

## Durée 4H

# Machine de rééducation SYS-REEDUC

### 1 Présentation du système

La machine de rééducation SYS-REEDUC est issue d'un projet régional entre différents laboratoires de recherche : le CReSTIC (Centre de Recherche en Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication) de Reims et le CRIT-MDTS (Centre Régional d'Innovation et de Transfert de Technologie) de Charleville-Mézières. L'objectif de ce projet était de réaliser un système capable d'évaluer et d'aider à la rééducation des membres inférieurs (figure 1).



Figure 1 : système SYS-REEDUC

Le principe de la rééducation est de solliciter les différents muscles de la jambe afin de récupérer un maximum de mobilité suite à un accident. On distingue deux types de rééducation :

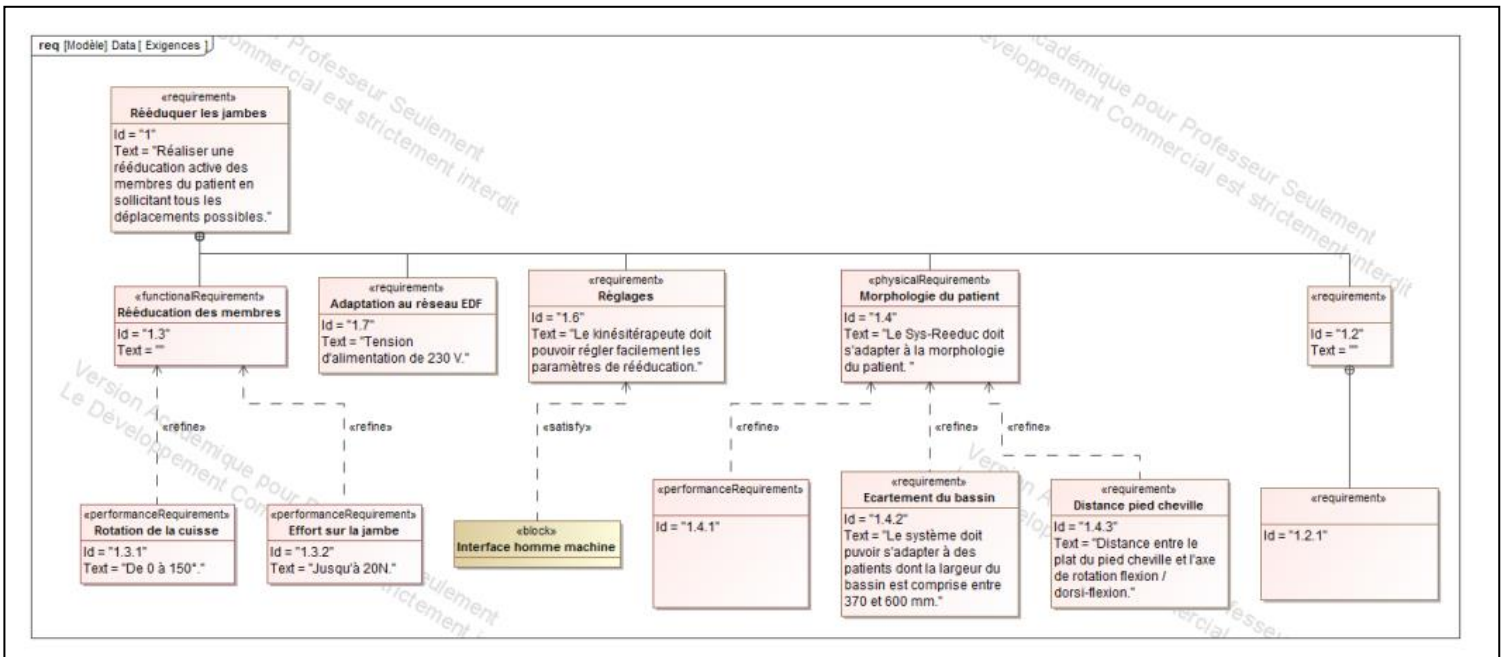
- rééducation passive, qui vise à récupérer la mobilité en terme d'amplitude du mouvement. Elle est réalisée à l'aide de mouvement en chaîne ouverte où les membres sont pilotés par une machine ou un kinésithérapeute ;
- rééducation active, qui vise à renforcer les muscles et la coordination musculaire. Elle est réalisée en chaîne fermée : le patient ne se laisse pas conduire, il doit résister au mouvement proposé par la machine ou le kinésithérapeute.

Les exercices en chaîne fermée permettent au patient de récupérer beaucoup plus rapidement, cependant, les machines existantes ne permettent pas de reproduire l'ensemble des mouvements souhaités. La caractéristique du système SYS-REEDUC est qu'il permet de proposer des exercices combinant la flexion de la jambe à la rotation du pied de manière à solliciter parfaitement les muscles souhaités (les machines existantes ne contrôlent pas l'orientation du pied).

Le système doit répondre (entre autres) aux exigences suivantes :

Exigences	Critères	Niveaux
Permettre au kinésithérapeute de rééduquer les membres inférieurs du patient	Angle de rotation de la cuisse	De 0° à 150°
	Effort du patient	Jusqu'à 20 N.
	Écart de position	Nul
	Rapidité	$T_{5\%} < 0,2 s.$
	Marge de gain	7db minimum
	Marge de phase	45°
S'adapter à la morphologie des patients	Pulsation au gain unité	50 rads <sup>-1</sup>
	Longueur de la cuisse et jambe	De 0,6 à 1,2 m.
	Écartement du bassin	370 à 600 mm.
Ne pas blesser le patient	Distance plat du pied – cheville	
	Sécurité	Bloquer le fonctionnement en fonction de la taille du patient

**Q1 :** Pour le diagramme des exigences partiel, ci-dessous, nommer les exigences 1.2, 1.2.1, 1.3 et 1.4.1 du cahier des charges. (Répondre sur la copie)



## 2 Description du système

Afin de réaliser le mouvement en chaîne fermée souhaité, le choix effectué du mécanisme de la machine SYS-REEDUC suppose que la hanche est fixe par rapport au bâti et que le mouvement est engendré par un support mobile sur lequel repose le pied. De plus, afin de pouvoir développer une chaîne cinématique permettant la réalisation de mouvement en chaîne musculaire fermée et par analogie aux systèmes robotisés, l'ensemble mécanique, constitué du membre inférieur et du dispositif de rééducation, doit former une chaîne cinématique fermée.

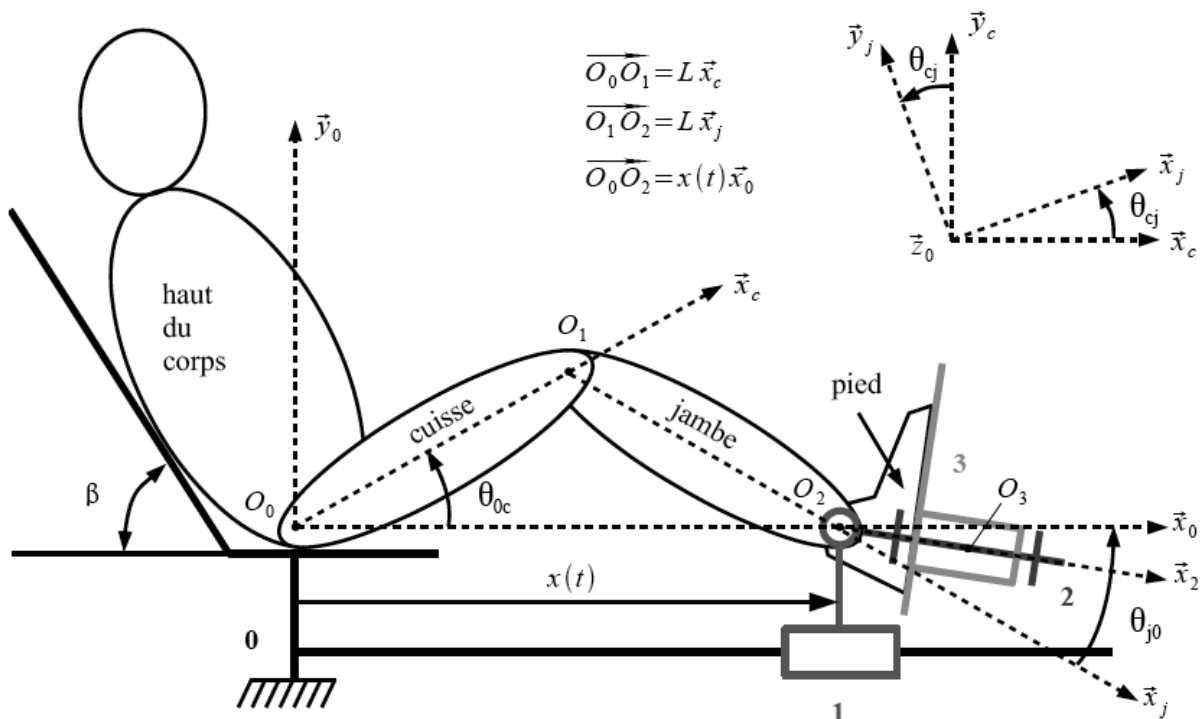


Figure 3 : modélisation cinématique du système SYS-REEDUC

La chaîne cinématique, présentée sur la figure 3, se compose du bâti **0** (le haut du corps du patient est supposé lié au dossier du bâti), du support mobile **1**, du support intermédiaire **2**, du support de pied **3**, de la cuisse, de la jambe et du pied. Un seul côté est représenté mais la machine réelle permet de travailler sur les deux jambes en même temps si cela est nécessaire.

Définition des liaisons :

- liaison entre le bâti et la cuisse : le patient est assis sur un siège fixé au bâti de la machine, le tronc et le bassin sont supposés fixes par rapport à celui-ci. La liaison cinématique résultante est une liaison sphérique (ou rotule) de centre  $O_0$  correspondant à l'articulation coxofémorale de la hanche. On définit ainsi l'angle de flexion de la hanche autour de l'axe  $(O_0, \vec{z}_0)$  comme étant égal à  $\theta_{0c} + \beta$  ;
- liaison entre la cuisse et la jambe : le genou. On supposera qu'il s'agit d'une liaison sphérique (ou rotule) centrée en  $O_1$ . Notons que seuls les mouvements du genou selon l'axe principal de flexion extension d'axe  $(O_1, \vec{z}_0)$  et l'axe de rotation interne-externe (axe  $(O_2, \vec{x}_2)$ ) suffisent à la définition cinématique du concept SYS-REEDUC. En effet, au cours d'un exercice en chaîne musculaire fermée, ces deux rotations permettent de solliciter la majeure partie des groupes musculaires impliqués pour la mise en mouvement de l'articulation du genou ;
- liaison entre la jambe et le pied : la cheville. On supposera qu'il s'agit d'une liaison sphérique (ou rotule) centrée en  $O_2$  ;
- le pied est supposé fixe par rapport au support de pied **3**. Le support de pied **3** est en liaison pivot d'axe  $(O_3, \vec{x}_2)$  par rapport au support intermédiaire **2**, permettant ainsi le mouvement de rotation interne-externe du pied. L'angle de cette rotation sera noté  $\theta_{23} = (\vec{y}_2, \vec{y}_3) = (\vec{z}_2, \vec{z}_3)$  ;
- le support intermédiaire **2** est en liaison pivot d'axe  $(O_2, \vec{z}_0)$  avec le support mobile **1**. Notons qu'un système de cale de réglage permet d'aligner la cheville avec l'axe de cette liaison pivot. Cette liaison permet de réaliser le mouvement de dorsi-flexion du pied par rapport à la jambe ;
- le support mobile **1** est en liaison glissière avec le bâti **0** suivant la direction  $\vec{x}_0$ . Le paramètre de cette liaison glissière est notée  $x(t)$ . Elle permet le déplacement longitudinal des membres inférieurs.

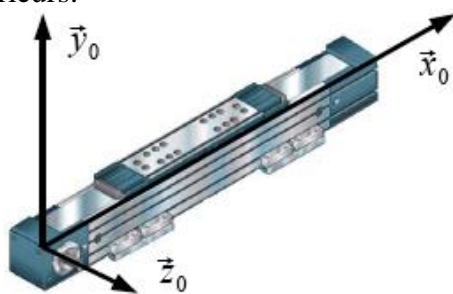


Figure 4 : liaison glissière

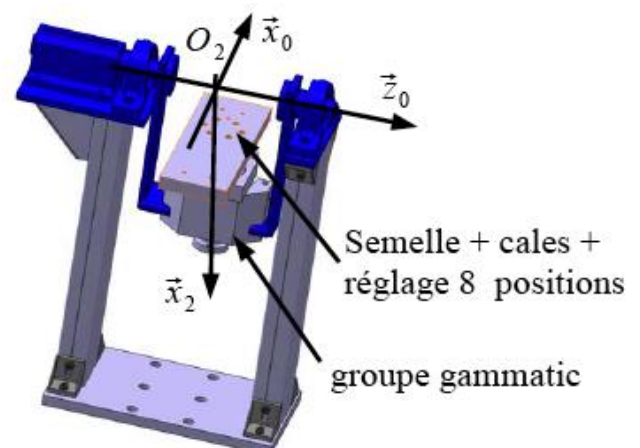


Figure 5 : support de pied

La liaison glissière de la figure 4 est réalisée par un composant de conception Bosh-Rexroth. Sa course utile est de 1,3 m. On lui associe un moteur et un réducteur permettant de supporter un effort de 1 500 N suivant la direction de translation pour une vitesse maximale de 2 m/s. Ces valeurs permettent de travailler avec un profil de rééducation à faible charge ou avec un profil de rééducation sportif. Un dispositif poulie-courroie permet de transformer la rotation en sortie du réducteur en translation du plateau supérieur. Les deux modules linéaires sont montés sur des rails permettant d'ajuster leur écartement afin d'adapter le système à la morphologie de chaque utilisateur, sa variation est comprise entre 370 mm et 600 mm.

La figure 5 présente le support mobile réalisé pour chacun des pieds. Il permet la motorisation du mouvement de rotation interne-externe du pied (autour de l'axe  $(O_2, \vec{x}_2)$ ). Ainsi, le pied repose sur une semelle mise en rotation par un moteur-réducteur. Celui-ci permet d'engendrer un couple maximal de 20 N.m pour une vitesse maximale de 10 tour.s<sup>-1</sup>. Cette semelle est ajustable en profondeur (par un ensemble de cales) afin de pouvoir aligner l'axe de dorsi-flexion/flexion plantaire de la cheville avec l'axe de rotation permettant le réglage de l'inclinaison du pied (axe  $(O_2, \vec{z}_0)$ ). Cette semelle permet également le réglage de l'inclinaison du pied grâce à une tige de fixation à huit positions comprises entre  $-20^\circ$  et  $50^\circ$ , conformément aux limites angulaires de la dorsi-flexion/flexion plantaire de la cheville. Enfin, une fixation, qui n'est pas présentée ici, permet de maintenir le pied en contact avec le support mobile.

La rotation de chaque moteur est mesurée à l'aide de codeurs incrémentaux permettant ainsi la mesure du déplacement  $x(t)$  et de la rotation  $\theta_{23}(t)$ . De plus, des capteurs de fin de course situés sur les axes permettent d'arrêter l'exercice en cas de problèmes liés à la commande (la position de ces capteurs est réglable pour s'adapter au patient).

Deux capteurs d'efforts tridimensionnels permettent de mesurer les forces et couples appliqués par le patient sur la machine. Ils permettent :

- d'évaluer l'efficacité, la performance et l'amélioration des aptitudes motrices ;
- de mesurer l'effort que le patient oppose au mouvement afin d'imposer un couple adapté sur les axes moteur.

Enfin, les moteurs sont alimentés par des variateurs électroniques pilotés par une carte de commande qui génère les lois de commande en fonction du retour des capteurs.

Le kinésithérapeute peut régler le système grâce à une interface homme/machine.

**Q2 :** Compléter le diagramme de définition des blocs donné dans les documents réponse

**Q3 :** Compléter le diagramme de blocs interne donné dans les documents réponse en ajoutant les liens manquant et en notant la nature des flux à la place des « ? ».

**Q4 :** Compléter la chaîne topo fonctionnelle associée à l'ensemble support 1 sur le document réponse.

L'objectif de l'étude proposée est de vérifier les performances du système vis-à-vis du cahier des charges. Cela nécessite :

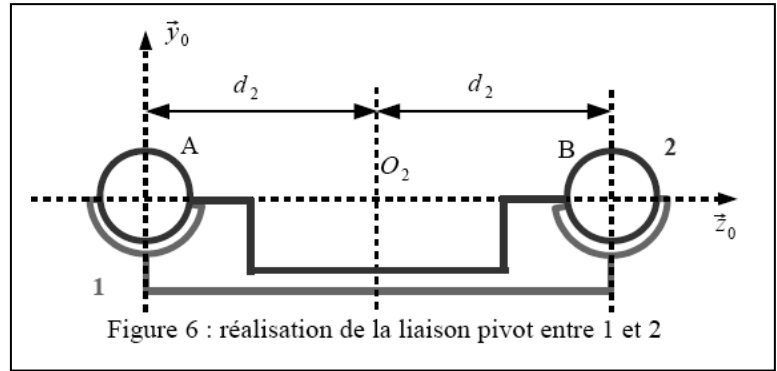
- la mise en place d'un modèle pour chaque constituant ;
- l'utilisation de ces modèles et du cahier des charges pour dimensionner les constituants ;
- la détermination du comportement global à partir du modèle et le dimensionnement de la partie commande pour valider le cahier des charges.

### 3 Modélisation mécanique du système

L'objet de cette partie est de justifier le modèle mécanique qui sera utilisé, puis de vérifier si la liaison glissière permet de travailler avec des patients ayant des longueurs de cuisses et de jambes de différentes tailles (Exigence 2).

### 3.1 Justification de la modélisation adoptée pour la liaison entre 1 et 2

La liaison entre 1 et 2 suivant l'axe de dorsiflexion du pied (axe  $(O_2, \vec{z}_0)$  de la figure 3) est réalisée par l'intermédiaire de 2 roulements. On peut modéliser les liaisons réalisées par ces roulements entre le bâti et l'axe en rotation comme étant des liaisons sphériques (ou rotule) de centre A et de centre B (figure 6).



Pour la question suivante, on note :

- n, le numéro de la liaison entre le solide 1 et le solide 2 : la liaison sphérique n°1 en A et la liaison sphérique n°2 en B.
- le torseur cinématique de la liaison n entre le solide i par rapport au solide j :

$$\{V_{i/j}^n\} = \begin{Bmatrix} p_{ij}^n & u_{ij}^n \\ q_{ij}^n & v_{ij}^n \\ r_{ij}^n & w_{ij}^n \end{Bmatrix}_{A, R_0}$$

- le torseur des actions transmissibles du solide j sur le solide i par la liaison n

$$\{T_{j \rightarrow i}^n\} = \begin{Bmatrix} X_{ji}^n & L_{ji}^n \\ Y_{ji}^n & M_{ji}^n \\ Z_{ji}^n & N_{ji}^n \end{Bmatrix}_{A, R_0}$$

**Q5 :** par la méthode de votre choix, **démontrer** que la liaison équivalente à ces deux liaisons en parallèle est une liaison pivot d'axe  $(A, \vec{z}_0)$ .

**Q6 :** déterminer le degré d'hyperstatisme de ce montage composé de deux liaisons sphériques.

**Q7 :** étant donné le degré d'hyperstatisme, donner les conséquences sur le mécanisme final, son montage et sa conception.

### 3.2 Validation du choix pour la liaison glissière entre 0 et 1

La liaison glissière entre 0 et 1 étant réalisée à l'aide d'un composant intégrant directement les différentes fonctionnalités, il est nécessaire de vérifier qu'il convient au critère spécifié du cahier des charges sur les longueurs de la cuisse et de la jambe du patient.

On reprend le paramétrage donné sur la figure 3. Pour les question **Q5** et **Q6**, on ne prendra pas en compte le mouvement de rotation interne-externe du pied :  $\theta_{23}(t) = 0 \text{ rad}$ . On fera alors l'hypothèse d'un mouvement plan dans le plan  $(O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0)$ .

**Q8 :** déterminer la loi entrée-sortie  $x(t)$  en fonction de  $\theta_{0c}$  et  $L$ .

On rappelle que l'angle de flexion de la hanche vaut  $\theta_{0c} + \beta$  étant donné le paramétrage.

On prendra  $\beta = 60^\circ$  pour les applications numériques

**Q9 :** effectuer l'application numérique permettant de connaître  $\Delta x$  la variation de longueur de  $x(t)$  entre la position d'angle minimum de flexion de la hanche où on aura  $\theta_{0c,min} = 0^\circ$  et la position d'angle maximum de flexion de la hanche où on aura  $\theta_{0c,max}$ . Conclure quant au choix du composant réalisant la liaison glissière vis-à-vis de sa course utile.

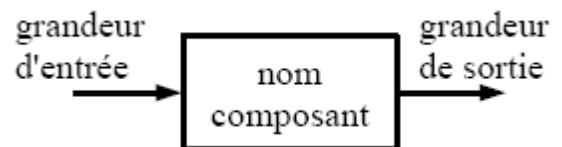
## 4 Pilotage du SYS-REEDUC

L'objectif de cette partie est de modéliser l'asservissement du système, puis de paramétrer le correcteur pour répondre à l'exigence 1.

Le système est composé d'un générateur de consigne, qui à partir de la mesure de l'action du patient et de la mesure des paramètres du système, va générer la consigne adéquate pour piloter le système. Nous n'étudierons pas la partie générateur de consigne mais uniquement le système asservi piloté par celui-ci.

L'asservissement en déplacement longitudinal a pour consigne de déplacement  $X_c$  (en mètres). Ce déplacement est transformé en un nombre d'incrément de consigne  $N_c$  à l'aide d'un convertisseur analogique/numérique. Ce nombre d'incrément de consigne  $N_c$  est comparé à l'image  $N_\theta$  du déplacement angulaire du moteur  $\theta_m$ , obtenu avec le codeur incrémental, pour former un écart noté  $\varepsilon$ . Cet écart est ensuite adapté à l'aide d'un correcteur pour former la tension moteur  $U_m$  (en volts). Le moteur tourne ensuite à une vitesse  $\dot{z}_m$  (en radians par seconde), la position angulaire est notée  $\theta_m$  (en radians). Cette position angulaire est réduite à l'aide d'un réducteur et on note  $\theta_r$  l'angle de l'axe de sortie du réducteur, qui est lié à un dispositif poulie-courroie entraînant le support, dont on note le déplacement  $X$ .

**Q10 :** réaliser un schéma bloc **fonctionnel** (avec le nom des composants dans les blocs à la place des fonctions de transfert) de cet asservissement.



### 4.1 Comportement dynamique du système

Afin de prévoir le comportement du système étudié, nous allons établir un modèle de connaissance. Il est nécessaire pour cela d'étudier le comportement dynamique de l'ensemble.

Nous adoptons la modélisation de la figure 7 avec :

- $\vec{y}_0$  la verticale ascendante ;
- support mobile **1** de masse  $M = 14$  kg, de centre d'inertie  $G_1$ , tel que  $\overrightarrow{OG_1} = x(t) \cdot \vec{x}_0 + h_1 \cdot \vec{y}_0$  ;
- support intermédiaire **2** de masse négligeable, en liaison pivot d'axe  $(O_2, \vec{z}_0)$  avec le support mobile **1**. On a  $\overrightarrow{OO_2} = x(t) \cdot \vec{x}_0 + h_2 \cdot \vec{y}_0$  avec  $h_2 = 0,6$  m. Le support est supposé fixe durant les phases d'utilisation, ainsi l'angle  $\alpha$  est constant,  $\alpha = (\vec{x}_0, \vec{x}_2) = (\vec{y}_0, \vec{y}_2) = -20^\circ$  ;
- support de pied **3** de masse  $m = 4$  kg et de moment d'inertie sur l'axe  $(O_2, \vec{x}_2)$  noté  $J = 0,26$  kg.m<sup>2</sup>, de centre d'inertie  $G_3$ , tel que  $\overrightarrow{O_2G_3} = h_4 \cdot \vec{x}_2 + h_3 \cdot \vec{y}_3$  avec  $h_4 = 0,01$  m et  $h_3 = 0,05$  m. Le support de pied **1** est en liaison pivot d'axe  $(O_2, \vec{x}_2)$  avec le support intermédiaire **2**, l'angle de cette rotation est noté  $\theta_{23}$  tel que  $\theta_{23} = (\vec{y}_2, \vec{y}_3) = (\vec{z}_2, \vec{z}_3)$  ;
- le moteur 1, entraînant la translation du support mobile **1**, délivre un couple moteur, tel que

$\vec{C}_{moteur1 \rightarrow 1} = C_{M1}(t) \cdot \vec{z}_0$ . Le moteur 1 entraîne un réducteur 1 de rapport de réduction  $\rho_1 = \frac{1}{10}$ .

La sortie du réducteur est liée à la poulie de rayon  $r = 46,1 \text{ mm}$ . On négligera les masses et inerties du moteur et du réducteur. On note  $\vec{F}_{courroie \rightarrow 1} = -F_{c1} \cdot \vec{x}_0$  ;

- les poulies et la courroie sont supposées de masse négligeable. La courroie est supposée indéformable ;
- le moteur 2, entraînant la rotation du support de pied 3 par rapport au support intermédiaire 2, délivre un couple moteur tel que  $\vec{C}_{moteur2 \rightarrow 3} = C_{M3}(t) \cdot \vec{x}_2$ . Le moteur 2 entraîne un réducteur 2 de rapport de réduction  $\rho_2 = \frac{1}{50}$ . On négligera les masses et inerties du moteur et du réducteur ;
- le patient exerce une action mécanique complexe composée :
  - d'une force  $\vec{F}_{patient \rightarrow 3} = F_p \cdot \vec{x}_0$  exercée par le patient sur le support 3, modélisée par un glisseur passant par le point P, tel que  $\vec{O}_2P = h_4 \cdot \vec{x}_2 + \lambda(t) \cdot \vec{y}_3$
  - un couple  $\vec{C}_{patient \rightarrow 3} = -C_p(t) \cdot \vec{x}_2$  exercé par le patient sur le support 3 au point  $O_2$
- les résistances au mouvement sont négligées ; les liaisons sont considérées comme parfaites.

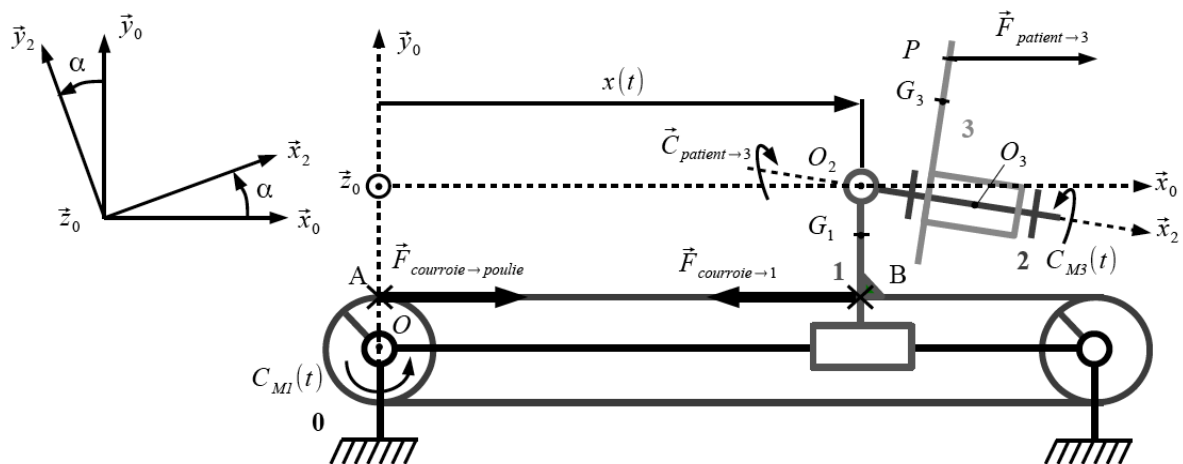


Figure 7 : modèle cinématique de la chaîne de transmission

**Q11 :** en isolant la poulie motrice puis le tronçon de courroie AB et en appliquant le théorème de votre choix, exprimer la relation entre  $C_{M1}$  et  $F_{c1}$ .

**Q12 :** en isolant l'ensemble de solides  $\{1 + 2 + 3\}$  et en appliquant le théorème de votre choix, exprimer l'équation du mouvement liant  $C_{M1}(t)$  aux paramètres du mouvement  $x(t)$  et  $\theta_{23}(t)$ .

Montrer que l'on obtient :

$$M \ddot{x} + m(\ddot{x} + h_3 \ddot{\theta}_{23} \sin \theta_{23} \sin \alpha + h_3 \sin \alpha \cos \theta_{23} \dot{\theta}_{23}^2) = F_p(t) - \frac{C_{M1}(t)}{r \rho_1} \quad [1]$$

L'équation du mouvement liant  $C_{M3}(t)$  aux paramètres du mouvement est donnée par :

$$J \ddot{\theta}_{23} + m h_3 \sin \alpha \sin \theta_{23} \ddot{x} = \frac{C_{M3}(t)}{\rho_2} - C_p + mg h_3 \sin \theta_{23} \cos \alpha \quad [2]$$

**Q13 :** expliquer de manière détaillée quel(s) théorème(s) et quel(s) isolement(s) permet(tent) d'obtenir cette équation.

**Q14 :** que peut-on dire des équations [1] et [2] obtenues précédemment en considérant que nous souhaitons réaliser un asservissement du système sur ses différents paramètres.

Dans la suite du sujet, on supposera que l'on a la relation suivante rapportée à l'axe moteur :

$$(M + m) \cdot r \cdot \rho_1 \cdot \dot{\omega}_m(t) = \frac{C_{M1}(t)}{r \cdot \rho_1} - F_p(t) \quad [3]$$

**Q15 :** formuler la ou les hypothèses qui ont été utilisées pour obtenir cette équation linéarisée.

Le travail mené dans cette partie permet de modéliser le système linéarisé par le schéma bloc de la figure 8. Cette modélisation sera retenue pour la suite du sujet.

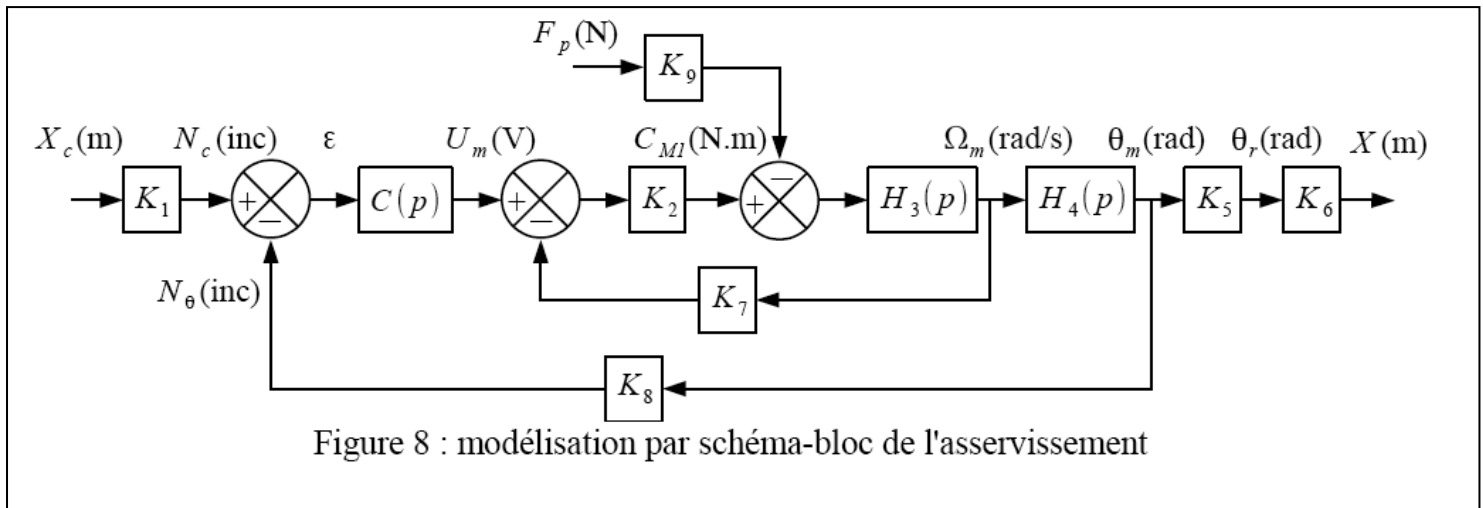


Figure 8 : modélisation par schéma-bloc de l'asservissement

## 4.2 Modélisation du moteur à courant continu

On rappelle les équations du moteur à courant continu :

$$u_m(t) = e(t) + R \cdot i(t) \quad [4]$$

$$e(t) = k_e \cdot \omega_m(t) \quad [5]$$

$$C_{MI}(t) = k_t \cdot i(t) \quad [6]$$

On notera la transformée de Laplace d'une variable temporelle  $f(t)$  par  $F(p)$ . On se place dans les conditions de Heaviside : conditions initiales nulles.

**Q16 :** à partir des équations [3] à [6], déterminer les fonctions de transfert  $K_2$ ,  $H_3(p)$ ,  $K_7$  et  $K_9$ .

## 4.3 Détermination des autres fonctions de transfert

### 4.3.1 Bloc $H_4(p)$

**Q17 :** étant donné le lien entre les grandeurs physiques d'entrée et de sortie du bloc  $H_4(p)$ , donner sa fonction de transfert.

### 4.3.2 Codeur incrémental

Le codeur incrémental utilisé possède 2 pistes et 500 fentes équiréparties (voir figure 13) : la taille des blancs et des noirs est la même. Les deux pistes sont déphasées d'un quart de fente. Les signaux renvoyés par le codeur sont donnés sur la figure 12.



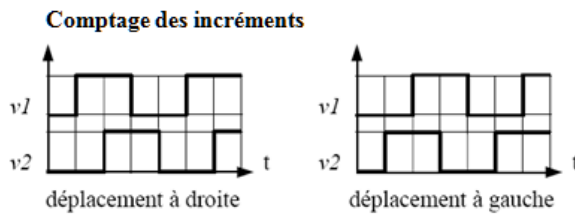


Figure 12 : signaux du codeur incrémental en fonction du sens de rotation

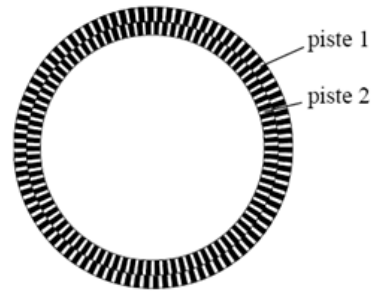


Figure 13 : codeur incrémental

**Q18 :** à partir de l'allure des signaux, sachant que l'on fait une mesure sur chaque front montant et front descendant des deux voies, déterminer le nombre d'incrément mesurables par tour en fonction du nombre de fentes. En déduire la fonction de transfert  $K_g$ .

**4.3.3 Réducteur (figures 9 et 10)**

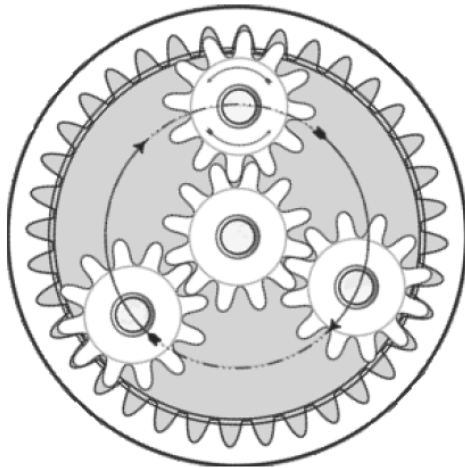


Figure 9 : représentation d'un train épicycloïdal en vue de face  
Les nombres de dents ne sont pas ceux du train étudié sur le dessin.

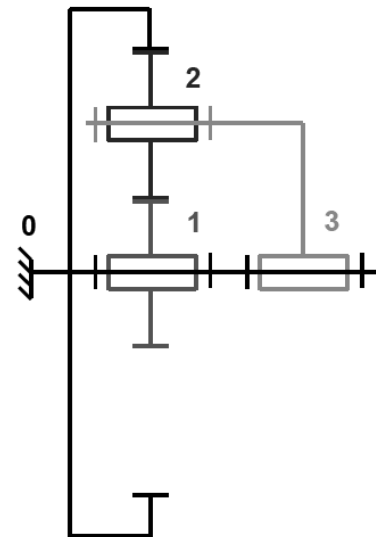


Figure 10 : schéma cinématique du train épicycloïdal

On note :

- $Z_0$  le nombre de dents de la couronne 0, liée au bâti ;
- $\omega_{1/0}$  la vitesse de rotation du pignon 1 par rapport à 0 ;  $Z_1$  le nombre de dents du pignon 1 ;
- $\omega_{2/0}$  la vitesse de rotation du pignon 2 par rapport à 0 ;  $Z_2$  le nombre de dents du pignon 2 ;
- $\omega_{3/0}$  la vitesse de rotation du solide 3 par rapport au bâti 0.

**Q19 :** déterminer la relation entre les vitesses de rotation  $\omega_{1/0}$  et  $\omega_{3/0}$  en fonction de  $Z_0$  et  $Z_1$ . Pour cela vous écrirez la relation de roulement sans glissement entre 2 et 1 puis entre 2 et 0 aux points de contact des dentures en travaillant dans le repère relatif lié à 3.

**Q20 :** les solides 1 et 3 du réducteur sont liés soit à l'axe moteur, soit à l'axe de la poulie. Définir en le justifiant quel solide est relié à quel axe.

**Q21 :** sachant que  $Z_1 = 10$  dents, déterminer le nombre de dents  $Z_0$  permettant de respecter le rapport de réduction du système.

**Q22 :** déterminer la fonction de transfert  $K_5$ .

### 4.3.4 Dispositif poulie-courroie

Les deux poulies sont de même dimension, le rayon est noté  $r = 46,1$  mm .

**Q23 :** déterminer la fonction de transfert  $K_6$  .

### 4.3.5 Convertisseur analogique/numérique

**Q24 :** déterminer l'expression de la fonction de transfert  $K_1$  en fonction de  $K_8$  ,  $K_5$  et  $K_6$  permettant d'obtenir un asservissement de  $X$  sur la consigne  $X_c$  .

## 4.4 Vérification des performances de l'asservissement

Nous avons modélisé l'ensemble des fonctions de transfert du système et nous nous proposons maintenant de vérifier les performances du cahier des charges.

**Q25 :** montrer que le schéma-bloc de la figure 8, peut être mis sous la forme suivante :

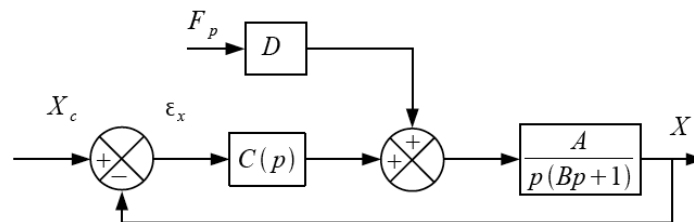


Figure 11 : modélisation par schéma-bloc simplifiée

Exprimer  $A, B$  et  $D$  (constants) en fonction des paramètres du système :  $r, \rho_1, k_i, k_e, R, M, m$  et  $K_8$  .

Pour la suite du sujet, on gardera les constantes  $A, B$  et  $D$ , avec :

$$A = 6700 \text{ m/V}$$

$$B = 0,01 \text{ s}$$

$$D = -6 \text{ N/V}$$

### 4.4.1 Correction proportionnelle

On suppose que  $C(p) = K_c$  .

**Q26 :** exprimer  $\varepsilon_x$  en fonction des deux entrées  $F_p$  et  $X_c$  et des constantes  $A, B, D$  et  $K_c$  .

**Q27 :** déterminer l'écart de position  $\varepsilon_x$  en réponse à deux échelons d'intensité  $F_0$  pour la force du patient et  $X_0$  pour le déplacement. Conclure quant au respect du cahier des charges.

### 4.4.2 Correction proportionnelle intégrale

On suppose maintenant que  $C(p) = K_i \left( 1 + \frac{1}{T_i p} \right)$  .

On donne sur le document réponse la réponse temporelle du système à une entrée de type échelon unitaire sur le déplacement ( $F_p = 0$ ) ainsi que le diagramme de Bode de la FTBO.

**Q28 :** conclure quant au respect du cahier des charges sur le reste des critères énoncés. Faire apparaître sur le document réponse les grandeurs mesurées.

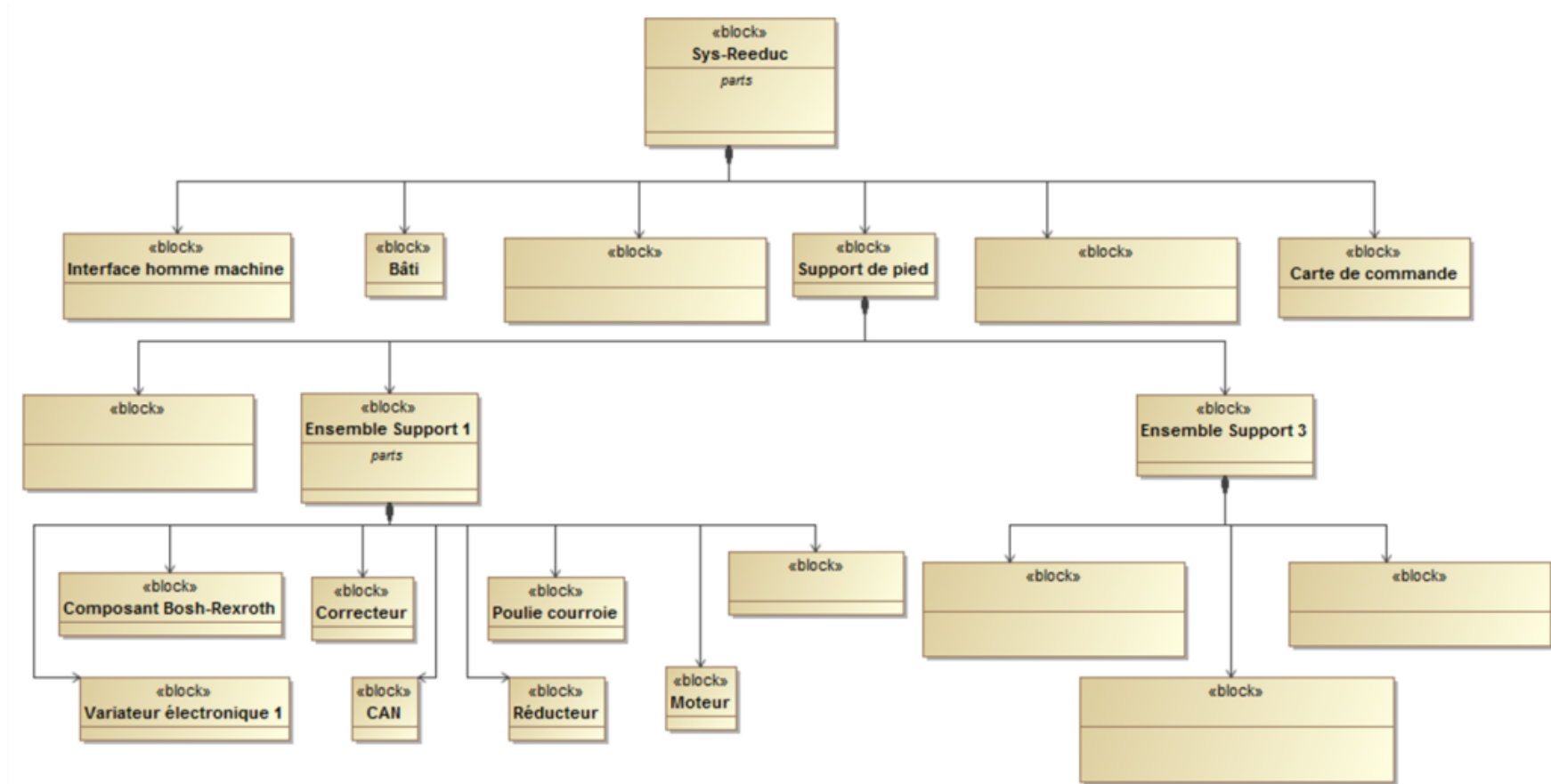
## 5 Synthèse

**Q29 :** Proposer une synthèse de l'ensemble de la démarche utilisée pour mettre en place le modèle du système.

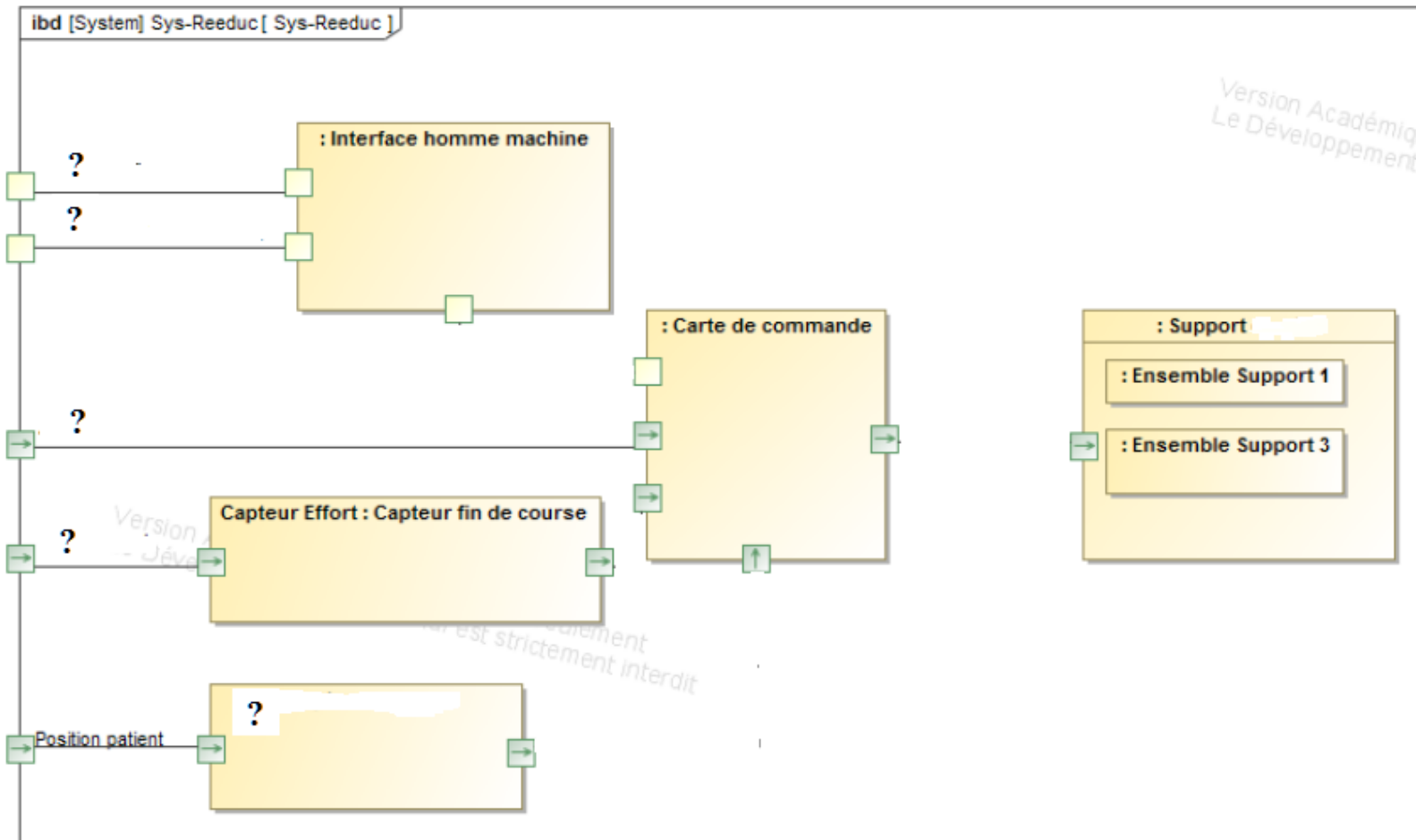
**Fin de l'énoncé**

**DOCUMENT REPONSE**

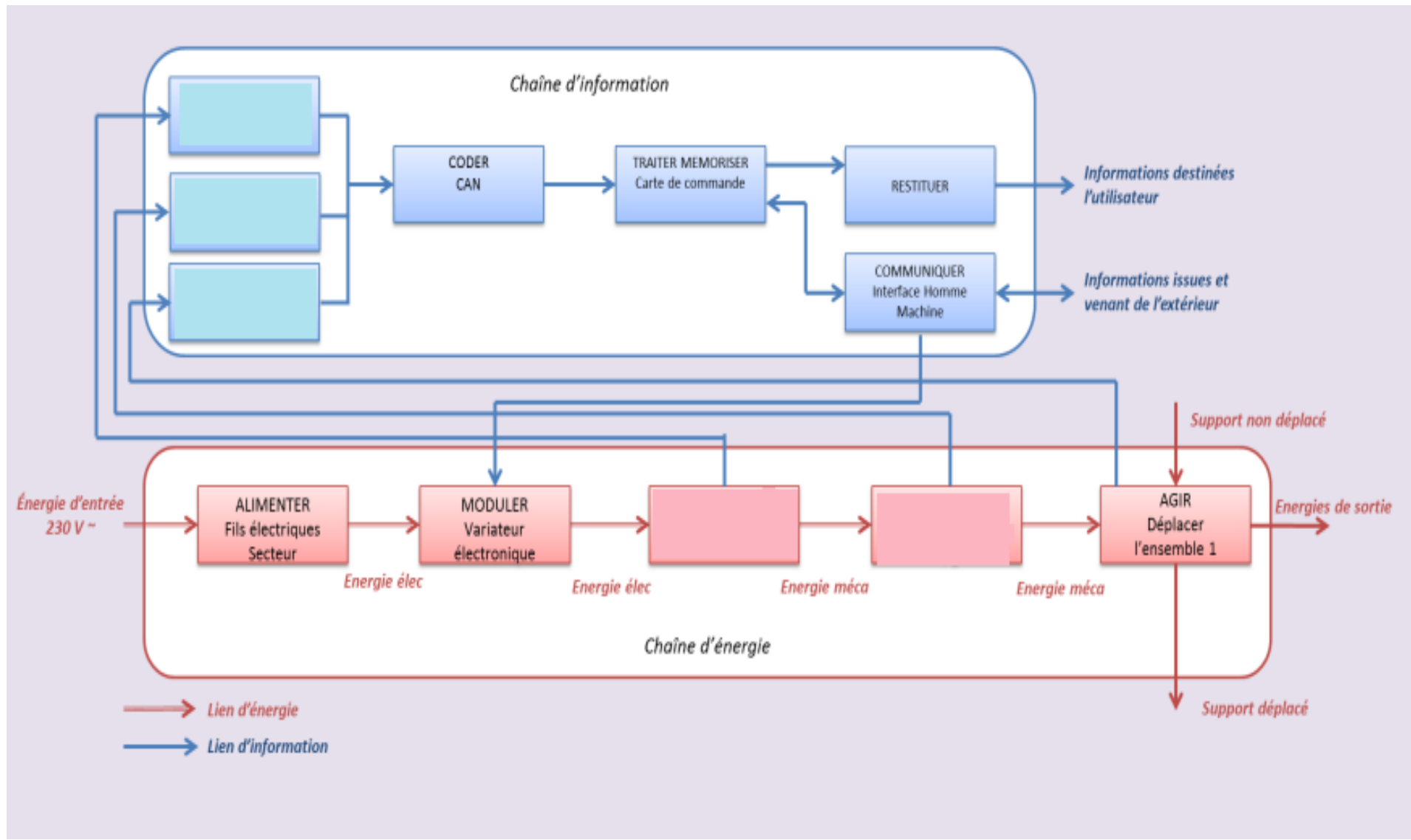
Q 2 : Diagramme de définition des blocs.



Q2 : Diagramme de blocs interne

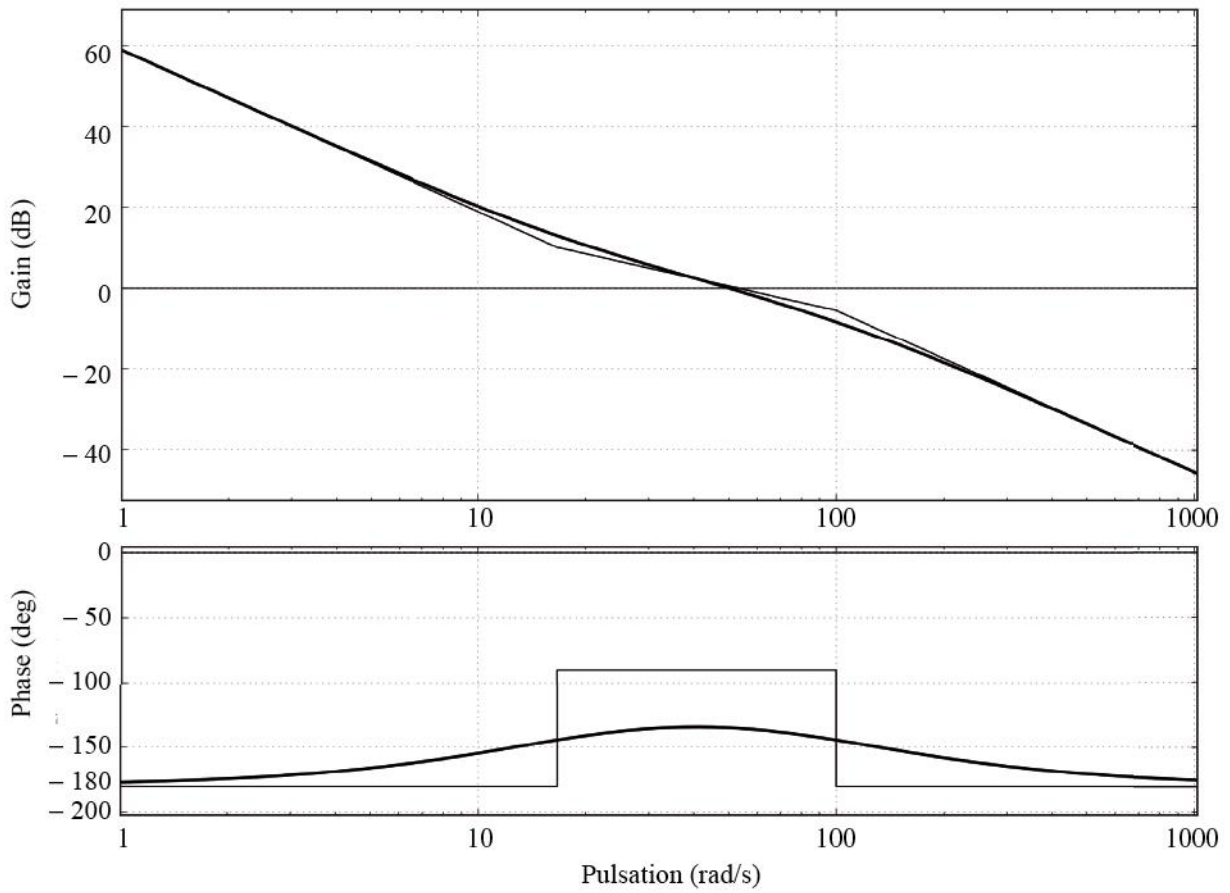


**Q3 :** Chaîne topo fonctionnelle associée à l'ensemble support 1



**Q 28**

Diagramme de Bode de la FTBO :



Réponse indicielle unitaire sur le déplacement /  $F_p = 0$ . Unité en mètre pour l'axe des ordonnées.

