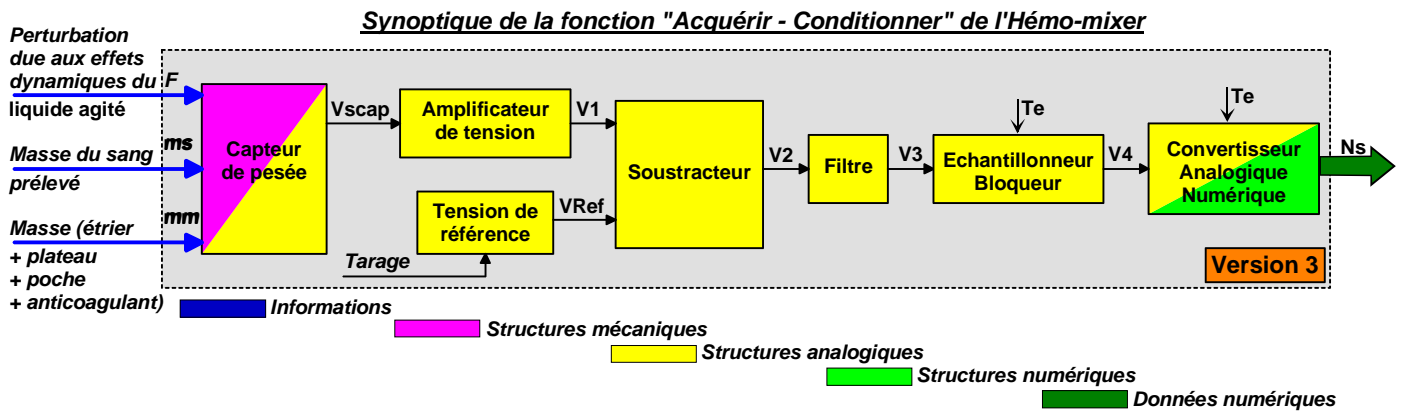


# T.D 1 : Etude de la chaîne d'information



## 1. Architecture fonctionnelle de la chaîne d'information : 1ere approche

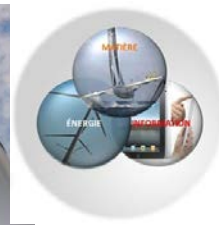
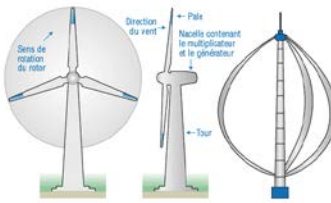
Une première approche de l'étude fonctionnelle de la chaîne d'information est résumée sur le synoptique ci-dessous :



Q1. 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 ?

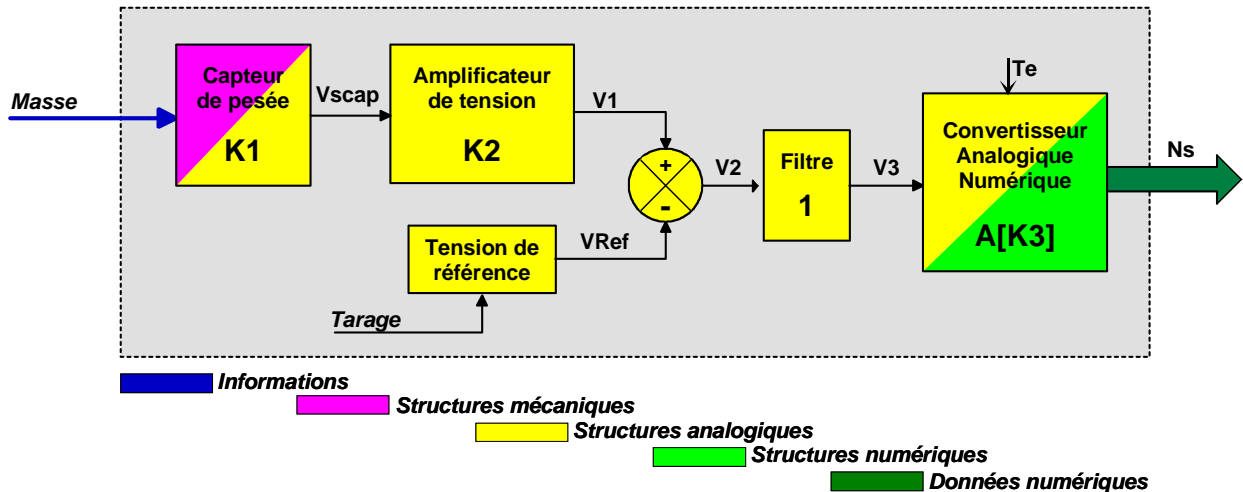
Q2. Evaluer quelle est, en entrée d'échantillonneur bloqueur, la valeur crête à crête de cette tension sinusoïdale.

Q3. Préciser le nom du traitement logiciel permettant d'éliminer les effets de cette force parasite.



## 2. Architecture fonctionnelle de la chaîne d'information : 2<sup>ème</sup> approche

Le synoptique définitif de la fonction Acquérir-Conditionner établi dans l'étude personnelle du document TD1\_HMx\_A\_LIRE.pdf, va servir de base au travail présenté dans cette partie 2.



### La modélisation du capteur de pesée

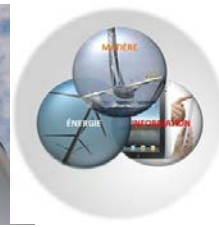
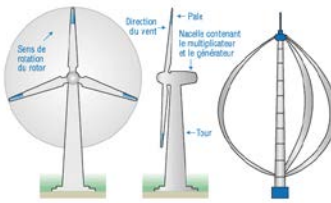
On trouvera, aux pages 74 et 75 du dossier technique, la documentation du capteur de pesage de référence EP4 utilisé dans l'Hemo-Mixer.

Q1. Déterminer l'expression littérale de  $K1 = V_{scap}/m = f(Cn, Sn, Val)$ , avec  $Cn$ , la capacité nominale du capteur, en kg,  $Sn$ , la sensibilité nominale du capteur, en mV/V,  $Val$ , la tension d'alimentation du capteur, en V.

Q2. Calculer la valeur numérique nominale de  $K1$  (on rappelle que  $Val = 8\text{ V}$ ).

### L'amplificateur de tension

Les grandeurs d'entrée et de sortie sont des tensions, et le coefficient  $K2 = V1/V_{scap}$ , que l'on nomme « amplification en tension » est donc une grandeur sans unités.

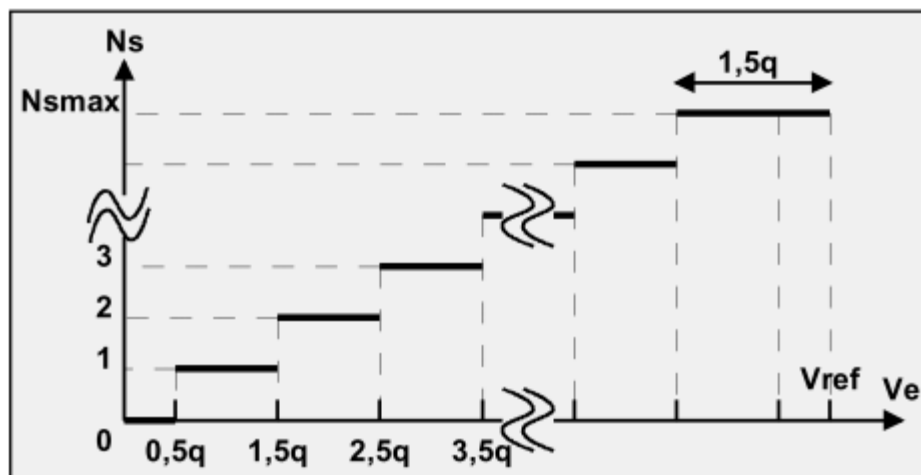


### Le filtre

Le filtre transmet fidèlement en sortie, la tension utile d'entrée (celle qui porte l'information de masse), en éliminant toutes les tensions parasites superposées à cette dernière. La tension de sortie  $V_3$  est donc égale à la tension utile d'entrée  $V_2$ , et par conséquent, pour le filtre,  $K = V_3/V_{2\text{utile}} = 1$ .

### Le convertisseur analogique numérique

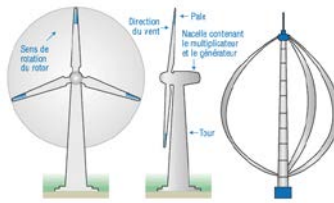
Le CAN convertit l'amplitude de la tension analogique  $V_3$  en un nombre entier  $N_s$ , selon la caractéristique de transfert rappelée ci-dessous :



Le CAN utilisé dans l'Hemo-Mixer est un CAN unipolaire de résolution 10 bits, muni d'une entrée de référence sur laquelle est appliquée une tension constante que nous nommerons  $V_{\text{refCAN}}$ .

Q3. Donner l'expression littérale du quantum de conversion du CAN :  $q = f(V_{\text{refCAN}})$ .

Q4. Calculer au  $100^{\text{ème}}$  de mV près, la valeur du quantum de conversion, sachant que  $V_{\text{refCAN}} = 5V$ .



On rappelle que le fonctionnement du CAN n'étant pas linéaire, on ne peut pas écrire  ~~$N_s = K_3 \cdot V^3$~~ .

A partir de la prise en compte de la caractéristique de transfert  $N_s = f(V_e)$  du CAN rappelée ci-dessus, on peut écrire  $N_s = A[V^3/q]$  où  $A[x]$  désigne la valeur entière la plus proche du nombre réel  $x$  (ou encore la valeur arrondie à l'unité).

La notation  $A[ ]$  est purement « maison », et n'a rien de normalisée.

Q5. Reprendre l'expression de  $N_s$  de la question précédente, en remplaçant  $q$  par son expression littérale.

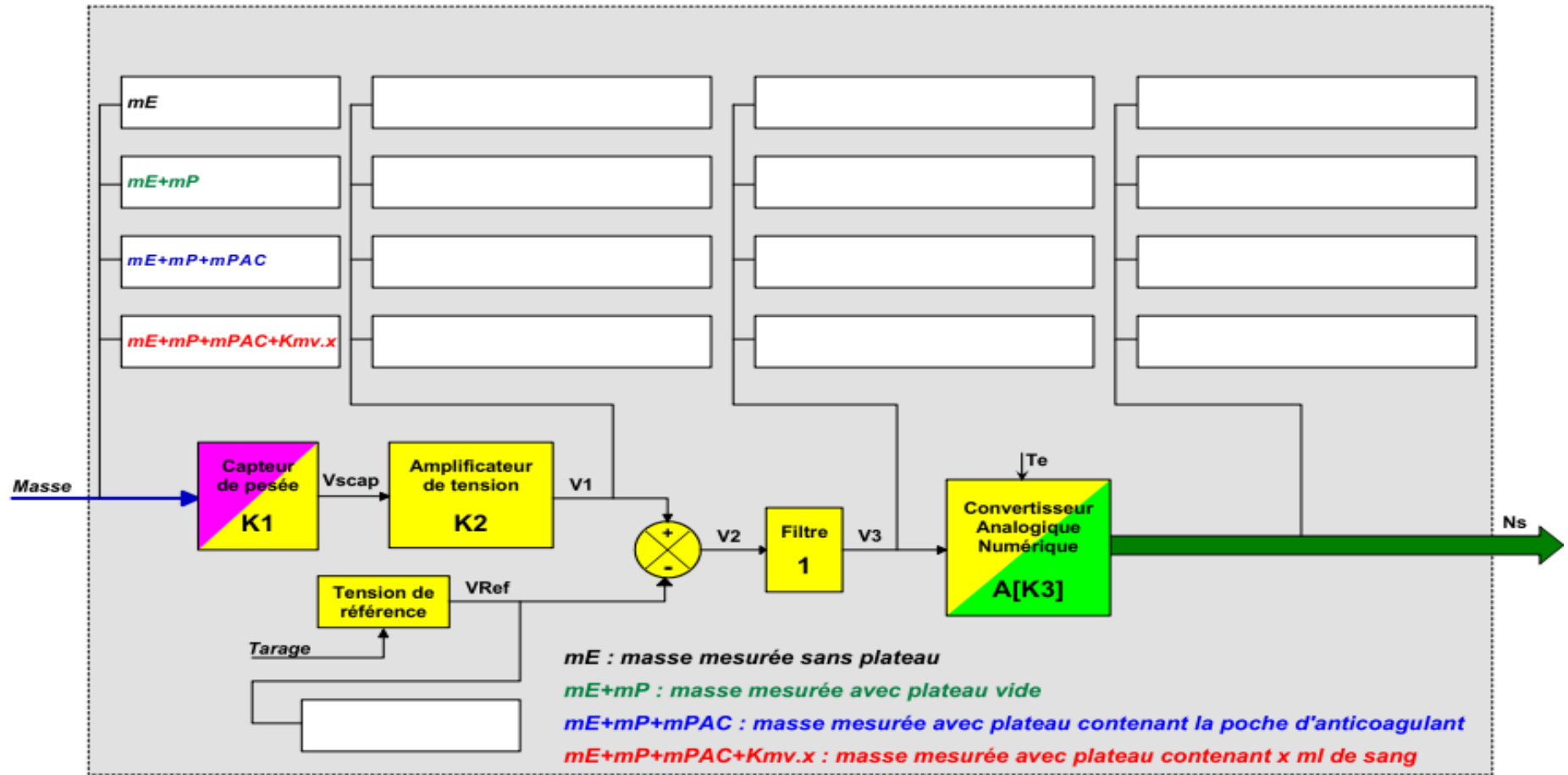
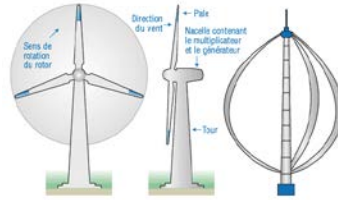
### 3. Synthèse

On nomme :

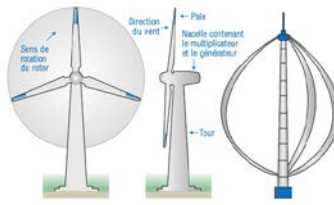
- $m_E$ , la masse de l'étrier ainsi que des différents éléments mécaniques fixés dessus,
- $m_P$ , la masse du plateau amovible,
- $m_{PAC}$ , la masse de la poche ainsi que de l'anticoagulant qu'elle contient,
- $m_x$ , la masse de sang contenu dans la poche d'anticoagulant.

Q6. Exprimer  $V_{ref} = f(m_E, K1, K2)$  afin que le tarage de l'Hemo-Mixer s'effectue conformément aux explications données à la page 7 du TD1\_HMx\_A\_LIRE.pdf.

Q7. Compléter le document réponse page suivante ( $K_{mv}$  correspond à la masse volumique du sang humain).



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



Q8. Montrer que si l'on souhaite prélever ml de sang, il faudra commander le clampage de la tubulure lorsque le nombre  $N_s$  aura augmenté, par rapport à la valeur initiale qu'il avait juste avant le début du prélèvement, de la valeur  $A \left[ \frac{2^{10}}{K_A} \cdot x \right] \pm 1$ , avec  $K_A = \frac{V_{refCAN}}{K1.K2.Kmv}$ .

Q9. Indiquer l'unité du coefficient  $K_A$ , et calculer sa valeur nominale, sachant que la valeur nominale de  $K_2$  est égale à 827.

Q10. Calculer la variation du nombre  $N_s$  consécutive à un prélèvement de 400 ml de sang.