinateur possédant un logiciel d'acquisition dédié à la tâche.

Prenons, pour cette catégorie, l'exemple du CapXview, le modèle présent au CHU de Brest et que notre projet a pour but principal de perfectionner.

Le CapXview HD possède une caméra haute définition produisant une image de 1280 x 1024 pixels. Il est vendu avec un logiciel fonctionnant sur tout type de PC sur lequel on peut, à l'aide de curseurs et autres outils, effectuer des mesures sur les capillaires visualisés à l'écran.

En s'appuyant sur deux molettes, le praticien peut placer le doigt du patient dans la zone la plus propice à l'obtention d'une image de qualité. Deux branches flexibles avec des LED à leur extrémités permettent l'éclairage de la zone unguéale avec une lumière blanche de température de couleur de 5500 K.

L'objectif peut grossir jusqu'à 100 fois et, étant combiné au capteur CCD, permet de balayer une zone de plus de 3 mm. L'acquisition des images peut alors se faire en mode rafale ou bien image par image. Ce modèle se vend aux alentours de 10 000 euros.



(a) Examen en cours

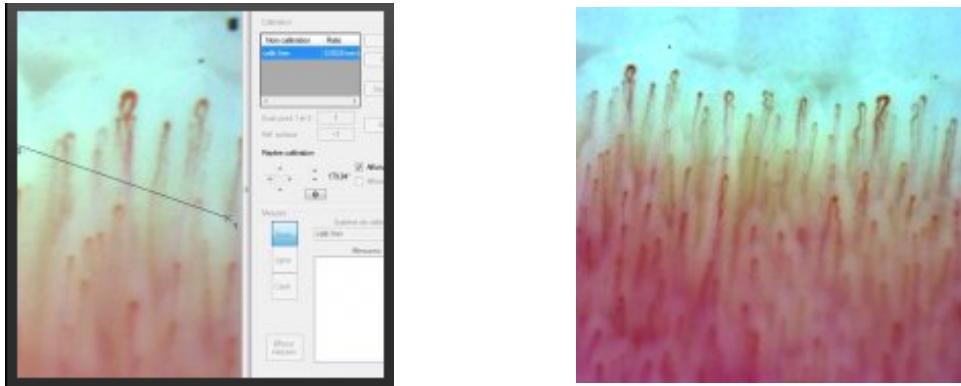


(b) vu globale du CapXview et de son logiciel

FIGURE 5 – Le CapXview

Cette catégorie de capillaroscope est muni d'un équipement technique souvent plus performant

que les capillaroscopes "manuels". Ils produisent des images de capillaires d'une qualité supérieure à celle des capillaroscopes vus précédemment. et ils permettent un diagnostic plus précis et surtout à un stade plus avancé de la pathologie.



(a) Le logiciel de mesure du CapXview (b) Une image de capillaires prises par CapXview

FIGURE 6 – Les images et leur traitement par le CapXview

On peut voir que le praticien à la possibilité de tracer un trait à l'écran et d'y compter, sur la longueur, les capillaires du patient. Même si les images semblent d'une qualité supérieure au modèle vu précédemment, la méthode d'analyse reste encombrante pour les deux parties de l'examen et donnent lieu à des diagnostics qui diffèrent d'un praticien à l'autre.

Les performances de ces appareils sont malheureusement trop éloignées des performances que l'on est en droit d'attendre d'un appareil avoisinant les dix mille euros. Les axes d'amélioration des capillaroscopes sont nombreux, allant de l'automatisation du processus de diagnostic jusqu'à l'amélioration de la qualité des photos obtenues.

2.2 Format fichier DICOM



Plus que d'être un simple outil de travail permettant de diagnostiquer des patients, notre projet vise à faire avancer la recherche dans un domaine qui reste peu connu. Pour ce faire, nous avons pris connaissance du format DICOM, un protocole permettant de standardiser et ainsi de faciliter et sécuriser l'échange de données médicales. Ces échanges permettent à tous les praticiens à travers le monde de partager les données médicales (des images pour le format DICOM) afin de s'entraider pour être plus efficaces face aux problèmes de santé rencontrés par les hommes.

Le format DICOM est un standard mondial qui peut être utilisé dans toutes les régions. Il fournit des mécanismes de traitement des données répondant aux exigences culturelles, tels que différents systèmes d'écriture, de types de caractères, de langues ou de structures pour les adresses et les noms de personnes. Il prend en charge la diversité des potentiels flux de données ainsi que les processus et règles utilisés pour l'imagerie biomédical dans différentes régions géographiques, de même que certaines spécialités médicales et pratiques locales.

La localisation des données permet de répondre aux exigences des politiques nationales ou locales en matière de santé et ainsi l'ajout ou le retrait de données effectué ne s'écarte pas de la norme. Une telle localisation peut inclure la spécification de jeux de codes (par exemple, des codes de procédure) ou le profilage de l'utilisation des éléments de données (spécifiant à la fois des valeurs autorisées localement et rendant obligatoires les éléments facultatifs de la norme pour une utilisation locale). La localisation et le profilage peuvent être spécifiés dans un certain nombre de mécanismes qui ne relèvent pas de la norme DICOM. Prenons pour exemple les profils d'intégration de l'organisation IHE (Integrating the Healthcare Enterprise). Il est important que le profilage adhère au concept de non-contradiction. Un profil peut ajouter des exigences, mais ne doit pas être en contradiction avec les exigences DICOM, car cela rendrait impossible la conformité à la fois à DICOM et au profil.

La norme DICOM facilite l'interopérabilité des équipements d'imagerie médicale en spécifiant :

- Pour les communications réseau, un ensemble de protocoles à suivre par les périphériques déclarant être conformes à la norme.
- La syntaxe et la sémantique des commandes et des informations associées pouvant être échangées à l'aide de ces protocoles.
- Pour la communication multimédia, un ensemble de services de stockage multimédia devant être suivis par des périphériques déclarés conformes à la norme, ainsi qu'un format de fichier et une structure de répertoire médical facilitant l'accès aux images et aux informations associées stockées sur le support d'échange.
- Les informations qui doivent être fournies avec une implémentation pour laquelle la conformité à la norme est revendiquée.

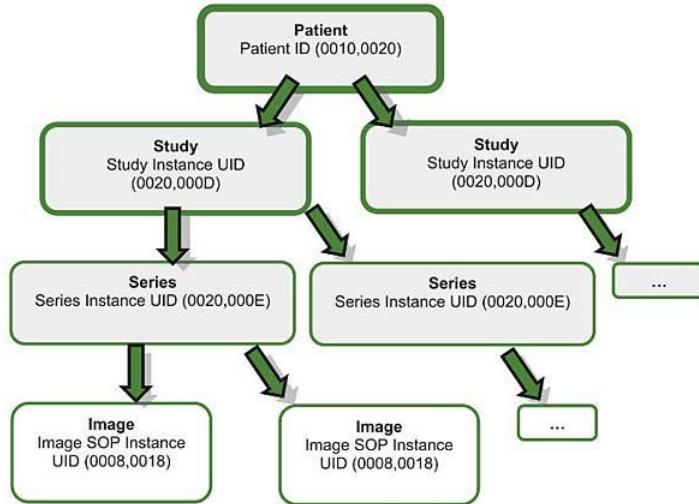


FIGURE 7 – Schématisation de l'adressage utilisé¹

La norme DICOM concerne le domaine de l'informatique médicale. Dans ce domaine, il s'agit de l'échange d'informations numériques entre les équipements d'imagerie médicale et d'autres systèmes.

Cette norme a été élaborée en mettant l'accent sur l'imagerie médicale diagnostique telle qu'elle est pratiquée en radiologie, cardiologie, pathologie, dentisterie, ophtalmologie et disciplines connexes, ainsi que sur les thérapies par imagerie telles que la radiologie interventionnelle, la radiothérapie et la chirurgie. Cependant, il est également applicable à un large éventail d'informations liées à l'image et non liées à l'image échangées dans des environnements cliniques, de recherche, vétérinaires et autres environnements médicaux.

Le format DICOM est applicable à un environnement en réseau. Il prend alors en charge les opérations dans un environnement en réseau utilisant le protocole réseau standard TCP / IP. De même, il est applicable aux échanges de média hors ligne. En effet, il prend en charge les opérations dans un environnement multimédia hors ligne utilisant des supports standard tels que les CD-R, les DVD-R, les systèmes de fichiers USB et courants. Il s'agit d'un protocole orienté service, spécifiant la sémantique des commandes et des données associées, ainsi que la réaction des périphériques déclarés conformes à la norme par rapport aux commandes et aux données échangées. Les services spécifiés incluent la prise en charge de la gestion du flux de travail d'un service d'imagerie, DIXOM indique en plus les niveaux de conformité. Finalement, ce format décrit explicitement comment un implémenteur doit structurer une déclaration de conformité pour sélectionner des options spécifiques.

1. Extrait de <https://www.web3.lu/dicom-standard/>

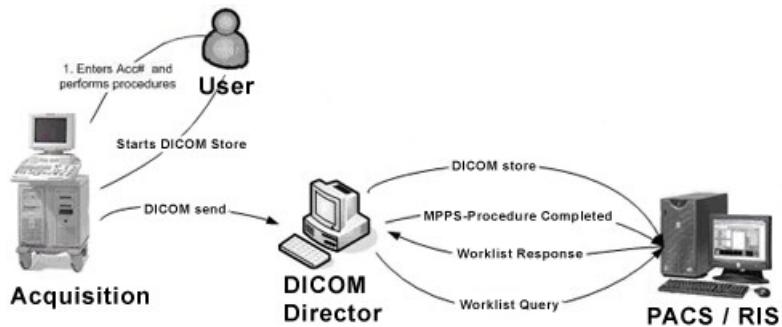


FIGURE 8 – Principe du flux de données pour le protocole DICOM²

L'accès à la librairie se fait par le biais de <https://www.dicomlibrary.com/>
Toute la documentation sur le format DICOM se trouve sur <https://www.dicomstandard.org/>

2.3 Aspect médico-légal

Entre deux états ou continents il existe de nombreuses différences sur les réglementations et lois sur le stockage des données personnelles. Du point de vue des données médicales, il peut donc s'avérer délicat de protéger ses informations personnelles selon le territoire sur lequel nous nous trouvons. L'intégrité des données personnelles est donc plus ou moins menacée d'un pays à un autre.

La France est pionnière en la matière de sécurité renforcée puisqu'elle dispose de ce fait d'un régime juridique protégeant l'ensemble des données personnelles [4]. Ce régime date de la loi « Informatique et Liberté » du 06 janvier 1978 « qui s'applique dès lors que des données relatives à des personnes physiques sont stockées sur papier ou sur informatique »[5]. L'objectif principal de cette loi est d'assurer la sécurité du traitement et stockage des données à caractère personnel. Toutefois, la loi française ne s'appliquant que sur le territoire français, les français se trouvant à l'étranger ne bénéficiant en aucun cas d'une telle protection de leurs données personnelles. Dans notre cas, les données sensibles que nous devons stocker sont des données médicales.

Les réglementations sur les données médicales et plus particulièrement sur le dossier médical sont assez récentes. En effet, la loi dite « Kouchner » promulguée le 4 mars 2002 a pour objet de s'intéresser particulièrement aux données médicales. Cette loi contraint les professionnels de santé à avoir le consentement du patient pour stocker les différentes données médicales le concernant. À savoir que ce consentement peut être retiré à tout moment par le patient. De plus, le patient, ou son ayant droit en cas de décès, peut formuler à tout instant une demande d'accès au dossier médical personnel et l'établissement médical ou le praticien est dans l'obligation de le fournir.

La CNIL (Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés), chargée d'assurer le respect des lois précédentes par les différents acteurs concernés tels les établissements médicaux et professionnels de santé, développe que les données médicales doivent faire l'objet d'un cryptage : c'est obligatoire pour les données personnelles. D'autant plus que le numérique commence à être omniprésent dans les centres médicaux afin de faciliter l'accès aux données. En effet, en 2012 le dossier médical personnalisé (DMP) qui permet de centraliser les informations médicales d'un patient fut

2. Extrait de <https://www.softteam.com/dicom.html>

mis en place. Le DMP est ainsi directement accessible par les professionnels de santé qui suivent le patient. Il y a un accès plus aisément et donc une sécurité supplémentaire à apporter.

Des sanctions pénales sont prévues en cas de violation du droit des personnes et de la protection de leurs données. La révélation d'une information à caractère secret par une personne qui en est dépositaire est punie d'un an d'emprisonnement et 15 000 euros d'amende. La collecte de données non autorisée ou réalisée sans consentement et l'exploitation de ces données dans un but commercial est condamnée par la loi, selon les modalités prévues par l'article L. 226-21 du code pénal et les peines peuvent aller jusqu'à 300 000 euros d'amende et cinq ans de prison en cas de négligence ou d'absence de mesures de sécurité [6]. Il est donc important de faire le nécessaire pour protéger les données de ces patients, cela représente un budget à ne pas négliger.

2.3.1 La législation RGPD

L'Europe a dernièrement décidé d'établir des lois et réglementations sur tout le territoire européen concernant le traitement de données sensibles. Ainsi, on évite que chaque pays européen possède ses propres règles sur son territoire. Cette mesure facilite également le flux de données personnelles au sein de l'Europe vu que les dispositions sont identiques. Il s'agit des dispositions du RGPD (Règlement européen sur la protection des données) [7] qui s'appliquent à tous les traitements de données personnelles que ce soit sous forme informatique ou papier. Cette législation récente subsiste floue pour grands nombre de praticiens, on essaye ainsi de tirer au clair quelques points jugés importants.



FIGURE 9 – Nouvelle législation à l'échelle européenne³

Les acteurs de santé doivent limiter l'accès aux données médicales de leurs patients, seules certaines personnes sont autorisées, au regard de leurs missions, à accéder à celles-ci. Ils doivent délivrer aux patients une information portant sur le traitement de données qu'ils effectuent pour leur prise en charge (soit dans leur logiciel de suivi soit dans leur dossier papier). Cela peut être sous la forme d'une affiche, dans leur salle d'attente.

Les données collectées sur les patients doivent être conservées pour une durée déterminée, dans le cas de données personnelles médicales, la conservation des données sera de 20 ans à partir du dernier passage dans l'établissement par le patient (Article R. 1112-7 du Code de la santé publique),

3. Extrait de <https://www.maela.fr/le-blog/blog-rgpd/>

excepté en cas de décès du patient où son dossier sera conservé 10 ans à partir de la date de son décès.

Les règles de sécurité doivent être respectées pour protéger les données des patients contre des accès non autorisés ou illicites et contre la perte, la destruction ou les dégâts d'origine accidentelle. Pour ce faire les professionnels de santé et les établissements médicaux doivent mettre en place des mesures techniques et organisationnelles appropriées pour préserver la confidentialité et l'intégrité des données (ex : utilisation de la carte professionnelle de santé, mot de passe personnel, utilisation d'un système de chiffrement fort en cas d'utilisation d'internet, etc.). Si le traitement des données passe par un prestataire pour le compte et le nom des acteurs de santé (ex : hébergement de données par un hébergeur de données de santé agréé ou certifié, etc.), celui-ci doit, en tant que sous-traitant, vous garantir un niveau de sécurité adapté au risque. Ce dernier point doit être vérifié avant de conclure un contrat avec le prestataire.

Il n'y a plus de formalité à accomplir auprès de la CNIL mais les différents acteurs médicaux doivent être en mesure de démontrer à tout moment leur conformité aux exigences du RGPD en traçant toutes les démarches entreprises : mise en place d'un registre recensant les fichiers, modalités de l'information délivrée au patient, actions menées pour garantir la sécurité des données de santé, etc. Ce registre doit être conservé en interne.

Dans le cadre de traitement de données de santé à grande échelle, exercice au sein d'un réseau de professionnels par exemple, il est nécessaire de désigner un DPO (Délégué à la protection des données) interne soit un DPO externe (cabinets d'avocats). De plus, une analyse d'impact AIPD (Data Protection Impact Assessment) devra être menée pour évaluer l'impact de l'étude sur la protection des données médicales.

2.3.2 Stockage sur un versant local purement déconnecté d'internet

Le stockage purement local permet d'avoir, au sein d'un établissement de la santé, un accès rapide aux données d'un patient et offre également la possibilité d'effectuer des comparaisons entre plusieurs patients présentant les mêmes symptômes pathologiques. Il va de soi que ces données resteront uniquement dans l'enceinte de l'établissement, elles ne pourront être transférées vers un autre établissement sauf si le patient concerné par les dites données en donne l'accord et ce transfert ne pourra être effectué par internet sans quoi d'autres réglementations s'appliquent.

De là, un réseau local peut être envisagé pour autoriser à chaque ordinateur connecté au réseau un accès aux données personnelles. Toutefois, la CNIL précise que la simple intrusion dans un système informatique sans autorisation constitue à lui seul un délit pénal. Il s'ensuit que les professionnels de santé devront posséder un accès protégé soit par le biais d'un mot de passe ou bien par le biais d'une identification faciale ou digitale. Le réseau créé devra également être protégé de toute intrusion physique venant de l'extérieur, par exemple se brancher sur le réseau par le biais d'un port devra être une opération contrôlée.

Doit également subsister à l'esprit le fait que les données traitées et stockées appartiennent à des patients qui possède les pleins pouvoirs sur ces dernières. Ainsi, l'article L. 1111-7 du code de la santé publique, entré en vigueur le 28 Janvier 2016, met en place pour les patients les conditions d'accès à leurs données relatives à leur santé. Lorsqu'un individu souhaite avoir accès à n'importe quel document dont le contenu est relatif à son état de santé (par exemple une feuille de consultation ou une ordonnance médicale), ce dernier peut demander directement ou par le biais d'un médecin l'accès à ce document. Cet article vient renforcer la loi dite « Kouchner » précisée plus haut.

2.3.3 Le versant « Cloud » connecté à internet

Le versant « cloud » permet de centraliser sur internet un amas de données accessibles depuis n’importe où sur Terre du moment qu’une connexion internet est établie et que les autorisations d’accès sont délivrées. Cela crée une problématique de taille car un réseau connecté à internet est nettement plus atteignable qu’un réseau purement local. Il s’ensuit que la moindre preuve d’intrusion dans les données personnelles stockées par un établissement de la santé sur un cloud constitue une faute pénale. C’est pourquoi la CNIL remarque que dans le cas où l’accès au réseau se fait via Internet, un système de pare-feu est hautement recommandé pour prévenir de toute tentative d’interception des données médicales lorsque ces dernières font l’objet d’un flux.

L’article L. 1111-8 du code de la santé publique s’attache particulièrement à la licéité de l’hébergement et du traitement de données de santé. Ainsi, dans le cadre d’opérations de soins ou de diagnostic, les données de santé récupérées peuvent uniquement être hébergées auprès de personnes physiques ou morales qui sont agréées à cet effet par l’état français. Ces professionnels sont qualifiés d’hébergeur car il héberge en quelque sorte sur des supports informatiques les données qui lui sont transmises par les professionnels de santé. Cet hébergement ne peut, d’après l’article, avoir lieu « qu’avec le consentement exprès de la personne concernée ». La transmission des données médicales du professionnel de santé vers l’hébergeur doit donc reposer sur un contrat (un contrat de prestation d’hébergement) qui doit spécifier que la transmission, l’hébergement, l’accès sont subordonnés à l’accord de la personne concernée. Le patient peu tout à fait décider de bloquer entièrement les données médicales le concernant.



FIGURE 10 – Droit à la confidentialité de ses données personnelles⁴

Un hébergeur demandant l’agrément doit joindre à sa candidature une présentation de sa politique de confidentialité et de sécurité d’hébergement des données qu’il entend mettre en œuvre : en matière du respect des droits des personnes (consentement de la personne sauf lorsque la collecte des données de santé est nécessaire à la sauvegarde de la vie du patient et que celui-ci n'est pas exceptionnellement apte à donner son consentement.), en matière de sécurité d'accès aux informations, en matière de pérennité des données médicales transmises (leur évolution et enrichissement)

4. Extrait de https://www.urpsmlb.org/actualite_sante/reglement-general-protection-donnees-rgpd-donnees-de-sante-va-changer/

et enfin en matière d'organisation et de procédures de contrôle interne pour assurer la sécurité des données (qui aura accès aux données en interne).

A l'issue du contrat de la prestation d'hébergement, les données transmises à l'hébergeur doivent être restituées soit au patient soit au professionnel de santé. L'hébergeur doit restituer l'ensemble des données confiées sans pouvoir en garder trace dans ses fichiers.

On peut citer à titre d'exemple quelques hébergeurs : ORANGE BUSINESS, via son service « solution santé » ou encore SFR via notamment ses offres de services « Isiad-Infrastructure SI à la demande » et « Hosting-Hébergement dédié ».

2.3.4 Ouverture sur l'aspect médico-légal à l'international

En avril 2018, la commission européenne pose un plan d'actions pour permettre aux individus européens d'avoir un accès transfrontalier et sûr à leurs dossiers médicaux électroniques et faciliter l'utilisation d'ensembles de données plus vastes via une infrastructure de données européenne partagée pour prévenir les maladies, personnaliser les traitements médicaux et mieux anticiper les épidémies.

Théoriquement, et dans la grande majorité des cas, les données médicales des patients français n'ont aucune raison d'être détournées de leur utilisation. Or il existe un principe en droit américain nommé le "Patriot Act". Ce dernier permet au gouvernement américain de disposer librement des données personnelles d'un individu sur le fondement d'une seule suspicion de terrorisme ou d'espionnage. On observe donc que le niveau de protection des données sensibles dans les pays hors Union Européenne peut s'avérer variable selon les mentalités et gouvernements.

2.4 Gestion de base de données

Un système de gestion de bases de données est un logiciel qui permet de stocker des informations dans une base de données. Un tel système permet de lire, écrire, modifier, trier, transformer ou même imprimer les données qui sont contenus dans la base de données. De nombreux systèmes de gestion de bases de données existent actuellement. De tels systèmes sont omniprésents aujourd'hui dans le monde de l'entreprise, à l'heure du Big Data. On peut citer par exemple MySQL, Oracle Database ou encore SQLite. Ces systèmes sont catégorisés selon leur fonctionnement.

Système propriétaire : Oracle Database, Microsoft SQL Server, DB2, MaxDB, 4D, dBase, Informix, Sybase

Système libre : MySQL, PostgreSQL, MariaDB, Firebird, Ingres, HSQLDB, Derby, Apache Derby

Orienté objet : ZODB, db4o

Embarqué : SQLite, Berkeley DB

NoSQL : Cassandra, Redis, MongoDB, SimpleDB, BigTable, CouchDB, Couchbase, HBase, LevelDB, RethinkDB, Memcached

Autre système : Access, OpenOffice.org Base, FileMaker, HyperFileSQL, Paradox, Neo4j, Riak, Voldemort

3 Analyse fonctionnelle

3.1 Diagramme bête à corne

Le diagramme bête à corne, bien qu'il est l'air peu informatif aux vues de son contenu, est une des briques élémentaires de l'analyse fonctionnelle. Il rend visible de façon clair et explicite les éléments mis en relation par le système et son but principal. Il représente le premier niveau de compréhension de tous systèmes et a une importance non négligeable.

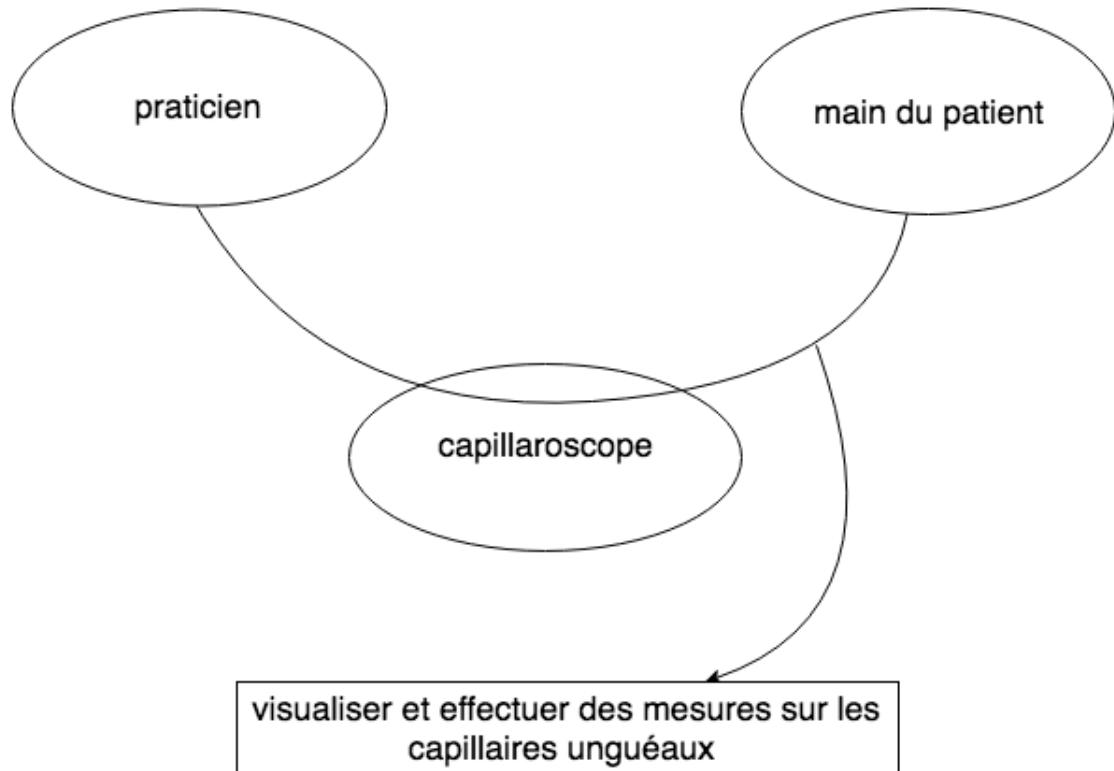


FIGURE 11 – Diagramme bête à corne

3.2 Table des exigences

La table des exigences est une des briques élémentaires de l'analyse fonctionnelle. Elle présente les caractéristiques incontournables du système dans une vue d'ensemble qui permet de veiller en permanence à la vérification du cahier des charges tout au long de l'avancement du projet. Chaque exigence, son ordre de priorité, sa raison d'être et ses critères de vérification y figurent. Elle est en quelque sorte une checklist sur laquelle il est primordial de garder un oeil à chaque étape du projet.

ID	Nom	Type	Vérification	Raison d'être	(0=obligatoire /1=facultatif)	d'autres exigences	performance	Risque
EX01	Donner une image et un flux vidéo d'une bonne qualité des capillaires unguéaux	Fonction	Image satisfaisante pour le praticien	Réaliser la mission	0		Image possédant plus de 5M pixels et flux d'images supérieur à 60 FPS	Système onéreux
EX02	Effectuer une mesure sur l'image des capillaires unguéaux	Fonction	Possibilité d'effectuer un diagnostic pour le praticien	Permettre le diagnostic	0	EX01		
EX03	Posséder un système d'acquisition micrométrique contrôlé par un expert à l'aide d'un joystick bi-axial et d'un bouton d'acquisition des images.	Contrainte	Présence d'un tel dispositif sur le système	Faciliter la mesure pour le praticien et le patient	1		Mouvement minimal de l'ordre du micromètre	Difficulté d'implémentation
EX04	S'interfacer avec l'utilisateur	Contrainte	Présence d'un écran d'interface	Faciliter le diagnostic	1			Ecran tactile sous Linux
EX05	Posséder une mise au point et un grossissement variable	Contrainte	Pouvoir varier le grossissement	Meilleure qualité de l'image et visualiser la microcirculation	0			
EX06	Mesurer la température ambiante	Contrainte	Présence d'un capteur de température dans le système	La vasodilatation est influencée par la température	0	EX07		
EX07	Mesurer l'humidité de l'environnement	Contrainte	Présence d'un capteur d'humidité dans le système	La vasodilatation est influencée par l'humidité ambiante	0			
EX08	Posséder un coût abordable	Contrainte	Le prix du système ne doit pas dépasser 5000 euros	Faire mieux que les systèmes déjà disponibles sur le marché	1	EX0 <i>i_i ∈ [1-12]</i>		
EX09	Être modulaire	Contrainte	Possibilité de changer les équipements	Être adaptable à différents capteurs	1			
EX010	Être conforme aux normes de confidentialité des données personnelles sensibles	Contrainte	Le système ne doit laisser transparaître aucune donnée personnelle au public	Respecter la loi	0			
EX011	Être ergonomique pour le patient et le praticien	Contrainte	Ne pas mettre ni le patient ni le praticien dans une situation inconfortable	Faciliter l'utilisation et le diagnostic	1	EX09 EX012		
EX012	Respecter les normes d'hygiène	Contrainte	Appareil quasi-stérile avant chaque utilisation	Respecter les normes d'hygiéniques d'un hôpital	0	EX011		

FIGURE 12 – Table des exigences

3.3 Diagramme FAST

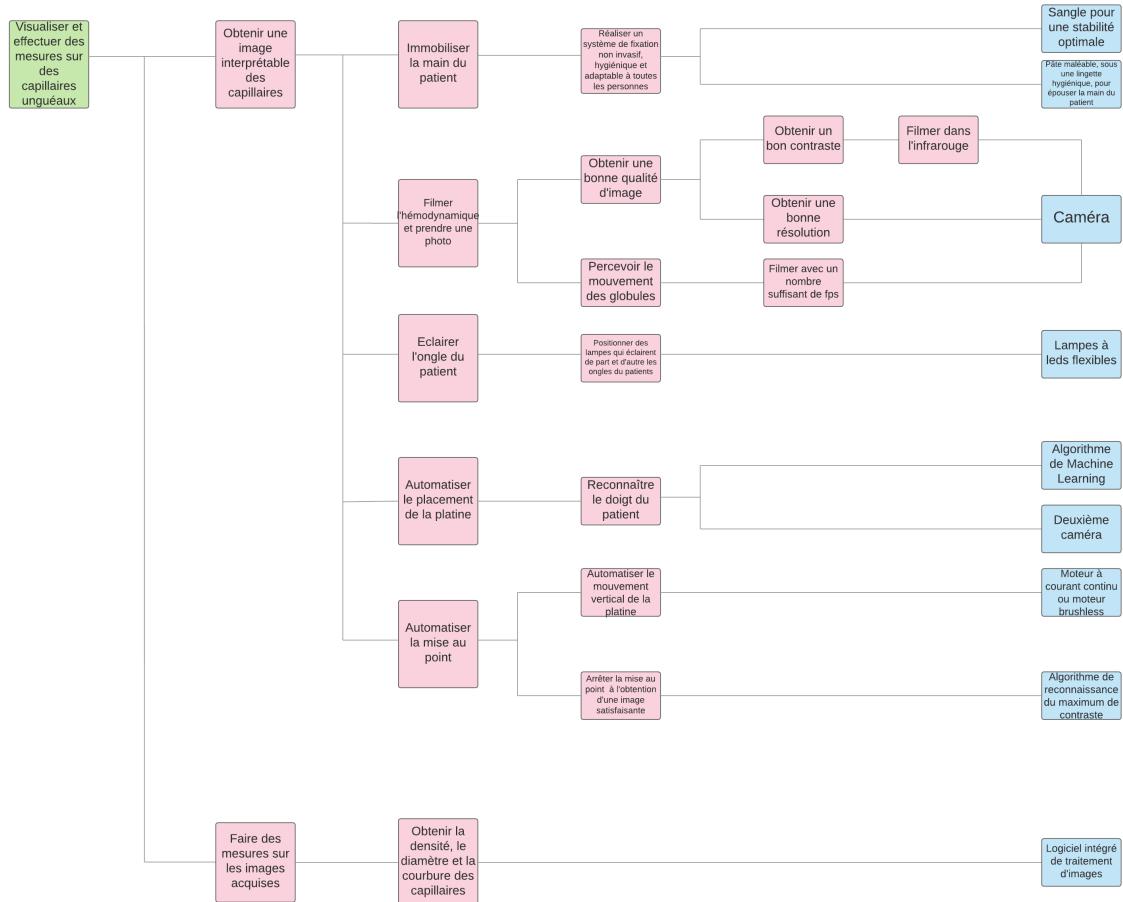


FIGURE 13 – Diagramme FAST

3.4 Principe et *flowchart* du fonctionnement

Pour répondre aux attentes du praticien, le CaPillar doit pouvoir capturer des images automatiquement et proposer au praticien de prendre la main sur le capillaroscope pour réaliser des observations ou prendre des photos. Cette dualité automatique/manuel est illustrée dans le flowchart en figure 14.

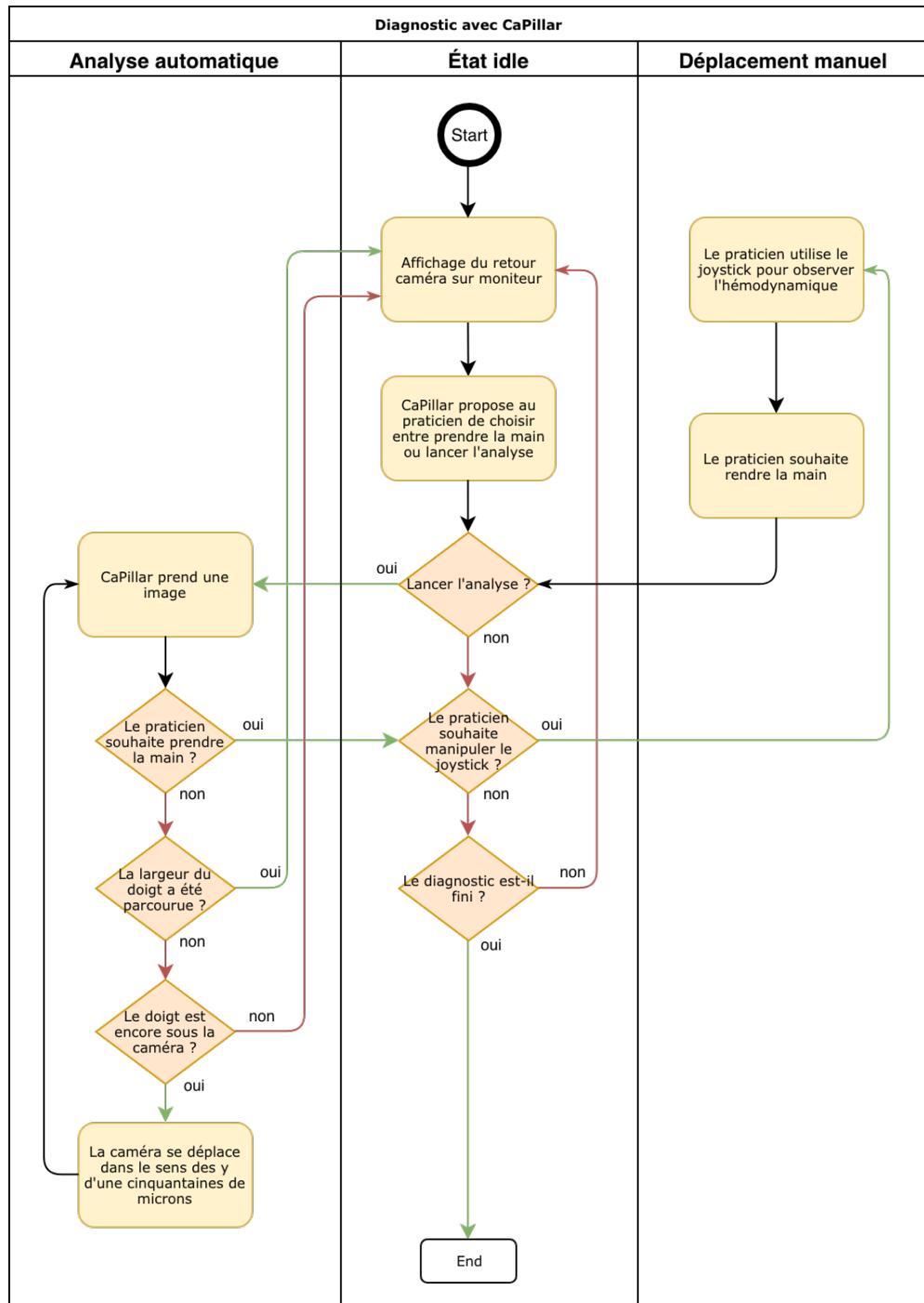


FIGURE 14 – Flowchart du fonctionnement du CaPillar

3.5 Diagramme Pieuvre

Le diagramme pieuvre ci-dessous est l'outil de base en analyse fonctionnelle pour déterminer les fonctions principales et les fonctions contraintes de notre projet.

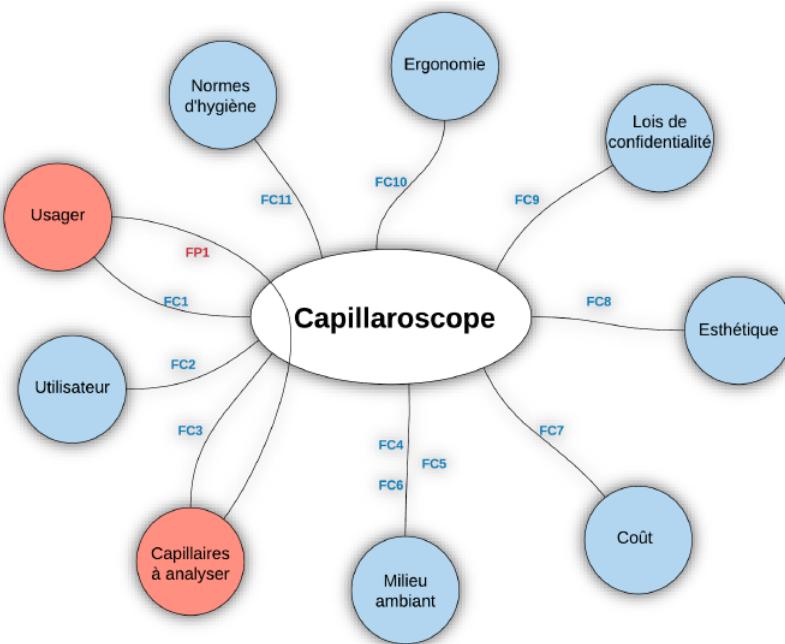


FIGURE 15 – Diagramme pieuvre pour le capillaroscope

Le tableau permet de détailler les différentes fonctions qui relient notre système au milieu extérieur.

Fonction	Description de la fonction
FPrincipale1	Visualiser et effectuer des mesures sur les capillaires unguéraux.
FContrainste1	Avoir un système d'acquisition micrométrique contrôlé par un expert à l'aide d'un joystick biaxial et d'un bouton d'acquisition des images.
FC2	S'interfacer avec l'utilisateur.
FC3	Effectuer une mise au point et un grossissement variable
FC4	Mesurer la température.
FC5	Mesurer l'humidité ambiante.
FC6	Mesurer la pression ambiante.
FC7	Posséder un coût abordable.
FC8	Avoir un design agréable pour l'usager et le patient et respecter les règles d'esthétisme.
FC9	Être conforme aux normes de confidentialité des données personnelles sensibles.
FC10	Être ergonomique pour l'usager et le patient.
FC11	Respecter les normes hygiéniques en milieu médical.

FIGURE 16 – Description des fonctions fonctionnelles du capillaroscope

4 Architecture physique

4.1 Choix de composants

Afin d'obtenir un maximum de précision pour le positionnement de la caméra, nous avons choisi d'utiliser une table cartésienne. En effet, ce support, équivalent à celui utilisé pour les imprimantes 3D, permet de supporter le poids de la caméra et de la maintenir en position. De plus, les tables cartésiennes sont répandues et il est facile pour nous d'en trouver une existante correspondant à nos critères. Il nous faudra alors adapter la puissance à la caméra et au tube optique.



FIGURE 17 – Table cartésienne utilisée pour l'imprimerie 3D⁵

Pour les déplacements, nous nous sommes tournés vers des moteurs pas à pas, peu coûteux, pas très énergivore mais tout de même d'une précision très importante qui, couplée à une vis sans fin, permet une connaissance de la position de la caméra sur les deux axes horizontaux de 10 microns, ce qui est suffisant pour le placement de la caméra vis-à-vis de l'ongle. Les moteurs pas à pas sont utilisés pour les positionnements angulaires précis (imprimantes, scanners, disques durs ...). Contrairement aux moteurs à courant continu, ils ne nécessitent pas de boucle d'asservissement et sont plus simples à commander. Il existe trois types de moteur : à aimant permanent, à reluctance variable et hybrides. Dans tous les types de moteur, on positionne le rotor en modifiant la direction d'un champ magnétique créé par les bobinages du stator. Ils nécessitent un circuit de commande qui comporte une partie logique et une commande de puissance. La partie logique détermine pour chaque pas quelles sont les bobines alimentées et le sens de rotation. La fréquence de l'horloge du circuit logique détermine la vitesse de rotation.

5. Extrait de <https://www.thingiverse.com/thing:1460354>

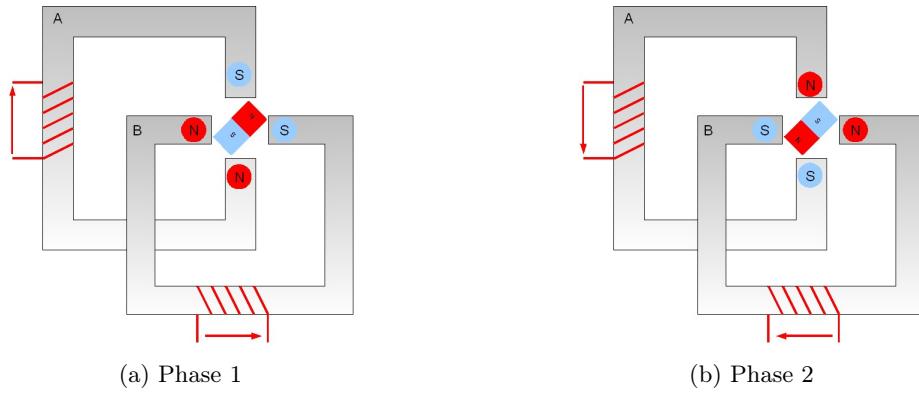


FIGURE 18 – Schéma du fonctionnement d'un moteur pas à pas⁶

Concernant la carte électronique, qui permettra de contrôler les capteurs de pression, d'humidité et de commander les moteurs, nous avons choisi notre modèle parmi plusieurs cartes :

Raspberry Pi 3™ : (figure 19) Dotée d'une architecture CPU 64 bits, d'une interface caméra, de 1Go de Ram, d'une connectique réseau Bluetooth, WI-FI et ethernet, le tout pour un prix d'environ 30€, la Raspberry Pi 3 était une solution envisageable. La programmation des cartes Raspberry se fait par le biais de diverses distributions Linux avec notamment le logiciel Raspbian.



FIGURE 19 – Carte Raspberry Pi 3⁷

BeagleBone Black™ : (figure 20) Développée par Texas Instrument™, la carte BeagleBone Black est une autre carte abordable (environ 60€) programmable sous Android et possédant un processeur puissant, une Ram de 512MB, une capacité de stockage interne de 4GB. L'avantage de cette carte est qu'elle possède deux microcontrôleurs intégrés appelés PRU. Les PRU fournissent la capacité de traitement en temps réel qui fait défaut à Linux.

6. Extrait de <https://fr.wikipedia.org/wiki/Moteur-pas-à-pas>

7. Extrait de <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>

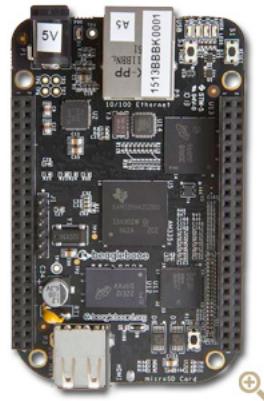


FIGURE 20 – Carte BeagleBone Black⁸

Arduino UNO Rev 3TM : (figure 21) La carte Arduino est la moins chère (20€) et la plus simple d'utilisation, surtout sachant que nous avons été initié à la programmation Arduino en première année. Permettant un traitement des informations en temps réel, sa RAM (2KB) et son stockage (32KB) relativement limités ne sont cependant pas un problème au vue du peu d'information à traiter. C'est donc cette carte que nous avons choisi.



FIGURE 21 – Carte Arduino UNO⁹

8. Extrait de <https://beagleboard.org/black>



(a) Camera Link



(b) GigE

FIGURE 22 – Logo de deux protocoles de transfert en imagerie industrielle

4.2 Choix des caméras

Le client a initialement exprimé son souhait d'avoir une caméra de définition 4K associant un *frame rate* de 60 fps car il souhaite pouvoir observer dans la fréquence du visible le mouvement des globules rouges. Cette caméra servira donc à la fois à prendre une photographie de la zone intéressante et effectuer des mesures en fonctions des demandes de l'utilisateur, mais aussi à mesurer une dynamique de mouvement des cellules sanguines (hématies).

À cela le client souhaitait ajouter, comme premier module, une caméra capable de détecter des ondes du domaine infrarouge ($\lambda \in [900 : 2100]$ nm) afin de donner (et peut-être associer) une représentation plus claire de la micro-circulation sanguine locale.

Il était donc question de trouver une caméra haute-définition et FPS pouvant voir dans l'infrarouge et, si nous n'y parvenions pas, répartir l'observation des deux domaines du spectre en deux caméras. Les quatre paragraphes suivants réalisent un argumentaire sur les décisions prises qui ont conduit à l'évolution de l'exigence concernant les performances et le nombres de caméras (plus généralement les ambitions) investies dans le projet. Il n'en fallait pas moins pour guider l'achat d'une pièce si spéciale et coûteuse.

4.2.1 L'interface de transmission de données adaptée

On désigne par *interface* dans le contexte industriel de l'imagerie un protocole standard de communication du flux électronique entre la caméra et l'unité traitante (dans notre cas, l'ordinateur de bureau de l'utilisateur). La production à grande échelle de caméras et l'essor très récent (alentours 1990) des applications cinématographiques assistées par ordinateur [8] expliquent en grande partie la nécessité d'une standardisation de tels transferts. De nos jours, il existe 4 grandes interfaces dont seulement l'une nous intéresse. Il aura été cependant nécessaire de procéder par élimination afin d'en avoir le cœur net.

Camera Link™ : (figure 22) La plus courante dans l'industrie de pointe impliquant des vitesses élevées (typiquement l'aéronautique). Sa configuration de base offre déjà un flux sortant de 255 Mo/s en fonctionnement nominal (jusqu'à plus de 2 Go/s en utilisation maximale) mais s'accompagne obligatoirement d'une carte de capture dont le prix avoisine les mille euros. Sa présence dans l'industrie s'explique notamment par la longueur de câble qu'elle autorise pour les mesures (10 mètres au maximum : c'est une distance usuelle entre la caméra et l'unité utilisatrice pour la mesure des systèmes de rotation de pales en aéronautique ou plus généralement en hydraulique de vitesse moyenne).

GigE™ (Gigabit Ethernet) : (figure 22) Omniprésente dans la surveillance routière, GigE offre sans surprise une longueur de câble remarquable (100 mètres) au détriment de ses performances en

9. Extrait de <https://www.gotronic.fr/art-carde-arduino-uno-12420.html>



(a) USB



(b) CoaXPress

FIGURE 23 – Logo de deux autres protocoles de transfert en imagerie industrielle

débit (120 Mo/s dans son fonctionnement optimal). Un capteur de 5 Mpix à 60 fps nécessiterait *a minima* 300 Mo/s si on retient une moyenne (faible) de 8 bits par *channel* (i.e. pour un pixel sur la matrice dans le cas d'un *global shutter*).

CoaXPress[©] : (figure 23) L'étoile des caméras industrielles : elle exploite les capacités de câbles coaxiaux pour fournir une sortie effective de 625 Mo/s pour des longueurs de câble inférieures à 35 mètres. Ces performances de haut standing conviennent à la surveillance de pointe (spatial, défense) ainsi qu'à l'encadrement d'usinage de précision (composants électroniques sensibles) ou l'observation en biologie submicrométrique. Adaptée à notre besoin, son prix la rend cependant inabordable pour un projet à visée *open-source* actuellement.

Universal Serial Bus (USB) 3.0TM : (figure 23) Le choix logique. Créeée pour faciliter les échanges avec les machines de tous les jours, elle propose un débit de 450 Mo/s pour des longueurs de câble inférieures à 3 mètres ; cela convient à la plupart des applications de petite échelle. Il s'agit aussi de l'interface la moins chère et pour cette raison, elle est prisée des constructeurs de systèmes types *swarm* ou drones grand public cherchant à optimiser les coûts par unité.

De cette manière il apparaît évident que, étant donné une interface, le plus grand facteur limitant le *frame rate* est celui du nombre de pixels de la matrice de capteurs.

4.2.2 Nombres de pixels sur la matrice et ratio

Le nombre de pixels sur une matrice de capteurs (définition) est directement lié à la quantité de détails de l'image en sortie à systèmes optiques *adéquats* et traitements égaux [9]. Cependant, à interface optique identique et en considérant une moyenne de 16 bits par pixel, on se rend compte qu'il faut un débit d'un giga-octet par seconde pour traiter un flux 4K (appellation désignant communément les définitions à 4096 par 2160 pixels) à 60 fps, ce que ne fournit pas l'interface USB 3.0. Une solution consiste à délimiter une *region of interest* (nous verrons dans la suite que cela n'est pas nécessaire) pour réduire le nombre de pixels considérés [10]. Cette démarche semble paradoxalement puisqu'il est question de garder une caméra à haute définition mais d'en neutraliser des pixels ; il est pourtant véridique qu'un ROI ne fait pas perdre autant de pixels qu'une « descente en gamme » vers du 5 Mpix par exemple. La figure 24¹⁰ montre un modèle de caméra BASLER doté d'une matrice 4112 par 3000 pixels à laquelle un ROI a été appliqué.

10. Extrait de sciemag.org

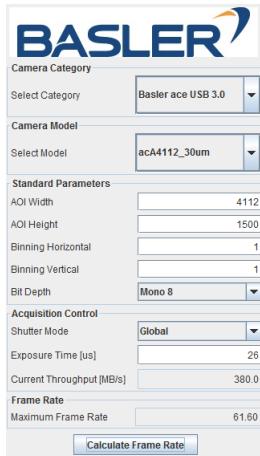


FIGURE 24 – Outil de calcul *region of interest* (ROI) de BASLER fourni par un représentant de la compagnie.

Un rapide calcul ($4112 \times 1500 = 6,168 \cdot 10^6 > 5 \cdot 10^6$) confirme l'intérêt du procédé (évidemment préférable à une interface différente qui se répercuterait ridiculement sur le prix).

Une solution consisterait encore à transiger sur l'exigence EX01 relative à la qualité du flux vidéo acquis permettant une visualisation confortable de l'hémodynamique en diminuant la vitesse d'acquisition, mais cela serait compromettre la qualité de la visualisation des hématies lors de grands zooms puisqu'elles risqueraient de passer de part et d'autre du champ de vision sans qu'aucune image ne soit capturée (figure 25).

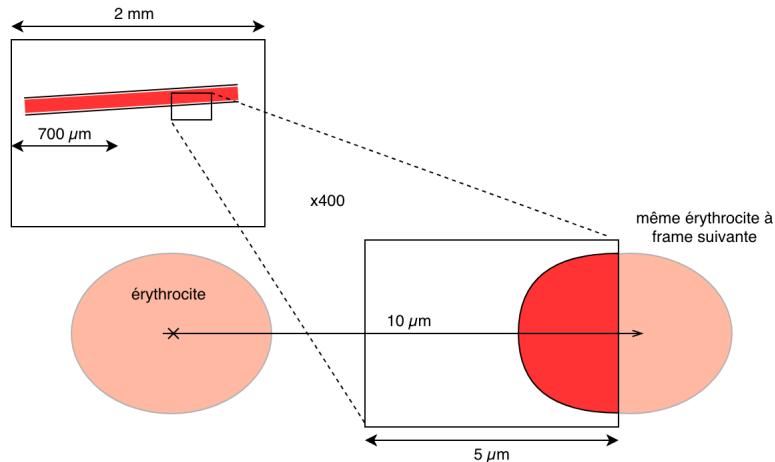


FIGURE 25 – Une hématie (ou érythrocyte) voyageant à $0.6 \cdot 10^{-2} \text{ m s}^{-1}$ peut passer inaperçue si la vitesse d'acquisition est trop faible. À 60 fps par exemple, le globule parcourt 10 μm à chaque image capturée.

Le phénomène se traduit simplement à travers l'équation

$$\frac{v}{f} \ll \alpha \frac{L_{init}}{G}$$

où v est la vitesse de l'objet, f la vitesse d'acquisition, L_{init} la largeur initiale du cadre d'observation et G le grossissement. α est un coefficient de confort visuel adimensionnel. On remarque cependant que les 60 fps exigés sont à peine suffisants pour satisfaire l'équation et on comprend donc la justification de maintenir une valeur correcte pour cette vitesse d'acquisition, au détriment d'une définition 4K initialement voulue par le client.

Au sujet du ratio largeur/hauteur du capteur à choisir :

« pour de nombreux systèmes standards de microscopes, les capteurs CCD ou CMOS de taille 2/3" offrent un bon compromis entre le grossissement, la définition et la section d'image du champ de vision microscopique. » [11]

Il est à considérer cependant qu'à nombre de pixels fixé, la taille du capteur (et donc du pixel) importe et fera l'objet d'une adaptation par composants spéciaux interposés s'il est trop grand (figure 26).

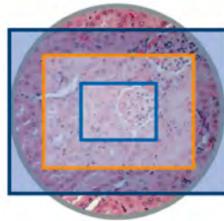


FIGURE 26 – Les cadres indiquent un champ de vision. Peu importe le ratio : si le capteur est trop grand, un adaptateur est nécessaire (composant spécial vendu par un fabricant).¹¹

4.2.3 Modes de *shutter*, CCD et CMOS

Le troisième paramètre ayant influencé notre démarche de sélection de l'organe le plus coûteux du projet a été le mode de *shutter* dont il existe deux grandes sortes : le *rolling shutter* (obturateur roulant) et le *global shutter* (obturateur déroulant ou global). Tandis que le premier déroule l'acquisition rangée de pixels par rangée de pixels en passant à la suivante au bout d'un *temps d'exposition*, le second propose une exposition simultanée de tous les pixels. Le temps d'acquisition d'une frame en rolling shutter est donc limité par son temps d'exposition multiplié par la hauteur du capteur puisque l'on va de rangée en rangée (figure 27).

11. Basler[©] White Papers, *How can I find the right digital camera for my microscopy application ?*, Kristina Lotz

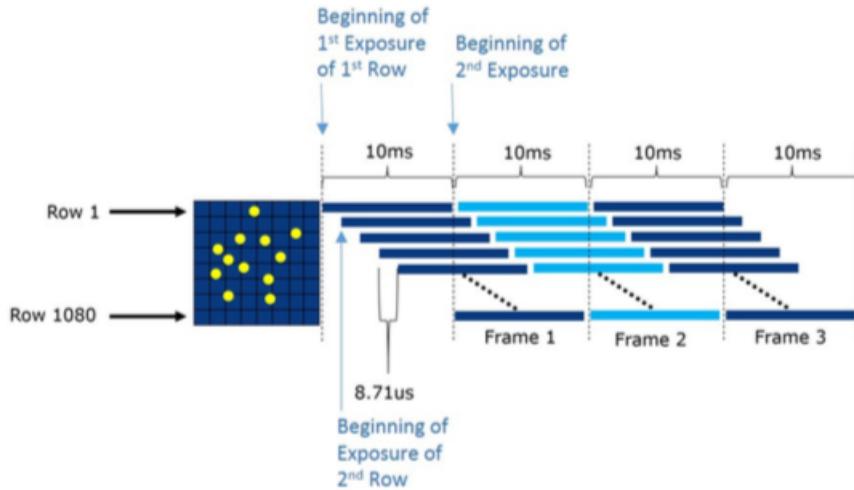


FIGURE 27 – Pour un temps d'exposition de $8,71 \mu\text{s}$, un capteur rolling shutter de hauteur 1080 prend en réalité 20 ms à acquérir une frame là où le global shutter n'en prend que 10. On considère ici les ordres de grandeur pour un capteur CMOS.¹²

Cet inconvénient se traduirait dans notre projet par l'apparition de *distorsions spatiales* due au mouvement d'une hématie pendant l'acquisition d'une frame (figure 28). À proprement parler, tout objet bouge lors de l'acquisition d'une frame (et ce quelque soit le mode de shutter). Il s'agit donc de considérer le rapport de grandeur entre le temps d'acquisition d'une frame et le mouvement relatif intrinsèque de l'objet (obtenu en divisant simplement la vitesse de l'objet par sa longueur) pour obtenir un quantificateur adimensionnel. Cette règle porte le nom de *règle du flou à 10%* et cette condition peut se transcrire ainsi :

$$T_{exp} < \frac{L}{10v}$$

avec T_{exp} le temps d'exposition total de l'objet (obtenu en multipliant le nombre de pixels occupés par l'objet en mouvement par le temps d'exposition d'une rangée - typiquement $8,7 \mu\text{s}$), L la longueur de l'objet et v sa vitesse [12].

12. Qimaging[©] White Papers, *Rolling Shutter vs. Global Shutter*, 2014, p. 2.

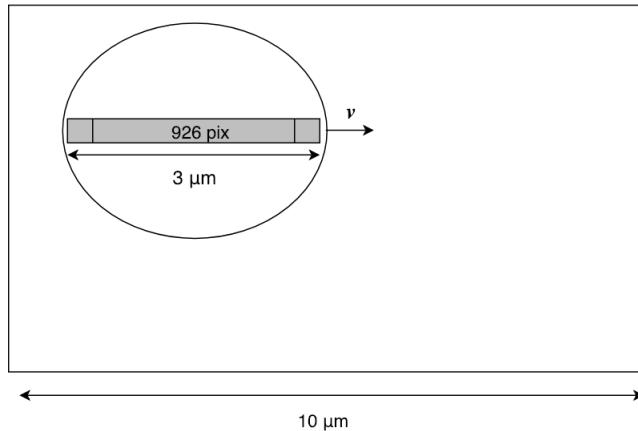


FIGURE 28 – Sur un capteur de 3088 pixels de large, une hématie prend en largeur $\frac{3}{10} \times 3088 = 926$ pixels. Avec un temps d'exposition de $8,71 \mu\text{s}$, le temps d'exposition total est de 8,1 ms. Or, l'hématie parcourt sa propre longueur en $\frac{3}{v} = 4,3$ ms, ce qui est bien inférieur à T_{exp} . Il faut s'attendre à du flou.

Les caméras choisies sont d'offices de type CMOS (*complementary metal-oxide semiconductor*) : elle optimisent la vitesse d'acquisition puisque chaque colonne de pixels de la matrice est dotée d'un convertisseur analogique-numérique (CAN) alors que les capteurs CCD (*charged coupled device*) n'en disposent que d'un pour toutes qui traite les flux des pixels en série. Les capteurs CCD sont particulièrement adaptés pour filmer des différentiels d'intensité lumineuse élevés (*dynamique* en extérieur) et n'est par conséquent pas adapté à notre besoin.

4.2.4 Couleur ou monochrome ?

La *sensibilité* quantifie le nombre de photons nécessaires pour générer un signal détectable. Sur un capteur couleur, un *filtre de Bayer* est placé devant la matrice monochrome comme une mosaïque qui laisse tantôt passer le photon de longueur d'onde rouge, tantôt le vert (50% du filtre), et enfin le bleu. Il en résulte qu'un photon a environ deux fois moins de chance d'arriver sur la matrice - i.e. de franchir le filtre de Bayer ou de rencontrer le pixel correspondant à sa couleur - qu'avec un capteur monochrome (sans filtre, donc).

Cette question n'influe pas le prix mais la qualité des images réalisées puisque qu'un capteur monochrome est environ deux fois plus *sensible* qu'un capteur couleur¹³. Cela fait des capteurs monochromes un choix évident pour des applications dans lesquelles la couleur importe moins que les faibles variations d'intensité lumineuses, comme dans notre projet où tout est couleur chair/rouge et assez opaque. Les capteurs couleurs, en plus du masque de Bayer, sont dotés d'un filtre *cut-NIR* qui empêche les photons proches infrarouge d'atteindre la matrice, ce qui est contraignant puisque nous cherchons à distinguer les hématies qui émettent IR.

13. La documentation sur les caméras candidates retenues montrent une courbe en cloche grise englobant les trois pics RVB. Le *quantum efficiency* en ordonnée est lié à la sensibilité mais nous ne rentrerons pas dans ce détail.

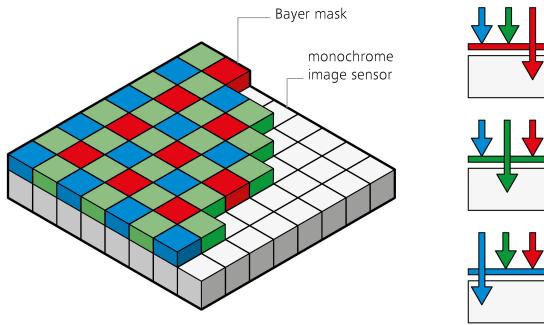


FIGURE 29 – Principe du filtre de Bayer : chaque pixel de la matrice monochrome est divisé en quatre (sur le principe) et est sous-jacent à un pixel du filtre de Bayer en mosaïque. Le vert est environ deux fois plus représenté que les deux autres couleurs.¹⁴

Enfin, un filtre de Bayer divise le pixel du capteur monochrome sous-jacent entre les trois couleurs (figure 29). Le nombre de pixels réceptifs à chacune des 3 couleurs est donc plus petit que le nombre de pixels d'un capteur monochrome sans filtre. Une caméra couleur calcule par interpolation les pixels manquant le cas échéant (zones « pas de chance » sans photons) mais de petites erreurs de la taille d'un pixel peuvent rester non-résolues.

4.3 Choix du tube optique

Le choix du tube optique fait pour l'instant encore l'objet de recherches qui n'en sont qu'à leur balbutiements. Les consultants privilégiés sont les constructeurs de composants en microscopie. La monture type C des caméras que nous pouvons potentiellement choisir permet une adaptation aisée à la plupart des tubes optiques qu'on trouve sur le marché.

4.4 Algorithme de traitement de l'image

Au-delà de la réalisation physique et architecturale du capillaroscope, celui-ci doit répondre à des exigences de performance et d'interaction avec l'utilisateur. En effet, il est nécessaire, après acquisition d'une image de capillaires du patient, de traiter celle-ci de manière à obtenir des mesures utiles à la réflexion médicale. Parmi elles figurent la densité capillaire, c'est-à-dire le nombre de capillaires par unité de longueur, ou encore la grosseur moyenne de ces derniers. L'algorithme présenté ci-dessous permet de déterminer une densité de capillaires.

```
In [1]: import matplotlib.image as mpimg
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
```

Ici figure l'importation des librairies PYTHON utiles au programme informatique.

14. Qimaging[©] White Papers, *Colors vs Monochromatic*, 2014

```
In [2]: def seuillage(image):
    resultat = image.copy()
    resultat[resultat>140] = 255
    resultat[resultat<=140] = 130
    return resultat
```

De manière générale, le seuillage d'une image est une méthode de segmentation, c'est-à-dire de rassemblement des pixels entre eux selon des critères choisis. Ici, il s'agit de calibrer les niveaux de gris de chaque pixel pour n'obtenir que deux niveaux possibles : ceux correspondants au blanc et au noir. Pour ce faire, on fixe un seuil (ici 140) : si le niveau du pixel est en-dessous de ce seuil, il prend la valeur 0 (noir), dans le contraire, il est ramené à la valeur maximale 255 (blanc). Dans notre étude, l'objectif principal du seuillage est de faire ressortir les capillaires sur l'image pour mieux les distinguer. Par une démarche empirique, le seuil idéal semble être d'environ 140. On applique ce seuillage sur une image filtrée au niveau du vert, qui fait ressortir au mieux les différents contrastes qu'on peut retrouver sur une image de capillaires.

```
In [3]: def vecteurImageSelonDroite(imageFiltree,a,b,x):
    y = np.round(x*a + b)
    vecteur = np.zeros(y.shape)
    for k in range(len(x)):
        vecteur[k] = imageFiltree[int(y[k]),x[k]]
    return vecteur
```

La fonction vecteurImageSelonDroite permet de sélectionner un vecteur de pixels selon une droite définie (caractérisée par son coefficient directeur et son ordonnée à l'origine). Ce sera selon la droite choisie que l'on déterminera la densité de capillaires.

```
In [4]: def suppressionBruitVecteur(vect1):
    vect = np.copy(vect1)
    n = len(vect)
    k = 0
    bruit = 0
    while k < n - 1:
        i = k + 1
        if vect[k] == 255:
            while vect[i] != 255:
                bruit += 1
                if bruit == 5 or i == 1505:
                    break
                i += 1
            if bruit < 5:
                vect[k+1:i] = 255
        else:
            while vect[i] == 255:
                bruit += 1
                if bruit == 5 or i == 1505:
                    break
                i += 1
            if bruit < 5:
                vect[k+1:i] = 130
        k = i
        bruit = 0
    return vect
```

Lorsqu'on dispose de notre vecteur de pixels, il s'agit maintenant d'épurer celui-ci des pixels qui pourraient fausser le calcul de densité. Ces derniers sont reconnaissables du fait qu'ils possèdent une valeur isolée dans le vecteur de pixels. En effet, leurs voisins ont une valeur significativement différente, du fait qu'on effectue un seuillage avant d'utiliser cette fonction. Cela créerait un bruit car l'algorithme suivant (densiteVecteurSelonDroite) interpréterait cela comme la présence d'un capillaire, ce qui n'est pas le cas.

```
In [13]: def densiteVecteurSelonDroite(vect,grossissement,A,B):
    compteur = 0
    switch = 1
    if vect[0] != 255:
        compteur = 1
        switch = 0
    for k in range(1,len(vect)-2):
        if vect[k] == 255 and switch != 1:
            switch = 1
        if vect[k] == 130 and switch != 0:
            switch = 0
            compteur += 1
    longueur = np.sqrt((B[0]-A[0])**2+(B[1]-A[1])**2)*0.26
    return compteur*grossissement/longueur
```

Suite à cela, il convient de calculer à proprement parler la densité de capillaires sur le vecteur de pixels choisi. Pour ce faire, on incrémente un compteur de capillaires dès que la valeur des pixels change. Puis, on calcule la longueur réelle que parcourt le vecteur. Enfin, le calcul de la densité est résolu en déterminant le rapport entre le compteur de capillaires et la longueur correspondante, en

tenant compte du grossissement du microscope.

```
In [7]: def calculMoyenneDensiteSelonDroites(img,grossissement,A,B,c,x):
    a = (B[1]-A[1])/(B[0]-A[0])
    b = B[1]-a*B[0]
    L=20*np.arange(0,c)
    s = 0
    imageApresSeuillage = seuillage(img[:,:,:1])
    for i in L:
        V = vecteurImageSelonDroite(imageApresSeuillage,a,b-i,x)
        vect2 = suppressionBruitVecteur(V)
        densite = densiteVecteurSelonDroite(vect2,grossissement,A,B)
        s+=densite
        print(densite)
    return s/c
```

Calculer une densité en se référant seulement à une droite choisie arbitrairement sur l'image qu'offre le microscope pose un problème évident de précision. En effet, les capillaires d'un patient peuvent être inégalement répartis, difformes ou encore de tailles différentes, ce qui rend la densité variable selon la droite sur laquelle on se base pour la calculer. Pour remédier à ce problème, on adopte la stratégie suivante. On sélectionne deux points A et B sur l'image de capillaires : ils détermineront le segment sur lequel on s'appuiera pour calculer la densité. Puis on choisit sur combien de droites on souhaite calculer la densité de capillaires. Enfin, on trace des segments parallèles de même longueur (distance entre les points A et B) répartis de manière régulière ; on calcule la densité de capillaires selon chacun de ces segments pour ensuite en prendre la moyenne.

```
In [9]: def affichage(img,A,B,c):

    vert = img[:, :, 1]
    a = (B[1]-A[1])/(B[0]-A[0])
    b = B[1]-a*B[0]

    plt.figure()
    plt.imshow(seuillage(vert),cmap = 'gray')
    plt.colorbar()
    plt.plot(x,a*x+b)
    for i in 20*np.arange(1,c):
        plt.plot(x,a*x+b-i,'red')
    plt.figure()
    plt.imshow(vert,cmap = 'gray')
    plt.colorbar()
    plt.plot(x,a*x+b)
    for i in 20*np.arange(1,c):
        plt.plot(x,a*x+b-i,'red')
    plt.show()
```

Cette fonction permet d'afficher les différentes segments utiles au calcul de la densité moyenne de capillaires, cet affichage permet à l'utilisateur d'ajuster son choix des segments pour un résultat plus fiable.

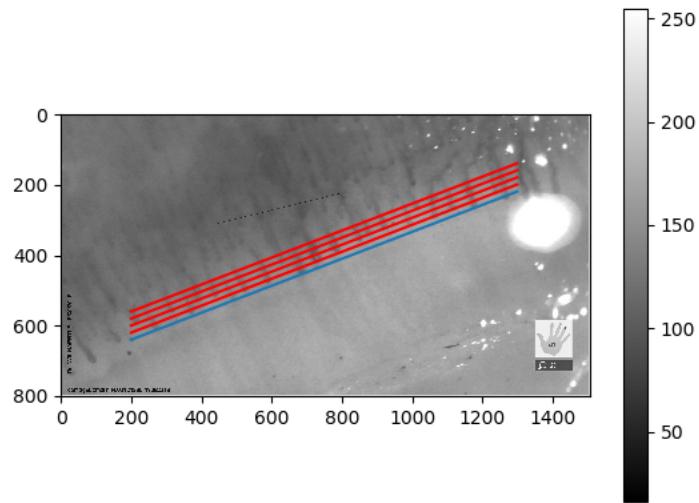


FIGURE 30 – Image authentique de capillaires avec le tracé des segments utiles au calcul de densité. Il est difficile de discerner les capillaires d'où l'intérêt du seuillage.

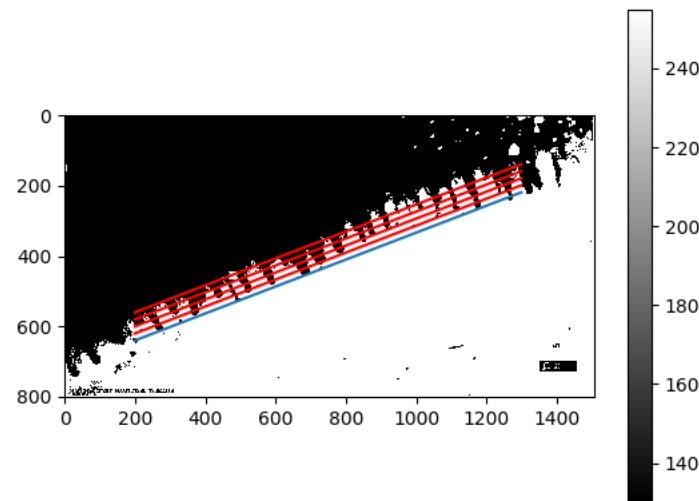


FIGURE 31 – Image seuillée de capillaires avec le tracé des segments utiles au calcul de densité

4.5 Diagramme d'architecture physique

La figure 33 présente notre architecture physique préliminaire qui s'appuie sur celle d'une machine *CNC* (*Computer Numeric Control*) déjà réalisée. La visée *open source* que partage ce projet avec celui dont on s'inspire pour le support de notre caméra donne une légitimité à cette démarche.

La figure 32 fournit quelques légendes pour le schéma.

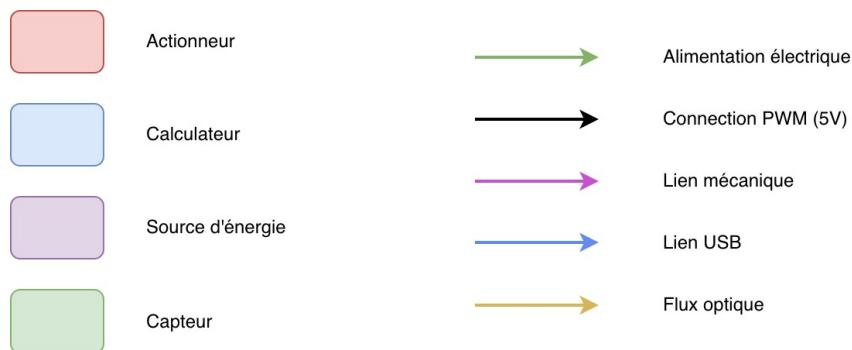


FIGURE 32 – Légendes pour le diagramme d'architecture physique préliminaire.

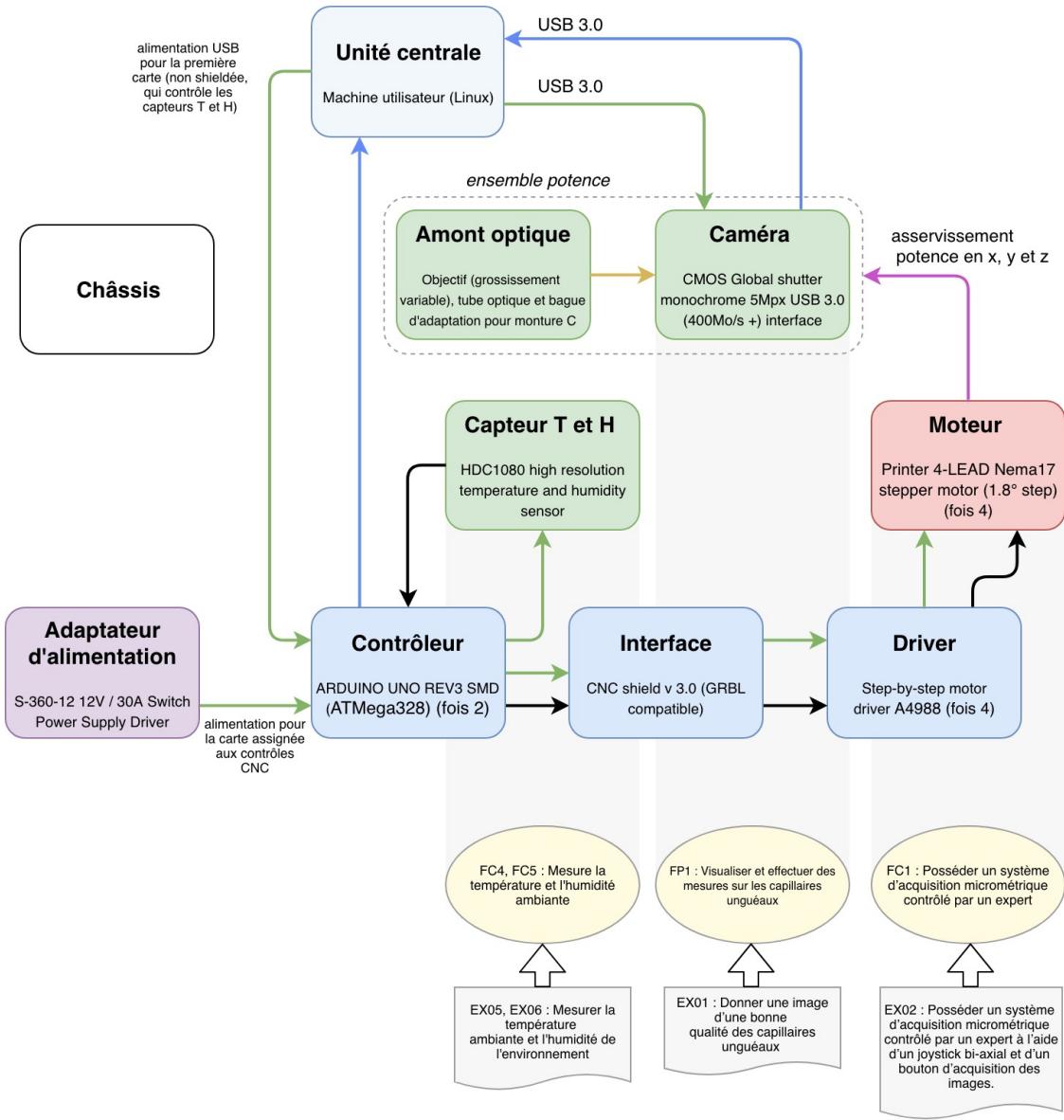


FIGURE 33 – Diagramme d'architecture physique avec plusieurs fonctions principales et contraintes mises en relation. Comme on s'y attend, seuls les éléments *hardware* y sont représentés connectés par des flux et, par conséquent, les fonctions ou contraintes dont la vérification ne dépend pas de ces éléments n'apparaissent pas parmi les bulles en bas du diagramme.

5 Gestion de projet

5.1 Mode de gestion

Notre projet se divise en deux grandes parties, quasiment indépendantes l'une de l'autre : l'acquisition d'une image de capillaires ainsi que le traitement de celle-ci. Sous les conseils du professeur Ali MANSOUR, nous décidâmes de scinder notre groupe en deux équipes. La première est chargée d'effectuer un bilan sur le matériel utile à la réalisation du capillaroscope, tout en respectant strictement le cahier des charges imposé par Wit HAERTLÉ. Cela passe par un contact avec des entreprises spécialisées dans le matériel microscopique par exemple, tout en ayant un contact permanent avec notre encadrant pour être informés des compromis possibles vis-à-vis du cahier des charges avec le prix du matériel. Ce contact se faisait par l'intermédiaire de la messagerie instantanée Whatsapp facilitant les réponses rapides entre les différents membres du projet. La deuxième équipe s'intéresse au traitement de l'image et plus particulièrement aux différentes mesures qui s'imposent pour une analyse médicale de qualité. Cela passe par le développement d'algorithmes, d'interface graphique ou encore de développement logiciel, ce qui est relativement différent de la nature des tâches de la première équipe. Ces travaux en parallèle permettent une avancée plus rapide et efficace du projet. Cependant, chacun doit avoir une vue d'ensemble sur la réalisation de celui-ci, ce qui nécessite des remontées d'informations et des reportings permanents au sein de l'équipe, par l'intermédiaire de la messagerie instantanée Messenger ou encore le partage de documents à l'aide d'un Sharepoint.

5.2 Répartition des tâches

D'un point de vue logistique, les différentes tâches au sein du groupe étaient gérées sur le logiciel collaboratif Framaboard. Cela permettait une vision globale des réalisations déjà effectuées, celles qui étaient en cours ainsi qu'à venir. Outre cet aspect, Framaboard permet d'associer chaque membre de notre groupe à une tâche; ainsi le travail demeurait équilibré pour tout un chacun au fur et à mesure du projet. Autant l'utilisation de Framaboard n'était que secondaire aux prémisses du projet, autant l'utilisation de ce logiciel devint primordial dès que les tâches se multiplièrent avec des échéances précises.

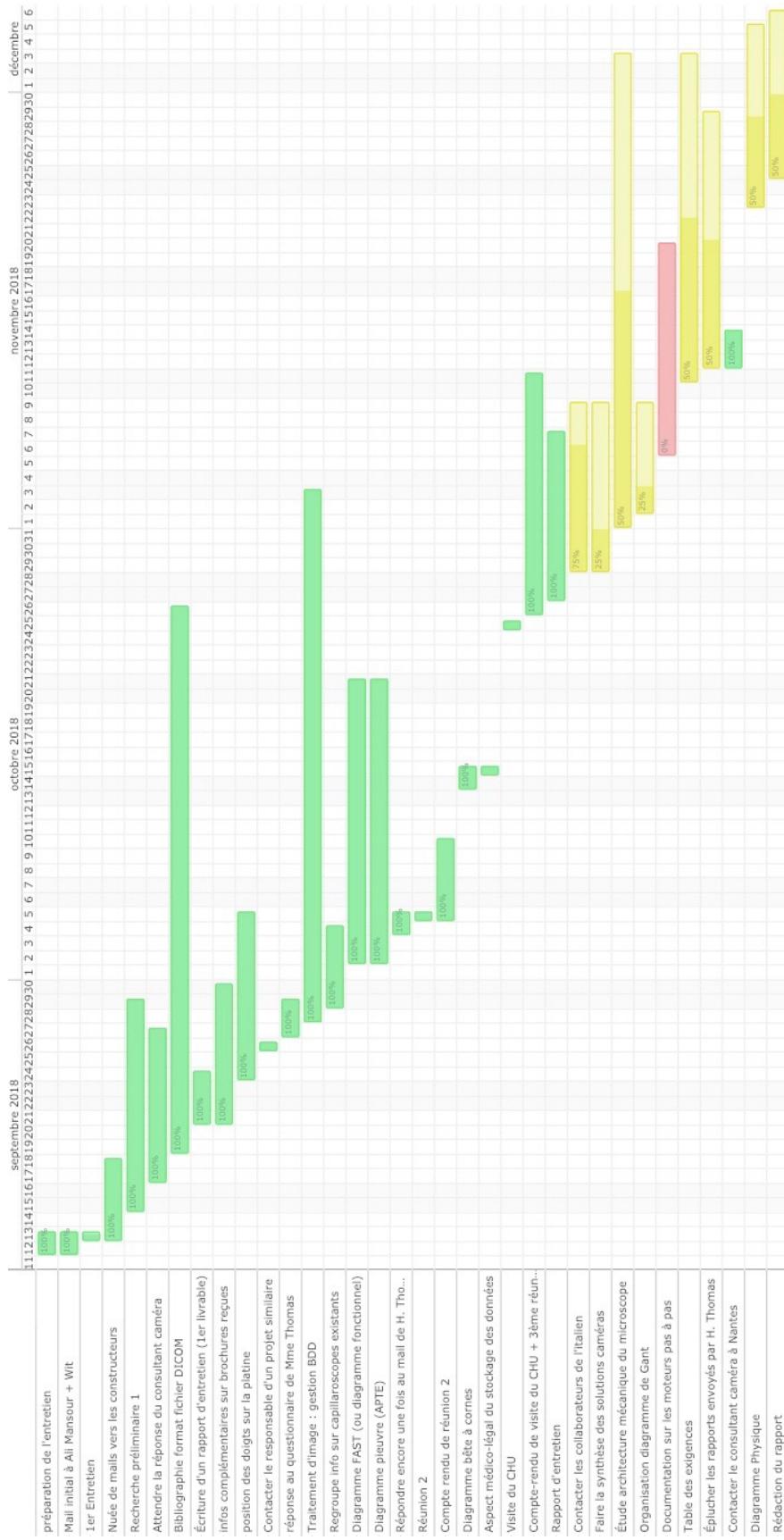


FIGURE 34 – Diagramme de Gantt généré par Framaboard.

5.3 Relation avec le client

Des réunions régulières sont organisées avec Ali MANSOUR et Wit HAERTLÉ pour effectuer des bilans provisoires et se projeter dans les différentes étapes à venir. Ces réunions ont lieu à un intervalle d'environ trois semaines et demeurent primordiales pour notre groupe car elles sont le principal contact qui nous lie avec le client. Ainsi, nous nous assurons de répondre constamment aux attentes de ce dernier tout en nous adaptant aux éventuels changements de perspectives dans le cahier des charges, dues notamment à des prix de matériels trop élevés ou encore des contraintes diverses s'ajoutant à la réalisation du capillaroscope. Outre cela, et comme dit précédemment, un contact privilégié est établi quotidiennement avec le client, par l'intermédiaire de Whatsapp, assurant des dialogues pragmatiques sans formalisme particulier.

5.4 Problèmes rencontrés

Les principaux problèmes rencontrés durant notre travail de groupe furent d'ordre organisationnel. En effet, effectuer un projet aussi complet nécessitant autant de démarches individuelles comme collectives nécessite une coopération efficace entre tous les membres de l'équipe, ce qui n'est pas chose aisée à établir rapidement. Enfin, il fut difficile d'adapter constamment nos recherches de matériel aux exigences prononcées par notre client et leurs perpétuelles modifications dûes à nos reportings quant aux prix trop élevés de certains composants par exemple.

6 Conclusion

La première partie du projet nous a permis de concrétiser nos connaissances acquises lors des cours théoriques, spécialement ceux de l'ingénierie système et de développer notre esprit d'équipe comme nos compétences de travail en groupe, que nous utiliserons plus tard dans notre carrière.

L'état de l'art nous a permis de choisir les solutions techniques les plus adaptées à notre problème. Actuellement, nous avons une solution technique partielle. En effet, nous devons maintenant commander les caméras et un tube optique qui correspondent le mieux à nos attentes. Il nous reste cependant à affiner notre vision globale du projet, notamment dans les détails des solutions techniques choisies (par exemple définir précisément tous les composants mis en œuvre, comment ces derniers sont reliés entre eux, trouver et régler des problèmes de compatibilités etc.)

Pour la suite du projet au prochain semestre, nous allons nous concentrer davantage sur l'aspect technique du projet notamment sur la réalisation d'un prototype fonctionnel. Cela consistera à assembler le matériel après avoir préalablement testé les différents équipements et sélectionné ceux que nous aurons jugé le plus adapté à la mission. Durant cette phase interviendront sans aucun doute des compromis sur les exigences, ou dans le meilleur des cas l'ajout de fonctionnalités supplémentaires. Il y aura ensuite une période de tests et de réglages jusqu'à arriver à l'étape ultime : la démonstration de notre prototype devant un jury.

Références

- [1] Michel DAUZAT et COLLECTIF. *Manuel de physiologie cardio-vasculaire intégrée*. Français. Montpellier : Sauramps Médical, 2002. ISBN : 978-2-84023-293-3.
- [2] Salvatore Andrea PULLANO et al. « Development of a Low-cost Nailfold Capillaroscopy Platform to Enhance Early Detection of Secondary Raynaud's Phenomenon ». In : *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* (2018), p. 1–5.
- [3] Collège des enseignants de médecine vasculaire (FRANCE) et SFMV. *Atlas de capillaroscopie*. fr. Elsevier Health Sciences, 2012. ISBN : 978-2-294-72634-7.
- [4] Murielle CAHEN. « La protection des données médicales ». In : *Journal du Net* (2014), p. 15.
- [5] Armel BENERAB. « L'hébergement et le stockage de données médicales sensibles ». In : *cgvExpert* (2012), p. 23.
- [6] Murielle CAHEN. « Comment garantir la sécurité des données de santé ? » In : *Le Journal de l'Ordre National des Pharmaciens* (2013), p. 23.
- [7] Isabelle FALQUE-PIERROTIN et Jean LESSI. *RGPD et professionnels de santé libéraux : ce que vous devez savoir*. 2018. URL : CNIL-<http://www.cnil.fr>.
- [8] *Think the standalone camera market is doomed ? Perhaps it's time to think again !* URL : <https://www.imaging-resource.com/news/2016/04/08/think-the-standalone-camera-market-is-doomed-perhaps-its-time-to-think-agai> (visité le 05/12/2018).
- [9] By PINNACOR. *Do More Pixels Mean Better Photos ?* en. URL : <2003/11/03/1103pixelspinnacor> (visité le 10/12/2018).
- [10] Ron BRINKMANN. *The Art and Science of Digital Compositing*. Morgan Kaufmann, 1999, p. 184.
- [11] Kristina LOTZ. « How Can I Find the Right Digital Camera for My Microscopy Application ? » In : *Basler White Paper* (2018), p. 7.
- [12] « Rolling Shutter vs. Global Shutter ». In : *Qimaging Technical Note* (2018), p. 3.

Table des figures

1	La structure morphologique des capillaires témoigne parfois de certaines anomalies indiquant un problème sous-jacent [2].	5
2	La capillaroscopie	6
3	Le Dino-Lite – MEDL4N5	7
4	Images prises par le Dino-Lite – MEDL4N5	7
5	Le CapXview	8
6	Les images et leur traitement par le CapXview	9
7	Schématisation de l'adressage utilisé ¹⁵	11
8	Principe du flux de données pour le protocole DICOM ¹⁶	12
9	Nouvelle législation à l'échelle européenne ¹⁷	13
10	Droit à la confidentialité de ses données personnelles ¹⁸	15
11	Diagramme bête à corne	17

12	Table des exigences	18
13	Diagramme FAST	19
14	<i>Flowchart</i> du fonctionnement du CaPillar	20
15	Diagramme pieuvre pour le capillaroscope	21
16	Description des fonctions fonctionnelles du capillaroscope	21
17	Table cartésienne utilisée pour l'imprimerie 3D ¹⁹	22
18	Schéma du fonctionnement d'un moteur pas à pas ²⁰	23
19	Carte Raspberry Pi 3 ²¹	23
20	Carte BeagleBone Black ²²	24
21	Carte Arduino UNO ²³	24
22	Logo de deux protocoles de transfert en imagerie industrielle	25
23	Logo de deux autres protocoles de transfert en imagerie industrielle	26
24	Outil de calcul <i>region of interest</i> (ROI) de BASLER fourni par un représentant de la compagnie.	27
25	Une hématie (ou érythrocyte) voyageant à $0.6 \cdot 10^{-2} \text{m s}^{-1}$ peut passer inaperçue si la vitesse d'acquisition est trop faible. À 60 fps par exemple, le globule parcourt $10 \mu\text{m}$ à chaque image capturée.	27
26	Les cadres indiquent un champ de vision. Peu importe le ratio : si le capteur est trop grand, un adaptateur est nécessaire (composant spécial vendu par un fabricant). ²⁴	28
27	Pour un temps d'exposition de $8,71 \mu\text{m}$, un capteur rolling shutter de hauteur 1080 prend en réalité 20 ms à acquérir une frame là où le global shutter n'en prend que 10. On considère ici les ordres de grandeur pour un capteur CMOS. ²⁵	29
28	Sur un capteur de 3088 pixels de large, une hématie prend en largeur $\frac{3}{10} \times 3088 = 926$ pixels. Avec un temps d'exposition de $8,71 \mu\text{s}$, le temps d'exposition total est de 8,1 ms. Or, l'hématie parcourt sa propre longueur en $\frac{3}{v} = 4,3 \text{ ms}$, ce qui est bien inférieur à T_{exp} . Il faut s'attendre à du flou.	30
29	Principe du filtre de Bayer : chaque pixel de la matrice monochrome est divisé en quatre (sur le principe) et est sous-jacent à un pixel du filtre de Bayer en mosaïque. Le vert est environ deux fois plus représenté que les deux autres couleurs. ²⁶	31
30	Image authentique de capillaires avec le tracé des segments utiles au calcul de densité. Il est difficile de discerner les capillaires d'où l'intérêt du seuillage.	35
31	Image seuillée de capillaires avec le tracé des segments utiles au calcul de densité	35
32	Légendes pour le diagramme d'architecture physique préliminaire.	36
33	Diagramme d'architecture physique avec plusieurs fonctions principales et contraintes mises en relation. Comme on s'y attend, seuls les éléments <i>hardware</i> y sont représentés connectés par des flux et, par conséquent, les fonctions ou contraintes dont la vérification ne dépend pas de ces éléments n'apparaissent pas parmi les bulles en bas du diagramme.	37
34	Diagramme de Gantt généré par Framaboard.	39