

ACTIVITE DE TRAVAIL DIRIGE n°1**CONCEPTION FONCTIONNELLE MATERIELLE DE LA CHAÎNE D'INFORMATION
ASSURANT LA MESURE DU VOLUME SANGUIN PRELEVE****Objectifs de l'activité de travail dirigé n°1**

Notre objectif va consister, durant cette activité de travail dirigé n°1, à concevoir l'architecture fonctionnelle matérielle de la chaîne d'information de l'automate de prélèvement sanguin Hemo-Mixer, assurant la mesure du volume sanguin prélevé.

Il s'agit là de prendre conscience que bien que n'étant pas spécialiste électronicien, il est possible, à l'aide de quelques apports de connaissances et d'un peu de bon sens logique, d'imaginer quel a été le raisonnement de l'ingénieur ayant eu en charge la conception de la chaîne d'information assurant la mesure du volume sanguin prélevé.

Aspects méthodologiques

Contrairement à l'activité d'étude de cas sur système technique précédente, on ne demande pas, à la maison, de répondre aux questions posées. En revanche, on demande **EXPRESSEMENT** de lire **TRES ATTENTIVEMENT** le présent document **avant de venir en classe**, afin de vous imprégner des différentes étapes de conception fonctionnelle successives proposées, et en vous posant en fin de lecture, la question « ai-je bien compris le raisonnement permettant, à partir de la modélisation du capteur de pesée proposée, d'en arriver au synoptique proposé en bas de la page 7 ? ».

1. LA MODELISATION DU CAPTEUR DE PESEE**Le principe de la mesure du volume sanguin**

A ce stade de l'analyse du dossier technique, nous savons que la mesure du volume sanguin prélevé est **indirecte**, puisqu'elle s'effectue à partir de la mesure de la masse de sang prélevé. En effet, sachant que la masse volumique du sang est égale à **1,0605 g/ml**, on pourra, connaissant la masse de sang prélevé, en déterminer son volume.

🚫 Deux erreurs se sont successivement glissées, page 25 du dossier technique : le coefficient **1,0605** auquel il est fait référence, ne correspond en aucune façon à la densité du sang, et ne s'exprime pas en ml/g ; il s'agit de **la masse volumique du sang**, qui s'exprime en **g/ml** (le sang est plus lourd que l'eau).

Le capteur de pesée

Un capteur de pesée est réalisé à l'aide d'une ou plusieurs **jauges de déformation**.

Une jauge de déformation, qu'on appelle souvent jauge de contrainte, a la propriété de convertir la déformation d'un élément mécanique appelé **corps d'épreuve** et soumis à une force F , en une variation de résistance électrique. On associe alors, à la jauge de déformation, une structure électrique ayant pour effet de convertir la variation de résistance, c'est-à-dire la déformation du corps d'épreuve, en une

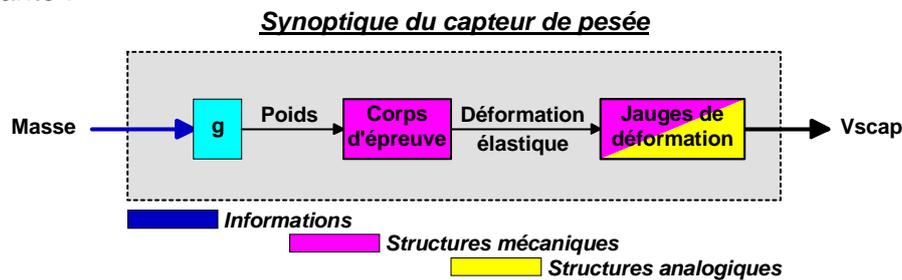
tension. Lorsque cette force correspond au poids P d'un objet, l'ensemble [corps d'épreuve + jauge(s) de déformation + structure électrique] constitue par conséquent un **capteur de pesée**.

Enfin notons que lorsqu'on utilise un capteur de pesée, ce n'est généralement pas le poids P en Newton d'un objet que l'on souhaite connaître, mais sa masse m .

Dans le cas de l'Hemo-Mixer, le capteur de pesée est positionné horizontalement, et sa surface supérieure est soumise au poids de l'ensemble des éléments reposant sur l'étrier (voir page 23).

La structure électrique, chargée de convertir en une tension, le poids auquel est soumis le capteur de déformation, est appelée **pont de Wheatstone**. Elle ne sera pas étudiée dans le cadre de ce TD.

Le but de ce capteur consistant à mesurer la masse du volume sanguin prélevé, nous proposons la modélisation suivante :



Nous pourrions énoncer la loi de variation de ce capteur $V_{scap} = f(m)$ telle que nous l'avons étudié dans le document « étude de cas sur système technique », c'est-à-dire :

$$V_{scap} = K.m, \text{ avec } K = 4 \mu\text{V/g}$$

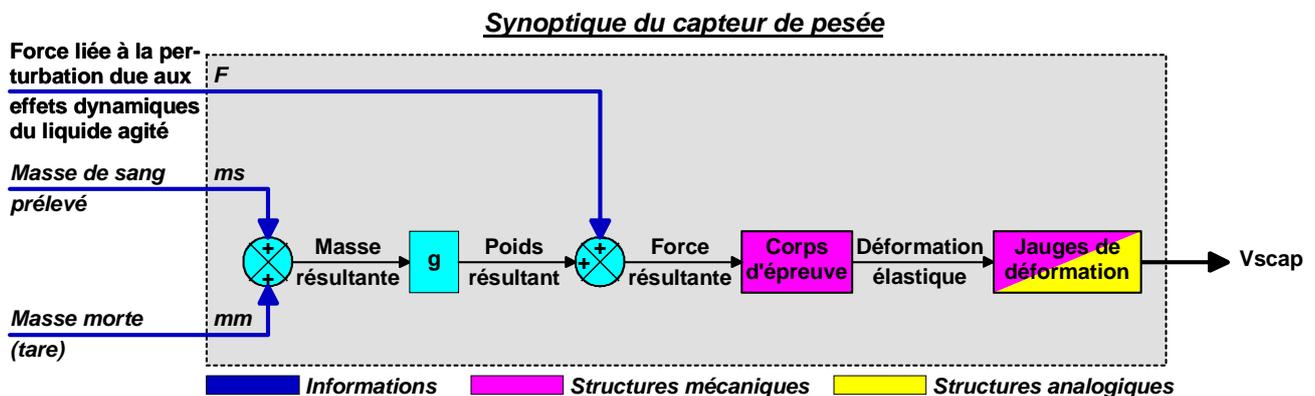
Bilan des forces agissant sur le corps d'épreuve du capteur de pesée

La masse à laquelle est soumis le corps d'épreuve peut se décomposer comme suit :

- la masse du sang prélevé, à partir de laquelle on calculera le volume sanguin prélevé,
- la masse des différents éléments mécaniques fixés sur l'étrier + la masse du plateau amovible + la masse de la poche contenant l'anticoagulant, que nous appellerons « masse morte », et qui constituera, d'un point de vue fonctionnel, la **tare**.

Par ailleurs, en phase de prélèvement, comme nous l'avons vu en réponse à la question 21 page 6 sur 6 du document « étude de cas sur système technique », le corps d'épreuve est soumis à une force F liée à la perturbation due aux effets dynamiques du liquide agité.

C'est pourquoi on modélisera finalement le capteur de pesée intégré à l'Hemo-Mixer comme suit :



Fort de ces éléments, nous allons maintenant nous mettre dans la peau de l'ingénieur chef de projet ayant eu en charge la conception de l'Hemo-Mixer, et essayer de tenter de concevoir l'architecture fonctionnelle matérielle de la chaîne d'information assurant la mesure du volume sanguin prélevé.

2. ARCHITECTURE FONCTIONNELLE DE LA CHAÎNE D'INFORMATION : 1^{ÈRE} APPROCHE

Puisque l'objectif, pour mesurer le volume sanguin prélevé au donneur, consiste à mesurer la masse de sang s'accumulant dans la poche, la première idée qui vient à l'esprit, consiste à faire le parallèle entre l'Hemo-Mixer et une balance de cuisine.

En effet, lorsqu'on fait un gâteau, et que l'on doit rajouter, par exemple, 150 g de farine à une préparation déjà contenue dans un récipient, on pose ce dernier sur une balance de cuisine, on note la masse du récipient contenant la préparation, puis on incorpore progressivement la farine, jusqu'à ce que la masse mesurée par la balance soit supérieure de 150 g à celle indiquée lors de la pose du récipient.

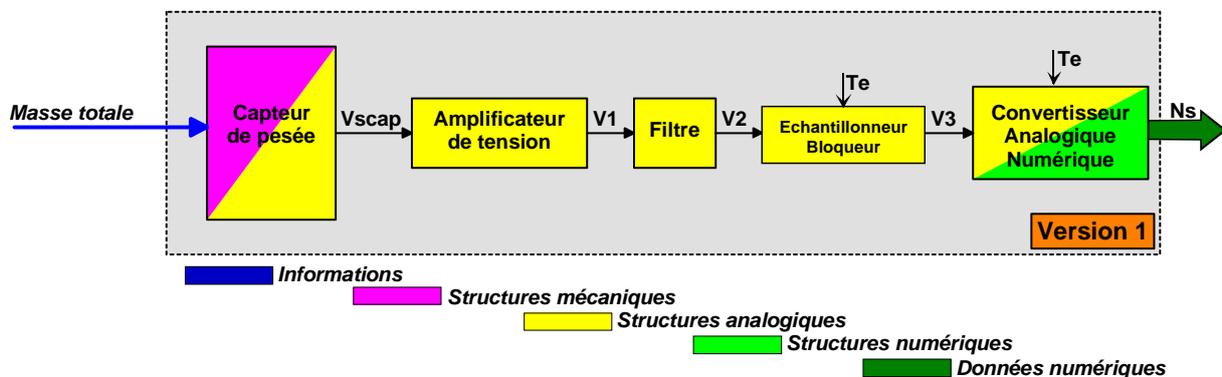
De la même façon, on pourrait imaginer que l'automate Hemo-Mixer, juste avant le prélèvement, mesure la masse de la poche d'anticoagulant, puis, connaissant la masse volumique du sang, ainsi que l'information de volume sanguin à prélever précisé par l'infirmière, calcule la masse que la poche devra atteindre en fin de prélèvement, et enfin, actionne le dispositif de clampage lorsqu'en phase de prélèvement, la masse calculée est atteinte.

Les balances de cuisine sont toutes équipées d'un dispositif de tarage, permettant de « faire le zéro » : une fois le récipient posé sur la balance, le cuisinier appuie sur le bouton « tare », ce qui a pour effet de remettre l'afficheur à zéro, puis incorpore la farine jusqu'à ce que l'afficheur indique la masse souhaitée (150 g), évitant ainsi au cuisinier, pas forcément fort en calcul mental, d'avoir à faire une addition.

Nous envisagerons donc une chaîne d'information, pour l'Hemo-Mixer, équipée d'un dispositif de tarage.

- 2.1. **Etape 1** : considérons, dans un premier temps, le cas simple – et erroné – où l'objectif consisterait à mesurer la masse associée au poids total s'exerçant sur le corps d'épreuve du capteur (masse de l'ensemble des éléments mécaniques fixés à l'étrier + masse du plateau amovible + masse de l'anticoagulant + masse du sang) :

Synoptique de la fonction "Acquérir - Conditionner" de l'Hémo-mixer



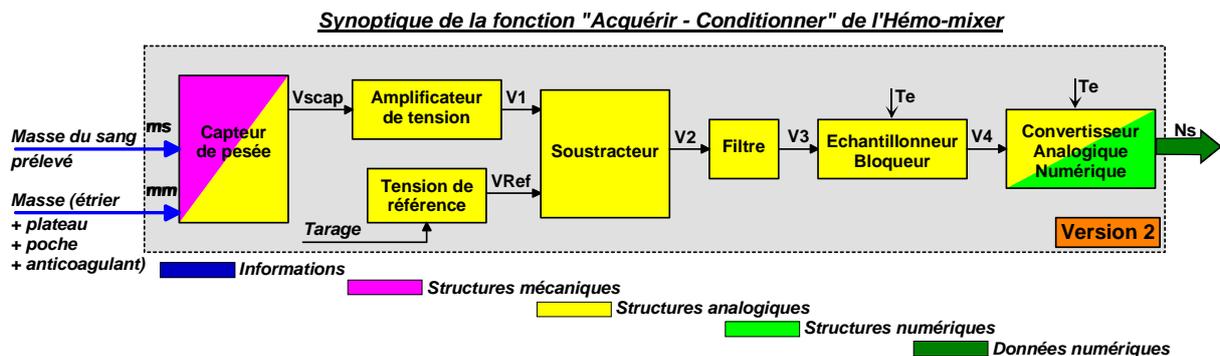
Nous retrouvons la fonction « Acquérir – Conditionner » classique, vue en cours :

- la tension de sortie du capteur de pesée V_{scap} , dont l'amplitude est proportionnelle à la masse totale à mesurer, est amplifiée de telle façon qu'au cours du prélèvement sanguin, la tension d'entrée du CAN V_3 varie entre les valeurs limites V_{e_CANmin} et V_{e_CANmax} admises par le CAN,

- la tension V_1 est ensuite filtrée pour la débarrasser des tensions parasites qui viennent se superposer au signal utile,
- la tension V_2 est ensuite périodiquement échantillonnée puis bloquée, de façon à maintenir la tension d'entrée du CAN artificiellement constante pendant que ce dernier procède à une conversion analogique numérique,
- la tension $V_3 = V_{e_CAN}$ est enfin périodiquement convertie en un nombre entier N_s .

On rappelle que si l'on peut effectivement affirmer que l'amplitude de la tension V_2 est proportionnelle à la masse m ($V_2 = K.m$), en revanche, du fait de la discrétisation associée au processus de conversion analogique numérique, on se gardera bien d'écrire que N_s est proportionnel à la masse m . On pourra écrire, à condition d'être capable de le justifier, et de ne pas en parler à votre professeur de mathématiques (...), que **N_s varie de façon « quasi-proportionnelle » à la masse m .**

- 2.2. **Etape 2** : différencions maintenant la masse **ms** que l'on souhaite mesurer (la masse de sang), de la masse **mm** correspondant à la « masse morte » à ne pas prendre en compte :



On va cette fois élaborer un dispositif permettant, juste avant la phase de prélèvement, de « faire le zéro », permettant de ne mesurer que la masse de sang prélevé.

Ce dispositif, comme on le constate ci-dessus, consiste à associer à l'amplificateur, une structure permettant d'élaborer une tension de référence V_{Ref} ainsi qu'un **soustracteur**, de telle façon que :

$$\boxed{V_2 = V_1 - V_{Ref}}$$

Considérons en effet $V_{scap} = K_1.m$ (avec K_1 en V/kg) et $V_1 = K_2.V_{scap}$, soit $V_1 = K_1.K_2.m$.

Il suffit alors d'élaborer une tension $V_{Ref} = K_1.K_2.mm$ constante, de telle façon que juste avant le prélèvement sanguin, on ait $V_2 = V_1 - V_{Ref} = K_1.K_2.mm - K_1.K_2.mm = 0V$.

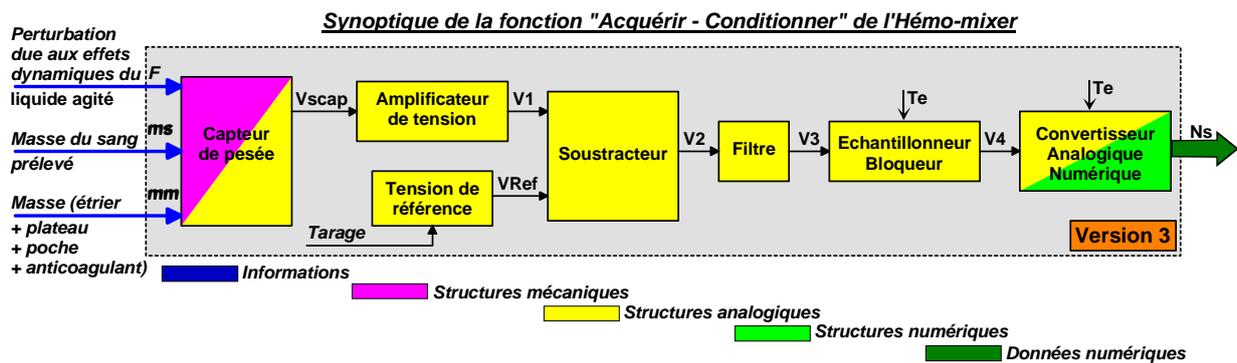
Ainsi, en phase de prélèvement, nous aurons $V_2 = V_1 - V_{Ref} = K_1.K_2(mm + ms) - K_1.K_2.mm$, soit $V_2 = K_1.K_2.ms$: la tension V_2 est bien **proportionnelle** à la masse **ms** de sang prélevé.

De la même façon que le cuisinier a taré sa balance avant de verser la farine dans son récipient, l'Hemo-Mixer a automatiquement fait « le zéro », avant la phase de prélèvement sanguin. Et c'est d'ailleurs sur ce point précis que cesse l'analogie entre le cuisinier et l'infirmière : le tarage de la balance de cuisine est effectué par le cuisinier, alors pour ce qui concerne l'Hemo-Mixer, ce n'est pas l'infirmière qui procède au tarage : il s'agit d'un tarage « usine » effectué en sortie de chaîne de production, ce qui explique que sur le synoptique proposé ci-dessus, la commande manuelle « Tarage » ne soit pas accessible depuis l'extérieur.

- 2.3. **Etape 3** : intégrons maintenant la force F exercée sur le corps d'épreuve du capteur de pesée, liée à la perturbation due aux effets dynamiques du liquide (anticoagulant + sang) agité.

Cette force, si l'on se réfère aux 4 premiers signaux électriques proposés page 26 du dossier technique, a pour effet de superposer à la tension V_{scap} dont l'amplitude était supposée jusqu'à maintenant, proportionnelle à la masse m_s de sang prélevé, une tension sinusoïdale parasite.

Par chance, il est précisé, sur le dossier technique, que l'élimination des effets parasites liés à cette force sont traités de façon exclusivement logicielle. On peut donc en déduire que le synoptique de la fonction « Acquérir – Conditionner », à ce stade, est inchangé, d'où :



- Rappeler, à partir de la représentation des signaux de la page 26 du dossier technique, quelles sont la période T et la fréquence f de la tension sinusoïdale parasite. Quelle en est son origine ?
- Evaluer quelle est, en entrée d'échantillonneur bloqueur, la valeur crête à crête de cette tension sinusoïdale.
- Préciser le nom du traitement logiciel permettant d'éliminer les effets de cette force parasite.

- 2.4. **Etape 4** : considérons, pour terminer, les caractéristiques temporelles de l'information traitée par notre chaîne d'information, c'est-à-dire la variation de volume sanguin prélevé.

Dans un système audio, de qualité HiFi, si l'on souhaite entendre le plus fidèlement possible, dans les enceintes, le son enregistré en studio (ou en concert), il sera nécessaire, dans le processus de numérisation de la tension support du son capté par microphone, d'effectuer des conversions analogique numérique successives selon un rythme élevé. Ce rythme, caractérisant le nombre de conversions par seconde, correspond précisément à la fréquence d'échantillonnage f_e .

Considérons maintenant un thermomètre électronique chargé de mesurer la température dans une habitation. Dans ce cas, compte tenu de l'inertie thermique, il est tout à fait inutile d'effectuer à un rythme effréné, des conversions analogique numérique successives de la tension délivrée par le capteur de température ; une conversion analogique numérique toutes les 5 secondes suffira largement.

Dans le premier cas, puisque la tension significative de l'information à traiter (le son) varie « rapidement » dans le temps, il est impératif, afin de ne pas perturber le fonctionnement du convertisseur analogique numérique pendant les durées pendant lesquelles il convertit, de faire précéder ce dernier d'un échantillonneur bloqueur. En revanche, dans le deuxième cas, on peut tout à fait faire l'économie de l'échantillonneur bloqueur, puisque la tension significative de l'information à traiter (la température) varie « lentement ».

Dans le cas de l'Hemo-Mixer, le débit maximal est limité à 250 ml/min (voir page 51 du dossier), soit 4,16 ml/s, c'est-à-dire **4,42 g/s**.

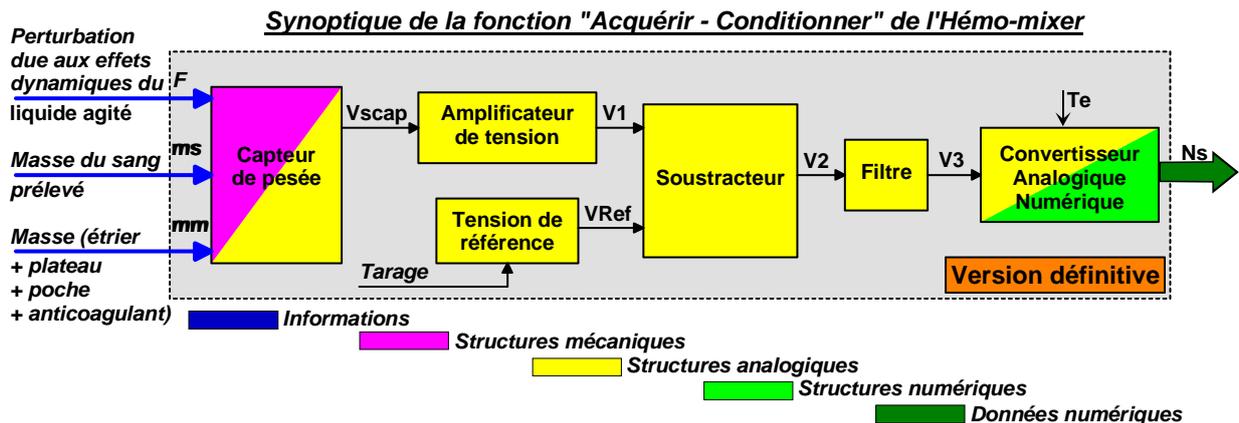
En supposant que la durée maximale mise par le CAN pour effectuer sa conversion analogique numérique soit au plus de 200 μ s (nous verrons en TP, que cette valeur est surdimensionnée), cela signifie que pendant cette durée, la masse de sang prélevé a augmenté de $4,42 \cdot 200 \cdot 10^{-6}$, soit **884 μ g**.

Si l'on considère que l'Hemo-Mixer est prévu pour fonctionner avec une masse totale (mm + ms) maximale de 1,5 kg, et que pour cette valeur, la tension d'entrée du CAN est de 5 V, on peut en déduire qu'à une augmentation de masse de 884 μ g, correspond une augmentation de V_{e_CAN} de $884 \cdot 5 / 1500$, soit **2,95 μ V**.

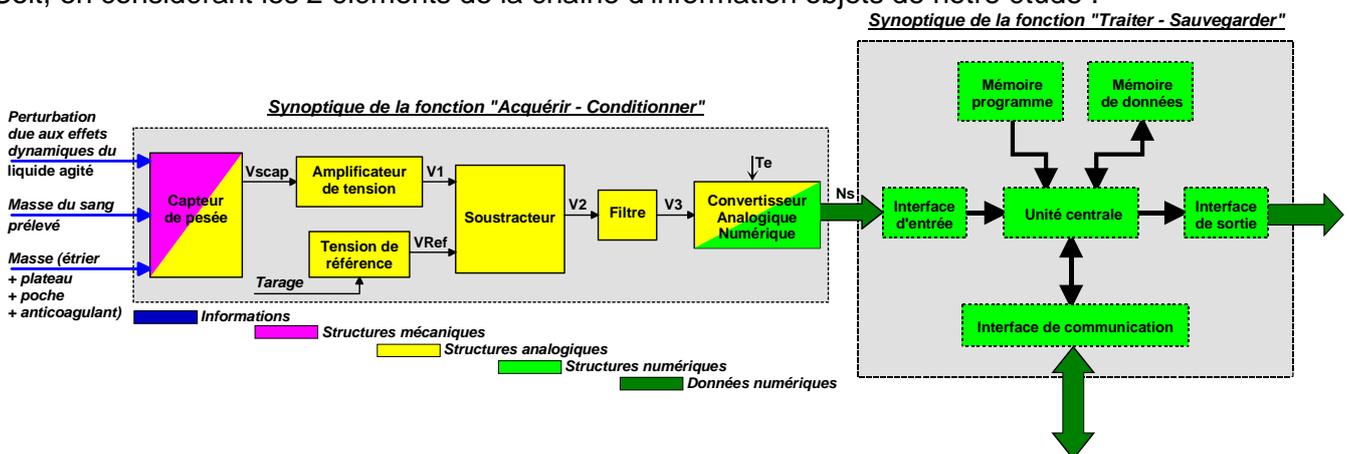
Par ailleurs, le quantum de conversion q du CAN étant égal à $5/1024 = 4,88$ mV, on peut en déduire que pendant les 200 μ s pendant lesquelles le CAN effectue sa conversion analogique numérique, la tension V_{e_CAN} n'a augmenté que d'environ $1/16^{\text{ème}}$ de quantum, ce qui permet de conclure qu'**il est inutile**, dans notre structure, **d'insérer en amont du CAN, un échantillonneur bloqueur**.

Ces résultats seront évidemment affinés expérimentalement, à l'occasion d'activités de travaux pratiques.

D'où le synoptique finalement proposé :



Soit, en considérant les 2 éléments de la chaîne d'information objets de notre étude :



On pourra donc conclure que du seul point de vue des caractéristiques temporelles des signaux qu'il traite, l'automate Hemo-Mixer est plus proche du thermomètre électronique que du système audio.

3. ARCHITECTURE FONCTIONNELLE DE LA CHAÎNE D'INFORMATION : 2^{ÈME} APPROCHE

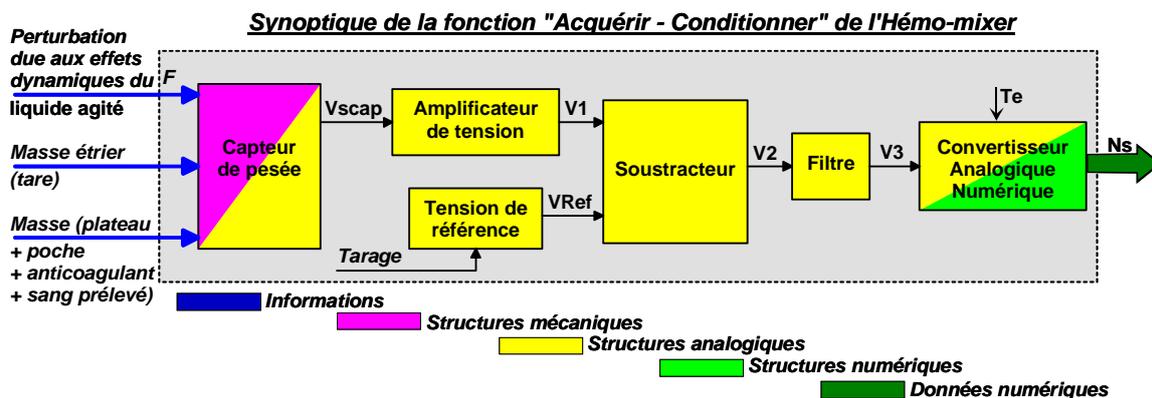
L'étude que nous venons de proposer suppose que la somme des masses permettant d'effectuer le « zéro » de l'Hemo-Mixer, c'est-à-dire la masse des différents éléments fixés sur l'étrier positionné sur le corps d'épreuve du capteur de pesée + la masse du plateau amovible + la masse de la poche d'anticoagulant, soient constantes, ce qui évidemment n'est pas le cas.

En effet, si l'on peut considérer que la masse des différents éléments solidaires de l'étrier est constante, en revanche, la masse du plateau amovible, selon le modèle, mais aussi et surtout le volume – et donc la masse - d'anticoagulant versé initialement dans la poche, sont évidemment variables (plus la corpulence du donneur est forte, plus le volume de sang que l'on pourra prélever sera important, et plus le volume d'anticoagulant devra être élevé).

Il faut donc prévoir un mécanisme permettant d'exclure de la tare, la masse du plateau ainsi que la masse de la poche d'anticoagulant, afin de ne conserver que la masse des différents éléments solidaires de l'étrier, que l'on supposera constante.

C'est donc le principe que nous retiendrons (et que les concepteurs de l'automate Hemo-Mixer ont retenu) : tarer le dispositif de mesure à partir de la seule masse considérée comme constante, c'est-à-dire la masse de l'ensemble des pièces mécaniques fixées sur l'étrier.

Le synoptique de la fonction « Acquérir-Conditionner » reste inchangé, seule la valeur de la tare diffère :



Le principe théorique de la mesure du volume de sang prélevé

On donne ci-dessous, une variante du synoptique de la fonction « Acquérir – Conditionner », plus adaptée aux calculs que nous allons mener :

