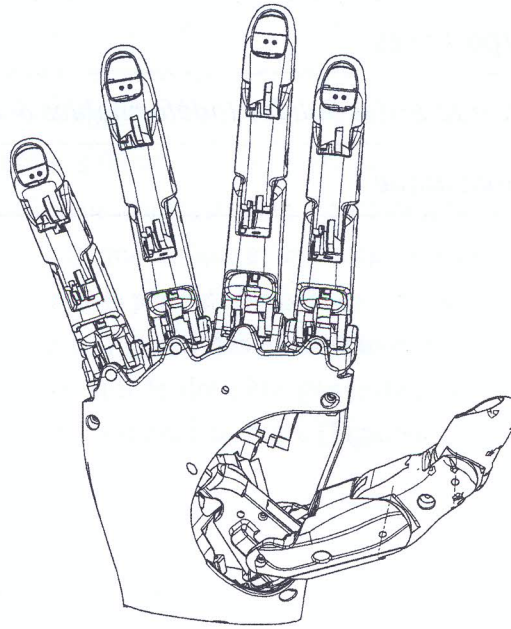


République Tunisienne
Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la Recherche Scientifique
Concours Nationaux d'Entrées aux
Cycles de Formation d'Ingénieurs
Session 2023



الجمهورية التونسية
وزارة التعليم العالي
والبحوث العلمية
الناظرات الوطنية للدخول إلى مراحل تكوين المهندسين
دورة 2023

Concours de Technologie
Épreuve de
Systèmes Techniques Automatisés



Date : Vendredi 02 Juin 2023

Heure : 08H 00

Durée : 3 Heures

L'épreuve comporte deux parties :

- A- Mécanique des Solides Indéformables & R.D.M
- B- Automatique

Le sujet de l'épreuve remis au candidat comporte trois dossiers :

- 1- Mise en situation, Données et Hypothèses
- 2- Document Technique (DT-01)
- 3- Document Réponses

Important :

- Aucun autre document n'est autorisé.
- Seules les calculatrices de poche **non programmables** sont autorisées.
- Il n'est fourni au candidat qu'une seule et unique copie du «Dossier document réponses » qui doit être rendu en totalité, à la fin de l'épreuve, même sans réponses.
- Le document réponses doit être rendu en intégralité (**aucune feuille ne doit être supprimée**).
- Toute suppression de feuilles du document réponses est considérée comme tentative de fraude.

Dossier

Mise en situation, Données et Hypothèses

Ce dossier comporte **neuf** pages numérotées de **1 à 9** et un document technique **DT-01**

●	Mise en situation	: Pages 1/9 et 2/9
	<i>Document Technique</i>	: DT-01
●	Données et hypothèses	: Pages 3/9 à 9/9
☆	A- Mécanique des Solides Indéformables & R.D.M	: Pages 3/9 à 6/9
☆	B- Automatique	: Pages 7/9 à 9/9

ÉTUDE D'UNE PROTHÈSE DE MAIN MYOÉLECTRIQUE

1- Mise en Situation

L'amputation d'un membre supérieur est souvent lourde, de conséquence sur le patient, car elle touche son intégrité physique. Afin de limiter ses séquelles, le patient peut faire recours à l'usage d'une main artificielle appelée communément « prothèse ». Les technologies utilisées pour produire des prothèses sont variées, on cite principalement:

- **Les prothèses Myoélectriques** qui sont des dispositifs fonctionnant grâce aux forces électromotrices que génèrent les muscles durant leurs phases de contraction. Celles-ci produisent des signaux électriques très faibles, décelables sur la peau moyennant des électrodes (**Figure 01-a**). Les signaux décelés par ces électrodes sont délivrés à un microprocesseur qui après traitement, fournit les commandes à un ou plusieurs actionneurs électromécaniques. L'amplification des signaux permet alors l'ouverture, la fermeture et la rotation de la main. Un gant esthétique recouvre la totalité de la prothèse. Cela permet à certains patients de retrouver une motricité plus intuitive.
- **Les prothèses esthétiques** sont visuellement proches d'une main réelle mais elles ont des potentialités fonctionnelles limitées (soutenir des objets, porter un sac...) (**Figure 01-b**).
- **Les prothèses bioniques** (appellation contractée de « biologique » et « électronique »). Ces prothèses, avec leur organisation biomécanique et leur dispositif sensoriel, offrent une grande variété de possibilités d'adaptation à la prise d'objets de toutes formes, textures et dimensions. Elles diffèrent de la main Myoélectrique, par des mouvements plus naturels qui s'approchent de la main humaine. Bien que ce soit la dernière génération, elles présentent encore des inconvénients surtout au niveau de leur coût surélevé (**Figure 01-c**).

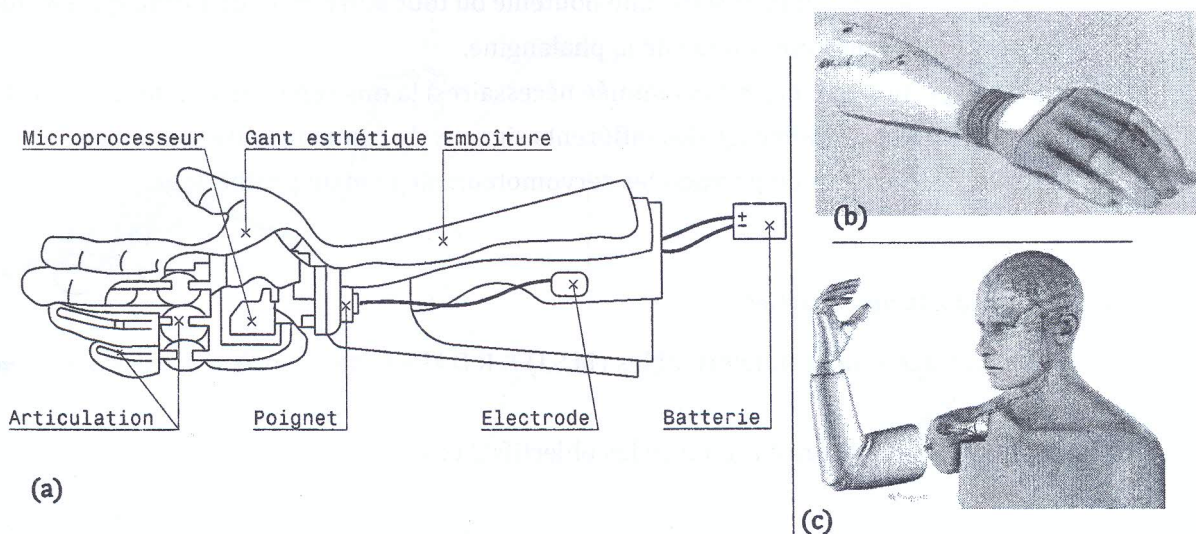


Figure 01 – Différents types de prothèses : (a) Myoélectrique, (b) Esthétique, (c) Bionique

Ce sujet s'intéresse au développement d'une prothèse Myoélectrique capable de garantir des fonctions les plus proches possibles de celles développées par une main saine. L'analogie entre main naturelle et prothèse fait ressortir la même terminologie utilisée pour désigner les principaux constituants d'une prothèse comme le montre les **Figures 02.a** et **02.b**.

La prothèse Myoélectrique fonctionne grâce aux contractions musculaires qui génèrent des signaux électriques, collectées par des électrodes de surface collées sur la peau du patient. Les signaux à traiter sont souvent de très faible intensité, ce qui nécessite un traitement spécifique basé sur le filtrage et l'amplification pour que les signaux atteignent un niveau exploitable par les cartes de commande.

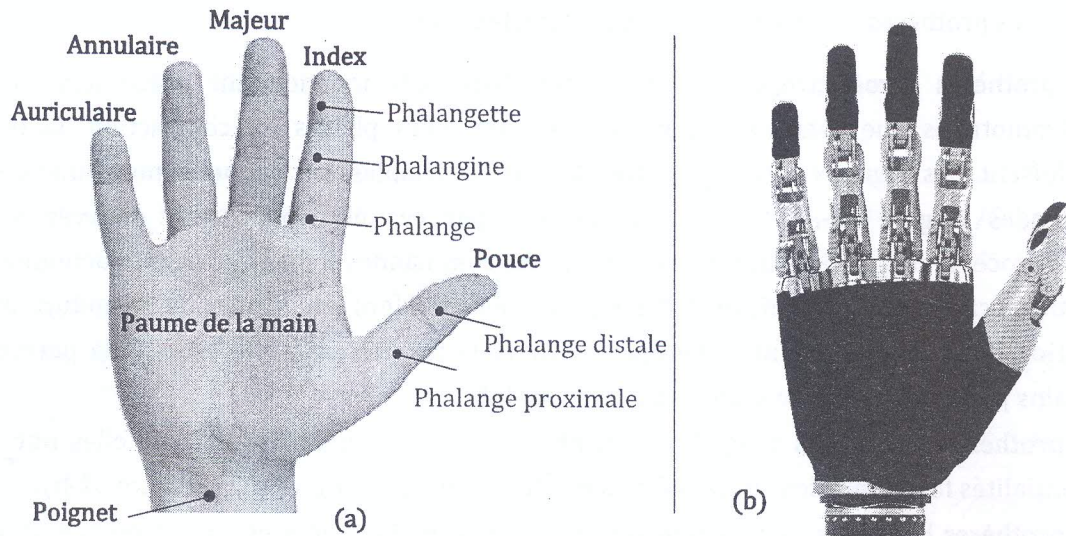


Figure 02 – Principaux constituants d'une main : (a) : saine, (b) : prothétique

Les objectifs visés par ce sujet consistent à :

1. Établir les modèles cinématique, dynamique et énergétique relatifs à la mise en mouvement de l'index pour saisir une canette, une bouteille ou tout autre objet de forme cylindrique,
2. Évaluer la résistance mécanique de la phalange,
3. Étudier la gestion d'énergie consommée nécessaire à la mise en mouvement de la prothèse, ainsi que le circuit d'affichage des différents signaux de commande de la main prothétique,
4. Asservir en vitesse et en position les servomoteurs de la main prothétique.

L'épreuve comporte deux parties :

- A. Mécanique des solides indéformables (M.S.I) & R.D.M en cherchant à répondre aux objectifs visés 1 et 2,
- B. Automatique qui visera à atteindre les objectifs 3 et 4.

NB : Les deux parties A et B utilisent des notations totalement indépendantes.

2-Données et Hypothèses

Partie A : Mécanique des Solides Indéformables & R.D.M

Cette partie est composée de deux sections indépendantes ayant pour intitulées respectives Mécanique des Solides Indéformables et Résistance des Matériaux.

Section A.I- Mécanique des Solides Indéformables (M.S.I)

A.I-1. Modélisation du mouvement de l'index

La prothèse Myoélectrique d'une main, est constituée de 5 doigts liés à 5 actionneurs (un pour chaque doigt) comme le montre le document **DT-01**. Le pouce est constitué de deux phalanges alors que les autres doigts sont composés de trois éléments. Les modèles cinématiques associés à l'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire (les doigts composés de 3 phalanges) sont similaires et différent de celui du pouce. De ce fait, l'étude des mouvements, des doigts à trois phalanges par rapport à la paume de la main, peut être réduite à un seul doigt. La présente analyse sera consacrée au pincement des objets entre l'index et la paume.

Les composantes mécaniques formant l'index d'une main droite prothétique sont présentées par la **Figure 03**. Le mouvement de l'arbre (**S1**) de l'actionneur (**M**), par rapport à la paume (**S0**), est transmis par la bielle (**S2**) à la phalange (**S3**). Celle-ci est liée à la biellette (**S4**). La phalange (**S5**) est associée à la fois à la biellette (**S6**) et à la phalangette (**S7**).

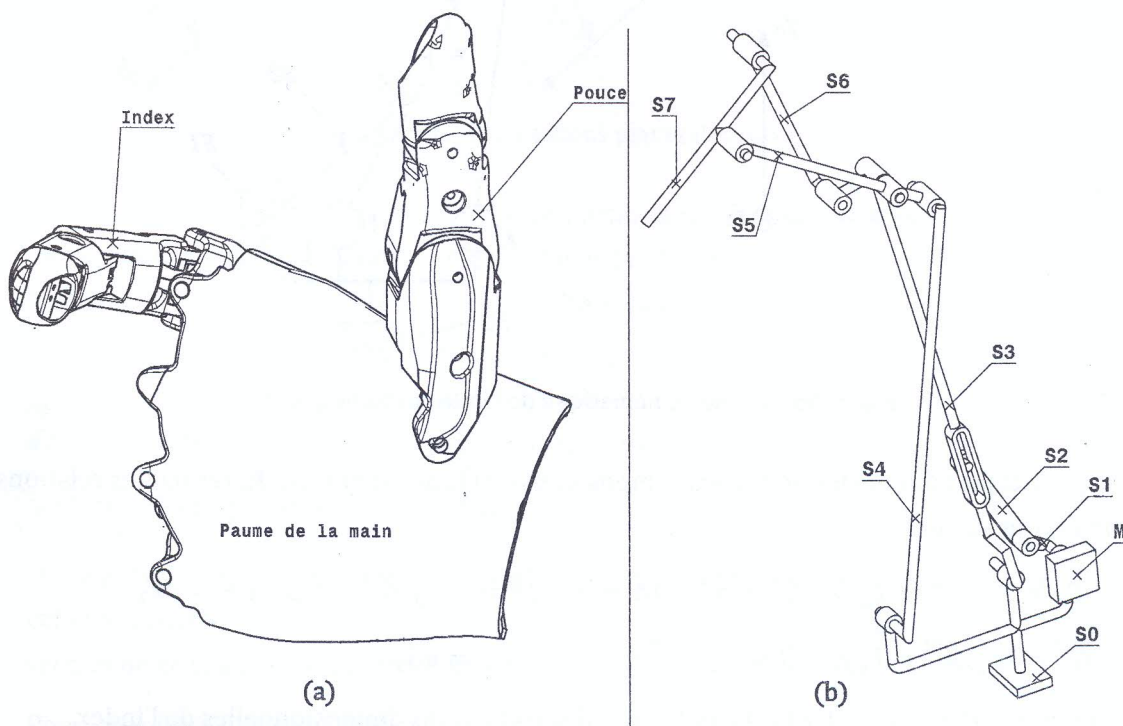


Figure 03 – (a) Modèle 3D de l'index et du pouce, (b) Modèle segmentaire de l'index

Pour simplifier l'étude, on admettra que :

1. Le mouvement du pouce s'effectue dans un plan perpendiculaire à celui de l'index.
2. La prise d'un objet tel que bouteille, canette, verre, etc... est réalisée par pincement entre la paume (S0) et la phalangette (S7).

A.I-2. Repères, paramètres et données

L'index prothétique est constitué de 7 pièces se déplaçant toutes dans des plans parallèles au plan de référence $\pi_0(O, \vec{x}_0, \vec{y}_0)$ associé au repère $R_0(O, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ supposé galiléen, lié à la paume (S0). La Figure 05 illustrant le schéma cinématique minimal de l'index est une représentation plane de l'ensemble proposé à l'étude.

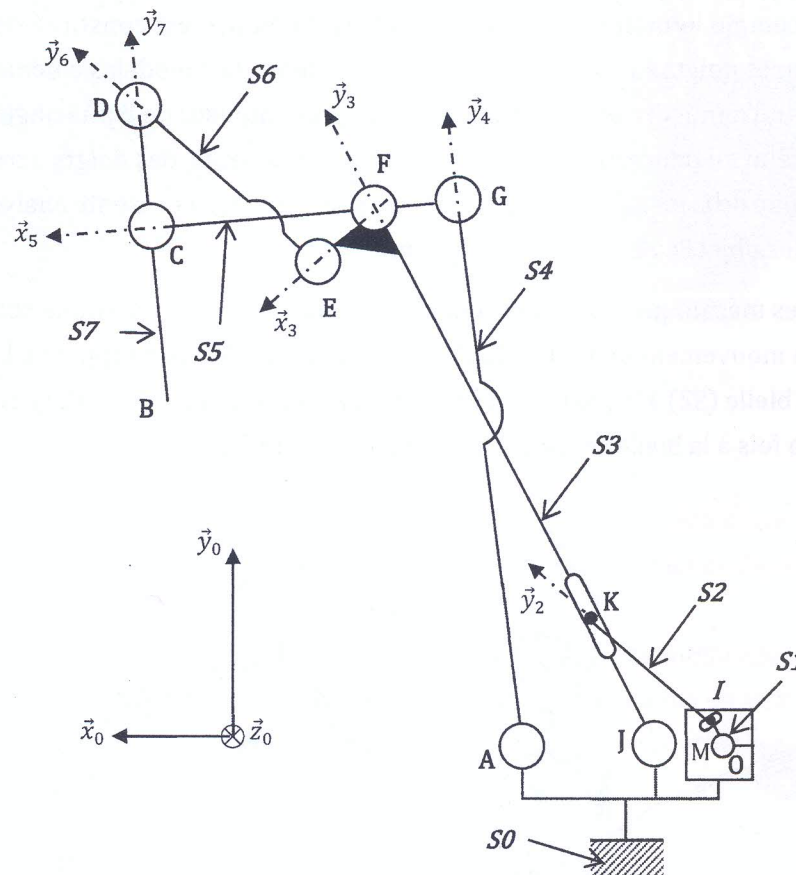


Figure 05 -Schéma cinématique de l'index prothétique

Les caractéristiques dimensionnelles des composantes de l'index sont introduites par les relations vectorielles qui suivent :

$$\overrightarrow{OI} = R\vec{y}_1, \overrightarrow{IK} = L_2\vec{y}_2, \overrightarrow{OJ} = a\vec{x}_0, \overrightarrow{JA} = b\vec{x}_0, \overrightarrow{JF} = L_3\vec{y}_3, \overrightarrow{GC} = L_5\vec{x}_5, \overrightarrow{FE} = c\vec{x}_3$$

$$\overrightarrow{GF} = c\vec{x}_5, \overrightarrow{AG} = L_4\vec{y}_4, \overrightarrow{ED} = L_6\vec{y}_6, \overrightarrow{BD} = L_7\vec{y}_7, \overrightarrow{BC} = d\vec{y}_7$$

où $a, b, c, d, R, L_2, L_3, L_4, L_5, L_6$ et L_7 sont des constantes dimensionnelles de l'index.

Les paramètres représentant les mouvements des composants de l'index sont exprimés par les rotations α , θ_2 , θ_3 , θ_4 , θ_5 , θ_6 et β ainsi que le paramètre de translation exprimé par λ qui est défini par la relation vectorielle : $\vec{JK} = \lambda \vec{y}_3$. Ce paramètre varie entre deux valeurs limites λ_{min} et λ_{max}

Les représentations planes des rotations sont précisées dans les **Figures 05.a** et **05.b**.

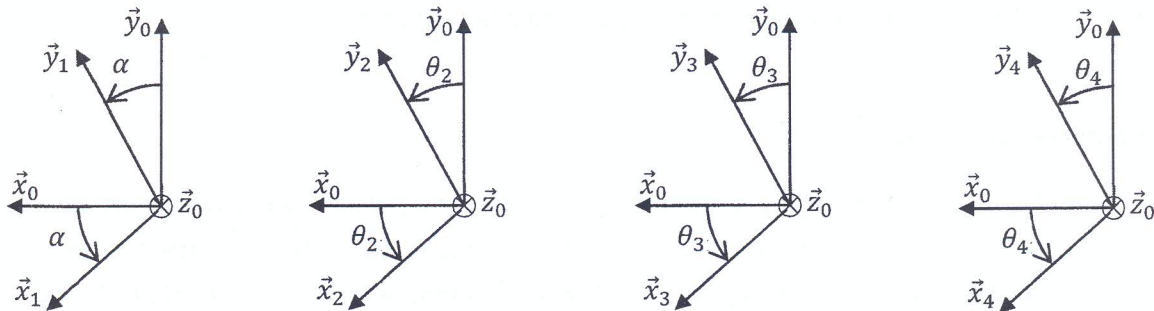


Figure 05.a - Représentations planes des rotations α , θ_2 , θ_3 et θ_4

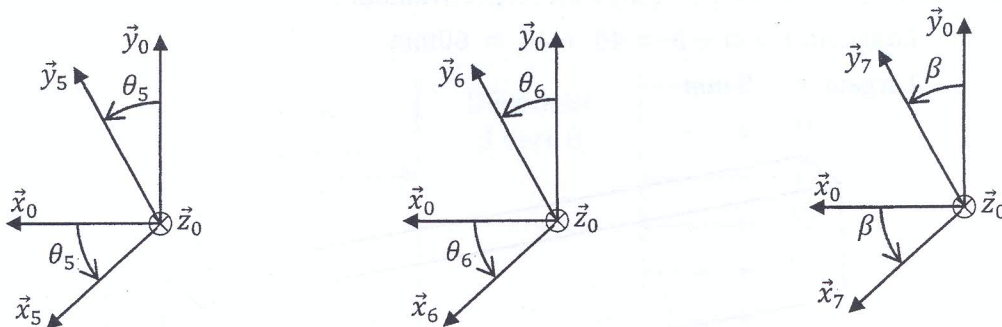


Figure 05.b - Représentations planes des rotations θ_5 , θ_6 et β

La rotation α est celle de l'arbre (**S1**) de l'actionneur (**M**), il est considéré comme entrée du mécanisme, alors que la rotation β est celle de la phalangette (**S7**) qui est prise comme sortie de la chaîne de solides composants l'index. Cette rotation est associée à la sortie représentée par la distance variable $\|\vec{AB}\|$ entre le point **A** de la paume de la main liée à (**S0**) et le bout **B** de la phalangette (**S7**). Cette distance sera exprimée par x . La rotation θ_3 de la phalange (**S3**) jouera alors le rôle de paramètre intermédiaire entre l'entrée et la sortie.

Section A.II- Résistance des Matériaux

On se propose d'évaluer la résistance de la phalange (**S5**) dans la configuration de prise d'objet estimée comme étant la position la plus contraignante pour la main prothétique. Dans cette section on se réfère aux notations introduites par la **Figure 06.a** et **b**.

Pour simplifier l'étude, la phalange (**S5**) sera modélisée par une poutre droite prismatique homogène de dimensions $L * e * H$ (**Figure 06.a**).

On se propose de dimensionner la section minimale de la phalange (S5), sous l'effet des forces appliquées respectivement aux points A, B et C.

1. Action de (S7) sur (S5) au point A : $\vec{R}_{(7 \rightarrow 5)} = \vec{F}_A$ avec $\|\vec{F}_A\| = F_A = 20N$ et $\delta = 30^\circ$.
2. Action de (S4) sur (S5) au point C : $\vec{R}_{(4 \rightarrow 5)} = \vec{F}_C = X_C \vec{x} + Y_C \vec{y}$
3. Action de (S3) sur (S5) au point B : $\vec{R}_{(3 \rightarrow 5)} = \vec{F}_B = Y_B \vec{y}$

Où X_C , Y_C et Y_B sont des inconnues qu'on cherchera à déterminer.

Hypothèses et données :

- Le poids de la phalange (S5) est supposé négligeable comparé aux autres actions mécaniques.
- La phalange (S5) est réalisée en alliage léger du type (EN AW – AlMg2) caractérisée par une limite élastique à l'extension : $R_e = 200 MPa$ et un module d'Young : $E = 70.10^3 MPa$.
- Le facteur de concentration des contraintes en flexion due aux singularités géométriques de la phalange est : $Kt = 3$,
- Le coefficient de sécurité est fixé à : $s = 2$.
- Les dimensions de la phalange (S5) sont respectivement :
 - Longueur $L = a + b = 40 + 20 = 60mm$.
 - Largeur $e = 5 mm$

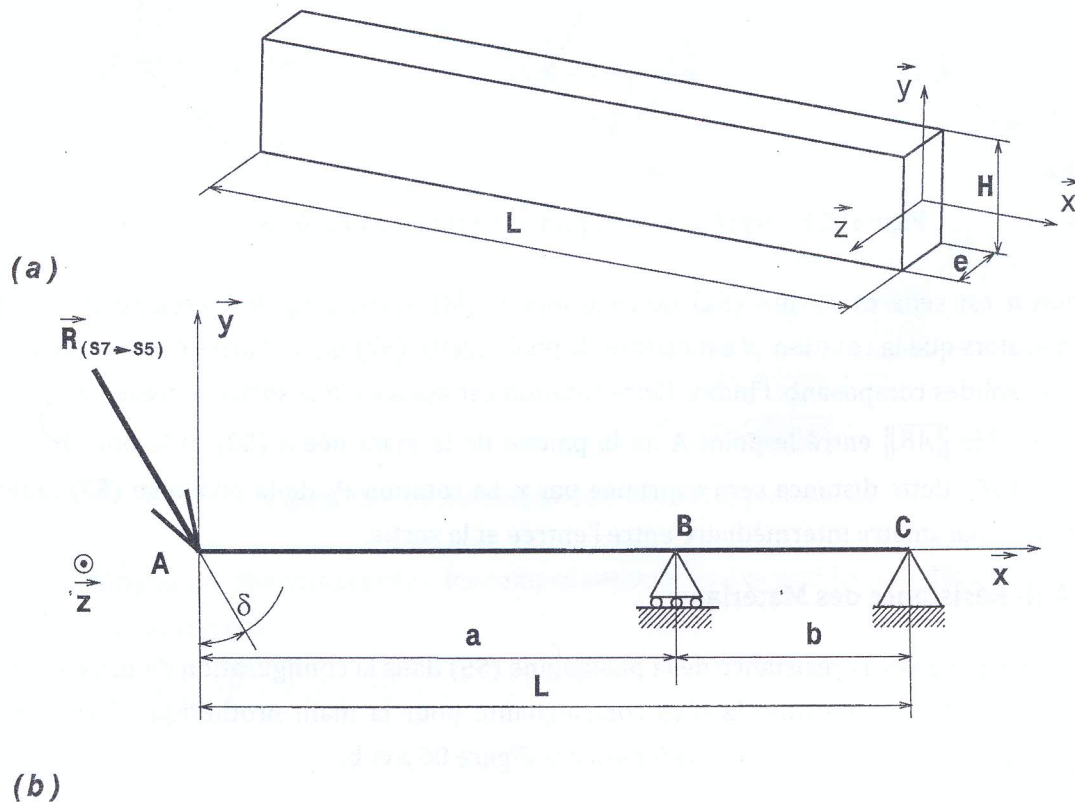


Figure 06 -Phalange (S5) : (a) Modèle poutre (b) Liaisons et dimensions

Partie B : Automatique

Cette partie est composée de trois sections indépendantes désignées successivement par :

- Étude du circuit de gestion de l'alimentation,
- Étude des circuits d'affichage des signaux de commande des doigts,
- Étude du système de serrage.

Section B.I- Étude du circuit de gestion de l'alimentation

Dans cette section, on cherche à étudier un circuit permettant la gestion de l'alimentation, assurée par un circuit séquentiel.

Section B.II- Étude du circuit d'affichage des signaux de commande des doigts

Dans la deuxième section, on s'intéresse à un circuit combinatoire permettant la commande de l'affichage associé aux mouvements de fermeture des doigts de la main Myoélectrique. Ce circuit combinatoire est basé sur un décodeur 3 vers 8 dont le principe de fonctionnement est donné par la **Figure 07** et un afficheur 7 segments.

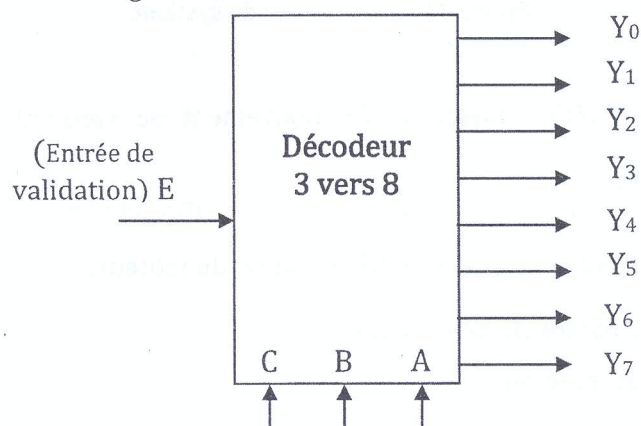


Figure 07 –Décodeur 3 vers 8

Sachant qu'avec $E = 1$, les sorties du décodeur sont respectivement:

$$Y_0 = \bar{C} \bar{B} \bar{A}, \quad Y_1 = \bar{C} \bar{B} A, \quad Y_2 = \bar{C} B \bar{A} \dots \dots \dots \text{et } Y_7 = C B A$$

Les circuits sont identiques pour les muscles extenseurs et fléchisseurs. On s'intéressera aux électrodes placées sur le muscle fléchisseur assurant la commande de fermeture de la main prothétique. La structure de ce circuit est illustrée par la **Figure 08**.

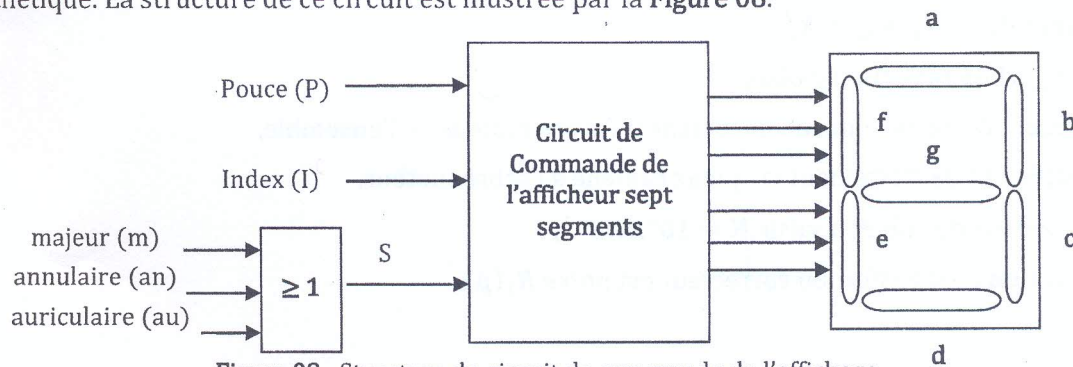


Figure 08– Structure du circuit de commande de l'affichage

Section B.III- Étude du système de serrage

Dans cette section, on cherche à pallier la perte de sensation tactile du patient. La réponse en effort de serrage doit être suffisamment amortie pour qu'il n'y ait aucun dépassement.

Afin d'améliorer le comportement de la main prothétique lors de la saisie d'un objet, l'effort de serrage doit être modulé en fonction de la volonté du patient, c'est-à-dire en fonction de l'amplitude des contractions musculaires moyennant des électrodes myoélectriques. Un asservissement de position est utilisé pour réguler l'effort de serrage. L'ensemble peut être modélisé par le schéma-bloc de la **Figure 09**.

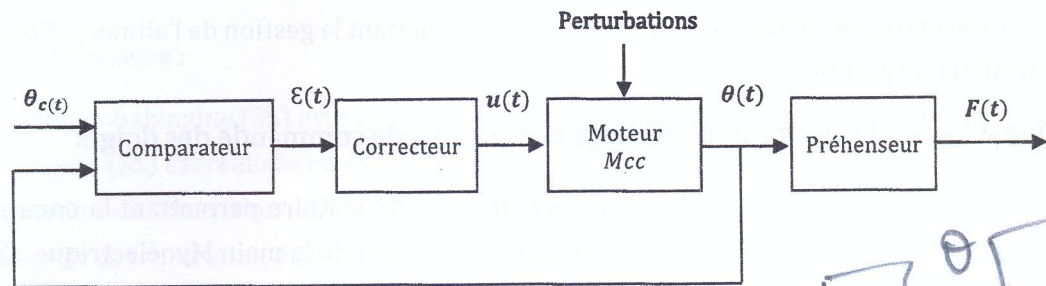


Figure 09 - Schéma bloc du système

7 $\frac{d\omega(t)}{dt} = C_m(t) - C_r(t) - f\omega(t)$: Équation du mouvement de l'ensemble (motoréducteur + réducteur + préhenseur),

$u(t) = Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} + e(t)$: la tension d'alimentation du moteur,

$e(t) = K_e \omega(t)$: la force contre électromotrice,

$C_m(t) = K_m i(t)$: le couple moteur,

Avec : $\theta(t)$, $\omega(t)$: l'angle et la vitesse de rotation du moteur,

$i(t)$: le courant de l'induit,

$C_r(t) = b \cdot r \cdot F(t)$: le couple résistant ramené à l'arbre moteur avec $b = 0,15 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1}$,

$F(t) = \alpha \cdot K \cdot b \cdot \theta(t)$: l'effort de serrage lié à l'écartement des doigts avec $\alpha = 73,5 \cdot 10^{-5}$,

Les caractéristiques sont :

R et L sont respectivement la résistance de l'induit et l'inductance du moteur,

K_m et K_e sont les constantes du couple et de la force contre électromotrice.

On prendra : $K_e \cdot K_m = K_c^2$,

r : rapport de réduction global,

J : moment d'inertie équivalent ramené à l'arbre moteur de l'ensemble,

f : coefficient de frottement visqueux ramené à l'arbre moteur,

K : la raideur de l'objet à saisir, $K = 10^4 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$,

La fonction de transfert du correcteur est notée $R_1(p)$.

On suppose que le début du contact entre l'objet à pincer et les doigts a lieu à $t = 0$. De ce fait, toutes les conditions initiales sont nulles.

On donne à la **Figure 010**, l'abaque du temps de réponse réduit en fonction de l'amortissement ξ ($\omega_0 \cdot tr(5\%) = f(\xi)$).

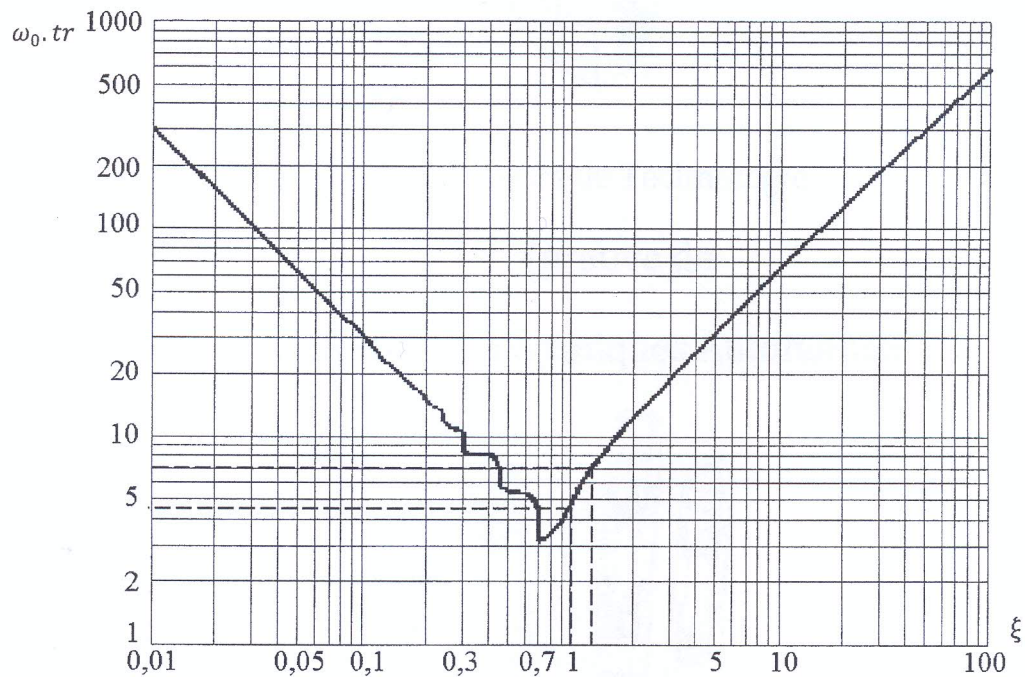
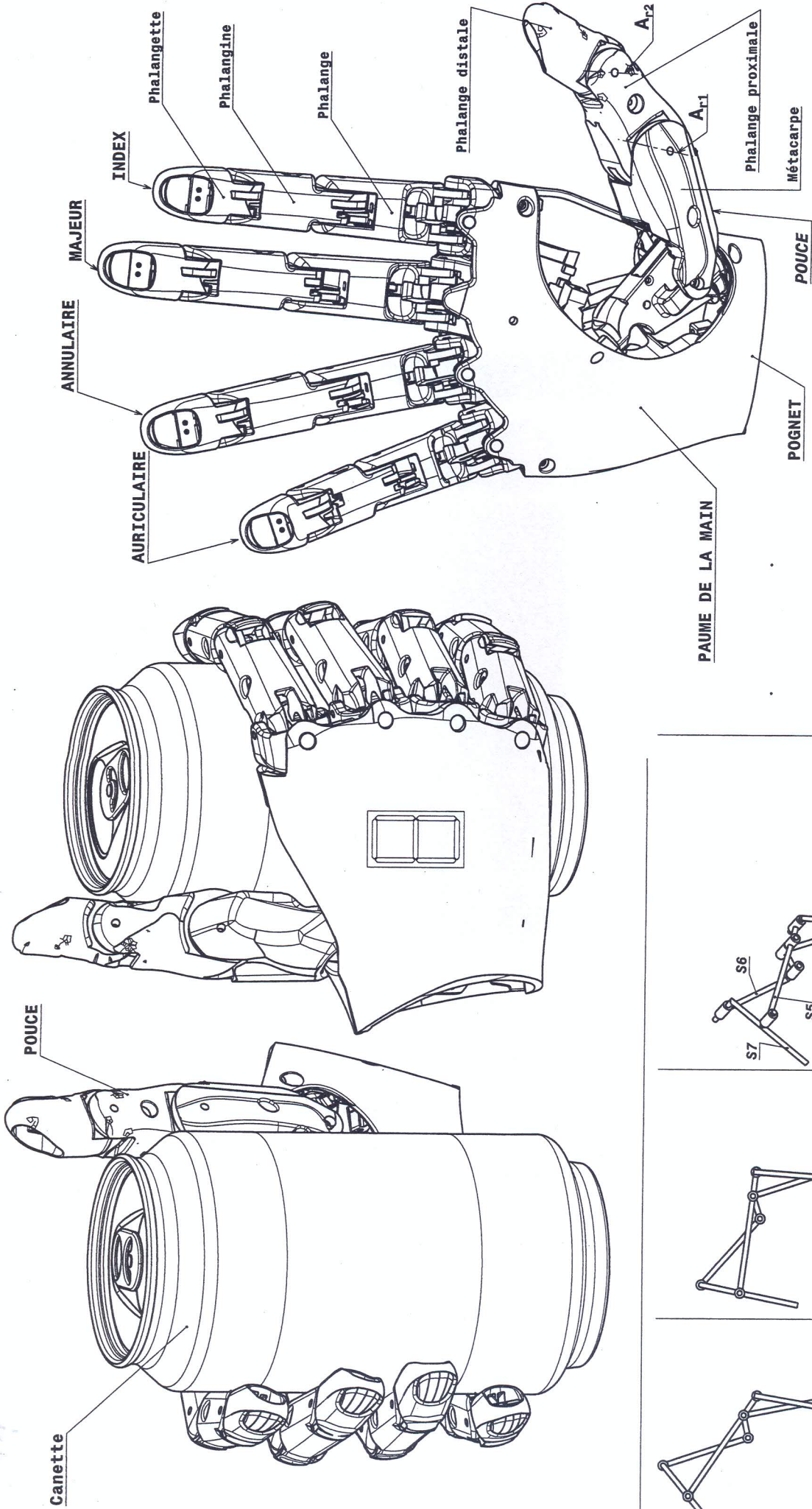


Figure 010 – Abaque temps de réponse réduit d'un système de second ordre



Echelle 1:1	Session 2023	Format A3	Concours nationaux d'entrée aux cycles de formation d'ingénieurs
			Etude d'une Main Myoélectrique
			DT-01

Partie A : Mécanique des Solides Indéformables & R.D.M

Section A.I- Mécanique des Solides Indéformables

NB : Les questions spécifiées par (AN), nécessitent une Application Numérique, où l'on doit préciser l'unité.

💧 A.I.1 Étude géométrique

L'objectif de l'étude géométrique consiste à mettre en place les relations paramétriques donnant la possibilité au concepteur de prédire les conditions à satisfaire pour que l'index prothétique puisse saisir et pincer des objets de formes cylindriques (bouteille, canette, verre, etc.)

A.1. Exprimer, dans la base $B_0(\vec{x}_0, \vec{y}_0)$, le vecteur $\overrightarrow{OJ}$ en passant par les points I et K .

A.2. En déduire les expressions des paramètres λ et θ_3 en fonction des paramètres α , θ_2 et des caractéristiques dimensionnelles a , R et L_2 .

A.3. Utiliser la base $B_0(\vec{x}_0, \vec{y}_0)$ et la chaîne de solides $\{\mathbf{S0-S3-S6-S7}\}$ pour exprimer le vecteur $\overrightarrow{AB}$ en fonction des paramètres $\beta, \theta_3, \theta_6$ et des caractéristiques L_3, L_6 , et L_7

A.4 Quelle est alors l'expression analytique de la distance $x = \|\overline{AB}\|$ qui sépare A de B ?

La Figure 1 est une représentation graphique, obtenue par simulation numérique des mouvements de l'index, montrant la sensibilité de x à la rotation θ_3 ($x = \|\overline{AB}\|$).

Pour pincer un objet cylindrique de diamètre D_0 , entre l'index (S7) et la paume (S0) il serait nécessaire que la condition : $(0,9D_0 \leq x \leq 1,1D_0)$ soit satisfaite.

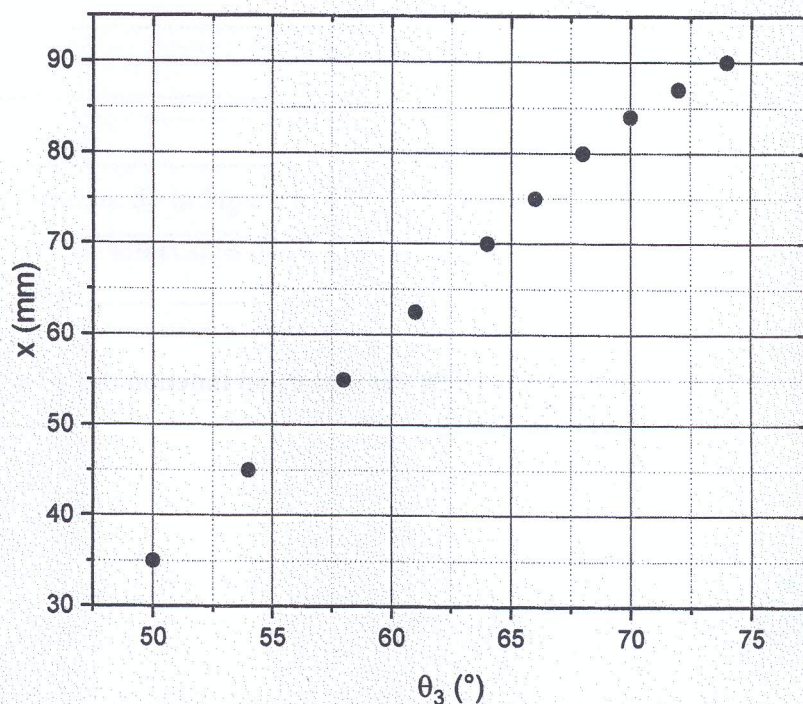


Figure 1 - Écartement x en fonction de l'angle θ_3

A.5. Exploiter la Figure 1 pour établir la loi exprimant x en fonction de θ_3 .

A.6. Déterminer alors les valeurs limites de x et de l'angle θ_3 qui correspondent au pincement d'une canette diamètre $D = D_0 = 66 \text{ mm}$ (Tableau-1.).

Tableau - 1 Distances entre A et B et angles correspondants

$x \text{ (mm) (AN)}$		$\theta_3 \text{ (°) (AN)}$	
x_{min}		$\theta_{3 min}$	
x_{max}		$\theta_{3 max}$	

♦ A.I.2 Étude cinématique

Avec l'étude cinématique, on cherche à établir les lois de distribution des vitesses associées aux mouvements des principaux solides constituant l'index.

A.7. Exprimer, dans la base locale $B_3(\vec{x}_3, \vec{y}_3)$, le torseur cinématique au point J associé au mouvement du solide (S3) par rapport à la paume de la main (S0).

A.8. Dédurre la vitesse du point F par rapport à (S0).

A.9. Utiliser la base locale $B_4(\vec{x}_4, \vec{y}_4)$, pour exprimer le torseur cinématique au point A représentant le mouvement du solide (S4) par rapport au solide (S0).

A.10. Dédurre la vitesse du point G par rapport à (S0).

A.11. Le pincement d'un objet est réalisé en rapprochant le bout B de l'index, du point A de la paume. Utiliser les réponses aux questions **A.5 – A.6** pour exprimer la vitesse $\dot{x}$ correspondant à la phase de pincement d'un objet, en fonction de la vitesse angulaire $\dot{\theta}_3$. Justifier.

♦ A.I.3 Force de maintien d'un objet de forme cylindrique

Dans cette section, on s'intéressera aux conditions de pincement et de maintien d'une canette cylindrique de diamètre D_0 et de masse M_0 entre l'index et la paume (**S0**) en gardant l'axe de la canette à la verticale comme le montre la **Figure 2**. L'étendue de contact entre la main prothétique et la canette à saisir réalisé par l'index et la paume, est assimilée à une bande demi-cylindrique de hauteur H et de même diamètre D_0 que l'objet saisi.

Dans la configuration de la **Figure 2**, la canette à saisir sera soumise aux actions mécaniques suivantes :

- Le poids propre de la canette résultant de l'accélération de la pesanteur : $\vec{g} = -g\vec{z}_0$
- La pression P_0 générée au niveau de la surface de contact S_e , qu'exercent l'index et la paume de la main sur la canette est supposée uniforme sur la totalité de l'étendue de contact de la surface S_e .
- La force de résistance au glissement est exprimée par la relation : $\vec{T} = fP_0S_e\vec{z}_0$

On donne : $M_0 = 1,0 \text{ Kg}$; $H = 25 \text{ mm}$; $D_0 = 66 \text{ mm}$; $g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$, $f = 0,25$

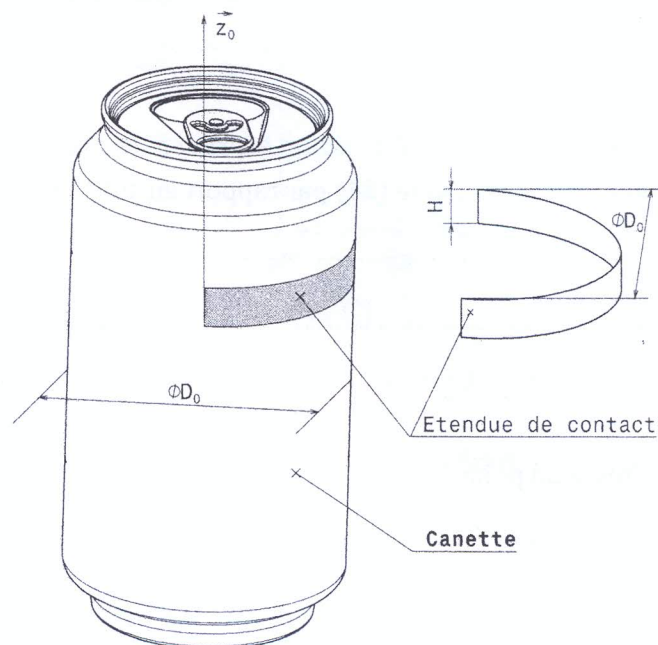


Figure 2 – Étendue de contact de l'index et de la paume avec l'objet à saisir

A.12. Déterminer la pression minimale P_{0min} que doit développer la main prothétique pour garantir le maintien à l'équilibre de la canette par pincement entre l'index (S7) et la paume de la main (S0) (AN).

On se propose d'évaluer le risque qu'engendre une chute de la pression de contact, quand elle passe brusquement en dessous de P_{0min} pour prendre une nouvelle valeur P_{0c} . Cela provoque un glissement de l'étendue de contact vers le haut de la canette. Ce glissement est équivalent à un déplacement vertical suivant $(-\vec{z}_0)$ de l'objet saisi.

A.13. Appliquer le théorème de la résultante dynamique à la canette en projection suivant l'axe vertical $\vec{z}_0$, pendant la phase de glissement.

A.14. Déduire la composante suivant $\vec{z}_0$ de l'accélération de la canette, en fonction de f , P_{0c} , D_0 , H , M_0 et g , avec $P_{0c} = 12000 \text{ Pa}$ (AN).

A.15. Déterminer la vitesse de glissement de la canette par rapport à la main prothétique, en l'exprimant en fonction du temps et des données f , P_{0c} , D_0 , H , M_0 et g (AN).

Pour des raisons diverses, le patient n'aura pas les moyens pour exiger une main prothétique susceptible de pincer des objets de formes cylindriques en développant des pressions supérieures ou égales à P_{0min} . Il désire plutôt maintenir la prothèse délivrant P_{0c} moyennant des améliorations sur les conditions d'adhérence de la main prothétique et les objets saisis.

A.16. Quelles seront les alternatives de solutions à proposer pour répondre à ce critère ? Justifier la solution retenue.

♦ A.I.4 Étude énergétique

L'objectif de cette section consiste à évaluer le couple que doit fournir l'actionneur (**M**) pour la mise en mouvement de l'index de la main prothétique dans le plan horizontal parallèle à $\pi_0(O, \vec{x}_0, \vec{y}_0)$.

Le couple moteur exercé par l'actionneur (**M**) à l'arbre (**S1**) admet pour expression :

$$\vec{C}_M = C_m \vec{z}_0$$

Ce couple permet de mettre en mouvement l'index de la main prothétique dans le plan horizontal parallèle à $\pi_0(O, \vec{x}_0, \vec{y}_0)$. Les masses des pièces (**S2**), (**S4**), (**S6**), (**S5**) et (**S7**) sont négligées. Toutes les liaisons entre les composants de l'index sont supposées parfaites.

L'arbre (**S1**) de l'actionneur (**M**) est caractérisé par une masse M_1 , un centre d'inertie G_1 et une matrice centrale d'inertie $[I_{G_1}]$. Ses caractéristiques inertielles sont définies par :

$$\vec{OG}_1 = a_1 \vec{z}_0 \quad \text{et} \quad [I_{G_1}] = \begin{bmatrix} A_1 & 0 & -E_1 \\ 0 & B_1 & 0 \\ -E_1 & 0 & C_1 \end{bmatrix}_{(G_1, \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_0)}$$

La phalange (**S3**) est caractérisée par une masse M_3 , un centre d'inertie G_3 et une matrice centrale d'inertie $[I_{G_3}]$. Ses caractéristiques inertielles sont définies par :

$$\vec{JG}_3 = a_3 \vec{x}_3 + b_3 \vec{y}_3 + c_3 \vec{z}_0 \quad \text{et} \quad [I_{G_3}] = \begin{bmatrix} A_3 & -F_3 & 0 \\ -F_3 & B_3 & 0 \\ 0 & 0 & C_3 \end{bmatrix}_{(G_3, \vec{x}_3, \vec{y}_3, \vec{z}_0)}$$

Avec a_1, a_3, b_3 et c_3 sont des constantes dimensionnelles.

A.17. Donner l'expression de l'énergie cinétique E_c de l'ensemble formé par l'arbre (**S1**) de l'actionneur (**M**) et la phalange (**S3**) dans leurs mouvements par rapport au repère galiléen lié à la paume de la main.

A.18. Déterminer la puissance motrice développée par l'arbre (S1) de l'actionneur (M).

A.19. Écrire l'équation qui découle du théorème de l'énergie cinétique appliqué à l'ensemble $\{(S1)-(S3)\}$ dans son mouvement par rapport au référentiel galiléen lié à la paume de la main $(S0)$.

A.20. Dédurre l'expression analytique du couple C_m développé par l'actionneur (M).

♦ Section A.II- Résistance des Matériaux

A.21. Écrire, dans la base locale $(\vec{x}, \vec{y})$, les équations d'équilibre en force de la phalange (S5).

.....

.....

.....

A.22. Écrire, dans la base locale $(\vec{x}, \vec{y})$, les équations d'équilibre en moment de la phalange (S5).

.....

.....

.....

A.23. Dédurre des équations d'équilibre de la phalange (S5), les inconnus de liaison en fonction de F_A .

.....

.....

.....

.....

A.24. Déterminer les composantes du torseur de cohésion tout au long de la ligne moyenne de la poutre. Préciser le type des sollicitations simples.

Zone 1 : $0 \leq x < a$

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Type de sollicitations :

Zone 2 : $a \leq x \leq L$

.....

.....

Type de sollicitations :

A.25. Tracer les diagrammes des efforts (Figure 3).

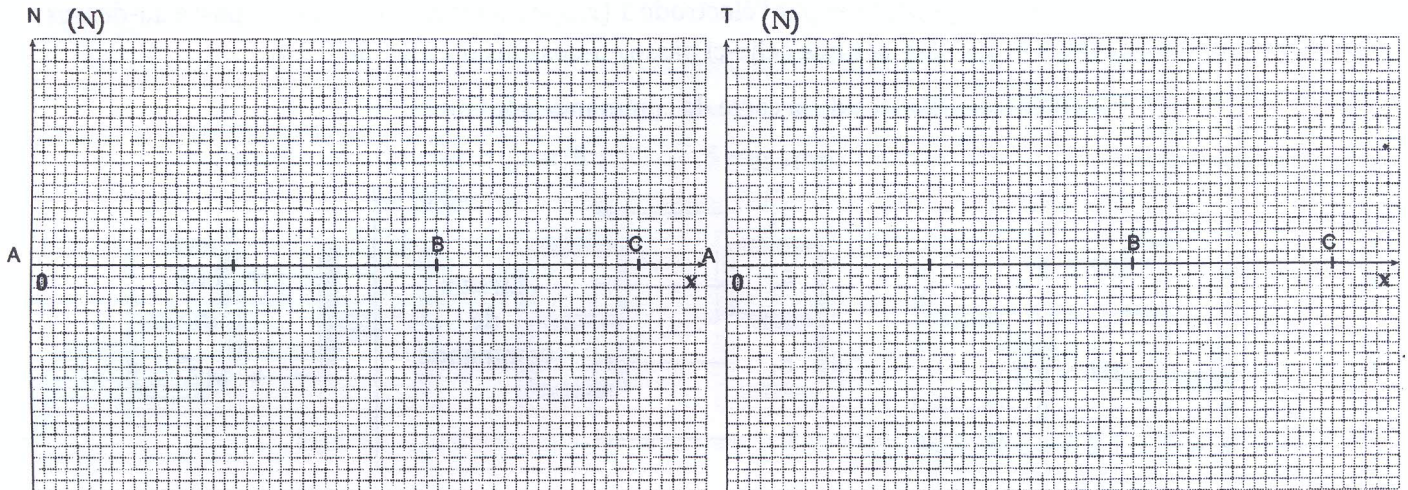


Figure 3 – Diagrammes des efforts

A.26. Tracer les diagrammes des moments fléchissant M_{f_z} (Figure 4).

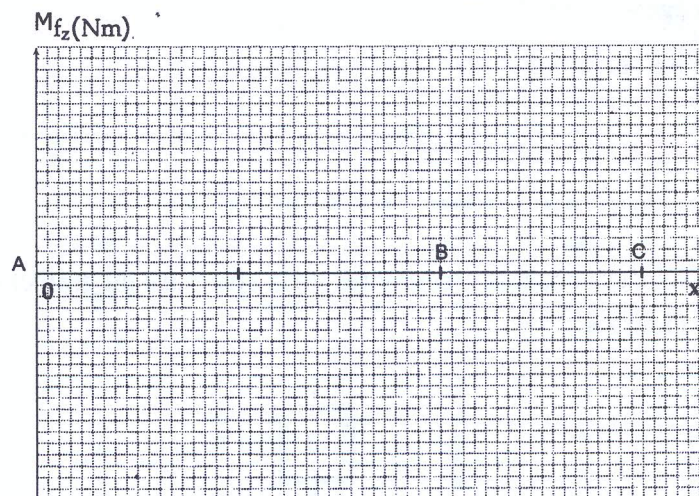


Figure 4 – Diagrammes des moments fléchissant

A.27. Dans quelle section droite de la poutre, le moment fléchissant M_{f_z} est maximal ? Donner sa valeur absolue $|M_{f_z}|$.

Partie B : Automatique

◆ Section B.I- Étude du circuit de gestion de l'alimentation

Problématique : malgré le filtrage, les signaux issus des électrodes restent quelque peu bruités. On se propose d'analyser les solutions, afin de s'affranchir de ces variations de tensions.

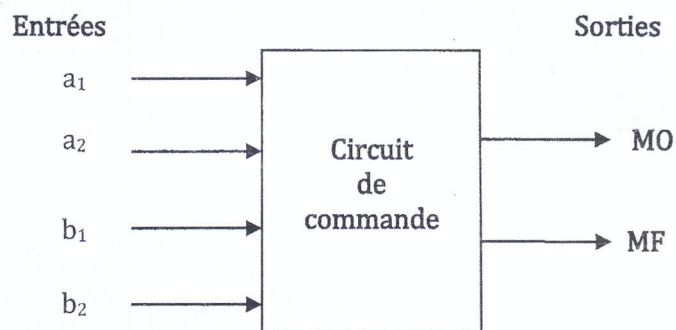
Optimisation de la commande

Afin de ne pas continuellement mettre à contribution la batterie, le moteur n'est piloté que lorsque les contractions musculaires dépassent une valeur seuil. Une solution consiste à mettre en rotation le moteur dans le sens de l'ouverture « MO » (respectivement fermeture « MF ») des doigts dès que la tension délivrée par l'électrode 1 (respectivement électrode 2) passe au-dessus du seuil de 0,5 V et s'arrête dès que celle-ci passe en-dessous du seuil de 0,3 V.

Les variables d'entrées/sorties de la carte de commande sont alors:

$a_1 = 1$, Si $U1 \geq 0,5 \text{ V}$
 $a_1 = 0$, Si $U1 < 0,5 \text{ V}$
 $a_2 = 1$, Si $U2 \geq 0,5 \text{ V}$
 $a_2 = 0$, Si $U2 < 0,5 \text{ V}$

$b_1 = 1$, Si $U1 \leq 0,3 \text{ V}$
 $b_1 = 0$, Si $U1 > 0,3 \text{ V}$
 $b_2 = 1$, Si $U2 \leq 0,3 \text{ V}$
 $b_2 = 0$, Si $U2 > 0,3 \text{ V}$



Cahier des charges : L'ouverture (respectivement la fermeture) débute dès que $U1 \geq 0,5 \text{ V}$ (respectivement $U2 \geq 0,5 \text{ V}$) et s'arrête dès que $U1 \leq 0,3 \text{ V}$ (respectivement $U2 \leq 0,3 \text{ V}$).

Hypothèse : on supposera que les tensions $U1$ et $U2$ ne peuvent pas être simultanément supérieures ou égales à 0,3 V.

B.1. Justifier qu'il s'agit alors d'un système séquentiel.

B.2. Donner les expressions des réceptivités de la structure du grafcet de commande du moteur présenté par la Figure 5.

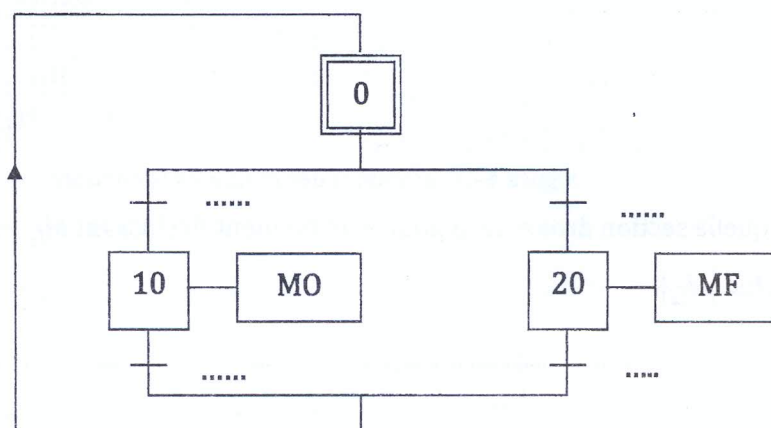


Figure 5 –Grafcet de commande d'un moteur pour les deux sens de rotation

♦ Section B.II- Étude du circuit d'affichage des signaux de commande des doigts

L'objectif de ce circuit est de pouvoir afficher les signaux de commande des moteurs placés au niveau des différents doigts de la prothèse, afin de vérifier leur émission.

Principe de l'affichage

On désire avoir les affichages définis sur la **Figure 6**. Lorsque l'électrode détecte un signal électrique pour commander la fermeture du pouce, l'afficheur indique la lettre **P**. La détection d'un signal électrique pour commander la fermeture de l'index est affichée par la lettre **I**. Si l'on détecte les signaux pour commander la fermeture du pouce et de l'index, l'afficheur indique le chiffre **2**.

Si l'on détecte les signaux électriques pour commander la fermeture d'un, de deux ou de trois doigts (majeur, annulaire, auriculaire), signal ($S = 1$), l'afficheur indique le chiffre **3**.

Si l'on détecte les signaux électriques (S et P) ou (S et I), l'afficheur montre le chiffre **4**. Enfin, pour les signaux commandant la fermeture des 5 doigts, l'afficheur fait apparaître le chiffre **5**.

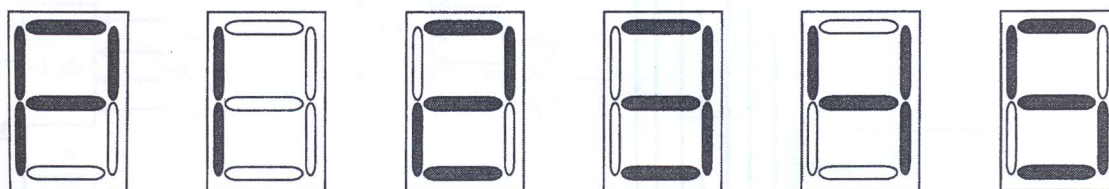


Figure 6 – Les différents états de l'afficheur suivant les signaux détectés

B.3- B.9. Compléter la table de vérité suivante :

Questions			B.3 :	B.4 :	B.5 :	B.6 :	B.7 :	B.8 :	B.9 :
Entrées									
P	I	S	a	b	c	d	e	f	g
0	0	0							
0	0	1							
0	1	0							
0	1	1							
1	0	0							
1	0	1							
1	1	0							
1	1	1							

B.10- B.16. Déterminer les équations non simplifiées des différentes sorties sous forme de somme de produits à partir de la table de vérité. (*Ne pas mettre en facteur*).

B.10: $a =$

B.11: $b =$

B.12: $c =$

B.13: $d =$

B.14: $e =$

B.15: $f =$

B.16: $g =$

B.17- B.23. Compléter le logigramme relatif aux différentes équations obtenues, en utilisant seulement des opérateurs logiques de base à 3 entrées.

NB : Une Entrée libre vaut « 0 » logique. Chaque sortie doit être représentée indépendamment des autres.

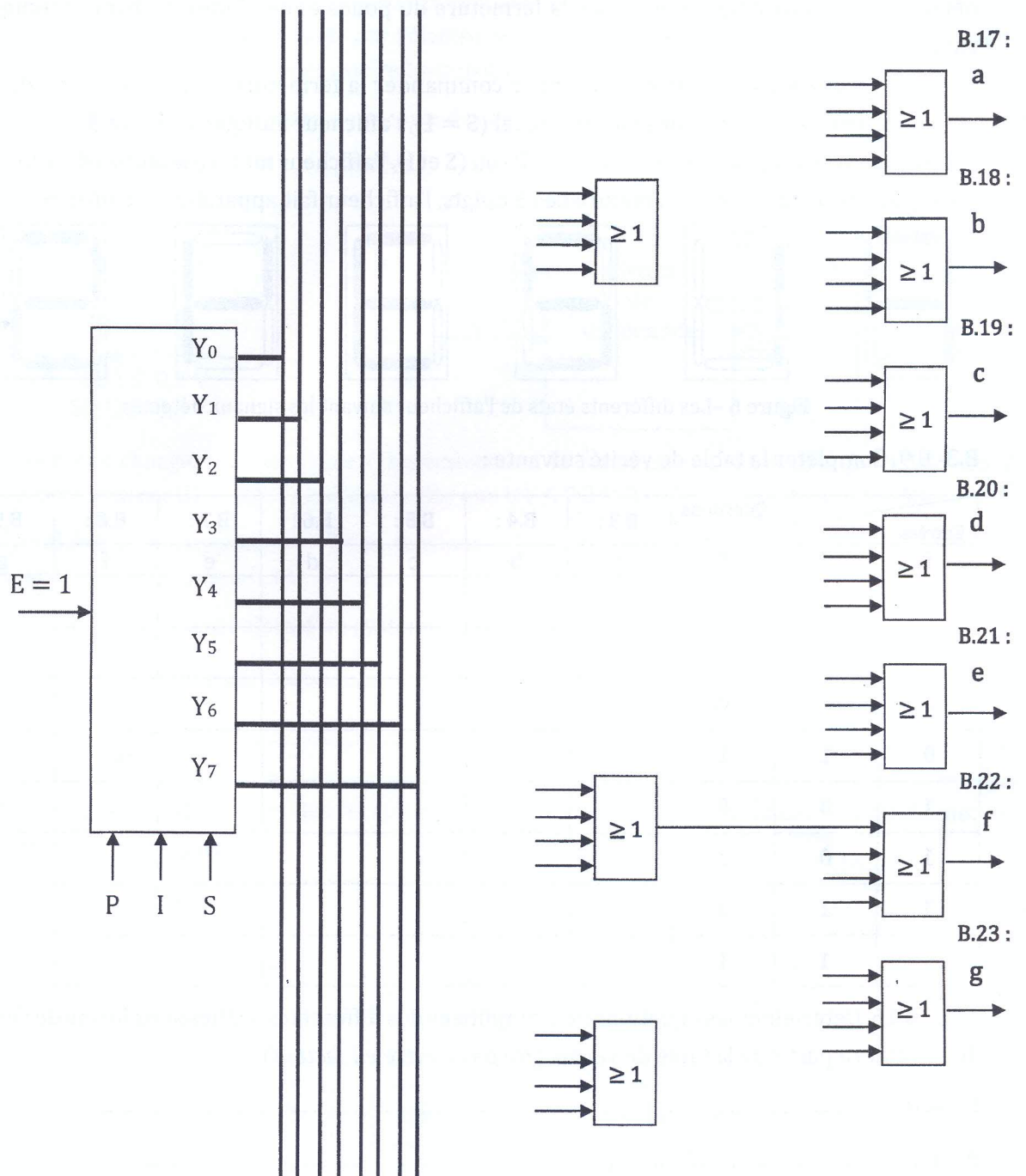


Figure 7—Circuit logique assurant la commande des différents segments de l'afficheur

◆ Section B.III- Étude du système de serrage

Cahier des charges : Pour pallier la perte de sensation tactile du patient porteur de la prothèse Myoélectrique, la réponse en effort de serrage doit être suffisamment amortie : aucun dépassement et un temps de réponse à 5 % compris entre 100 ms et 400 ms, avec une erreur de position nulle et une erreur de vitesse inférieure à 10%.

On se propose dans cette section, d'étudier la dynamique du serrage d'un objet et d'analyser les solutions techniques mises en jeu pour répondre aux exigences du cahier des charges.

Afin d'améliorer le comportement lors de la saisie d'un objet, l'effort de serrage doit être modulé en fonction de la volonté du patient, c'est-à-dire en fonction de l'amplitude des contractions musculaires détectées par les électrodes myoélectriques: un asservissement de position est utilisé pour réguler l'effort de serrage.

B.24. Compléter le schéma bloc de la **Figure 8**.

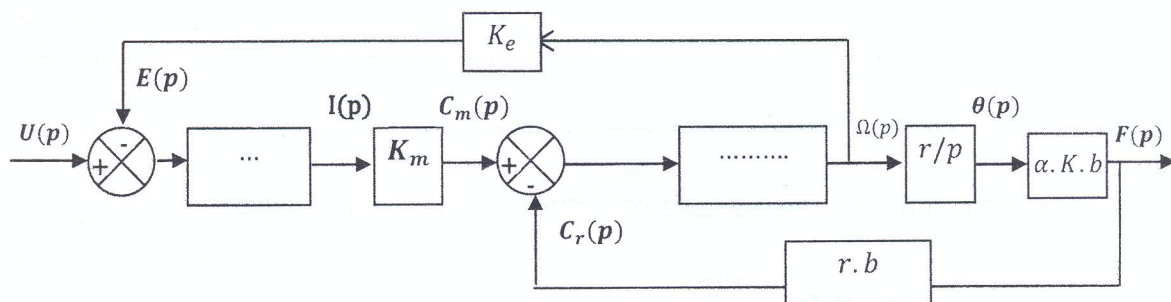


Figure 8 –Schéma fonctionnel de la motorisation avec serrage

B.25. Dédurre l'expression de la fonction de transfert en boucle fermée $H_1(p)$ sous la forme suivante :

$$H_1(p) = \frac{\Omega(p)}{C_m(p)} = \frac{K_1 p}{1 + Bp + Ap^2}$$

$$H_1(p) = \frac{\Omega(p)}{C_m(p)} = \dots \dots \dots$$

Dans la suite, on considèrera le schéma bloc de l'asservissement de la **Figure 9**.

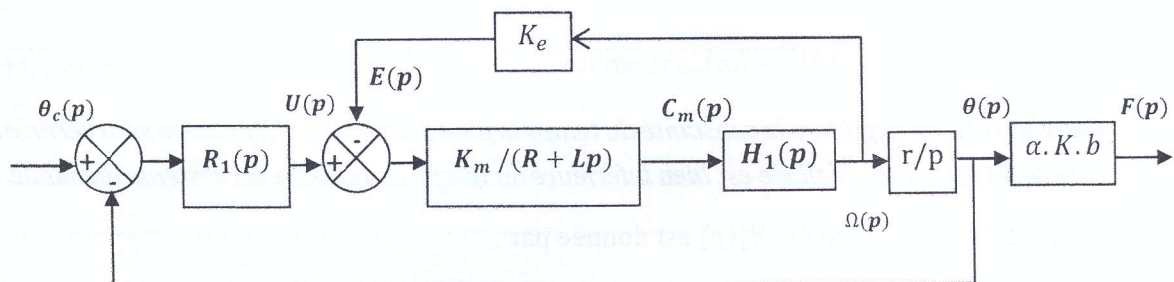


Figure 9 –Schéma fonctionnel de l'asservissement

B.26. Le schéma bloc de l'asservissement de la Figure 9, peut être présenté par la Figure 10. Donner alors l'expression de $H_2(p)$ sous la forme :

$$H_2(p) = \frac{\Omega(p)}{U(p)} = \frac{K_2 p}{1 + Cp + Dp^2 + Ep^3}$$

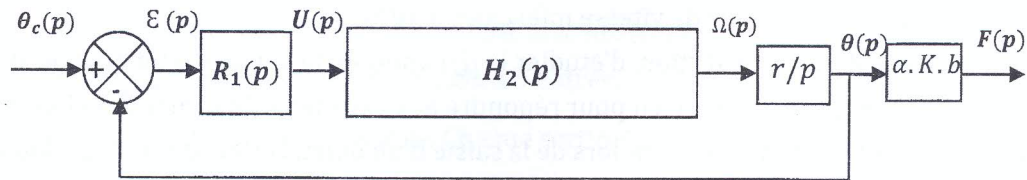


Figure 10 –Schéma fonctionnel simplifié de l'asservissement

$$H_2(p) = \frac{\Omega(p)}{U(p)} = \dots \dots \dots$$

B.27. Préciser l'expression de K_2 et exprimer C, D et E en fonction de A, B et des autres paramètres.

$$K_2 = \dots \dots \dots \quad C = \dots \dots \dots$$

$$D = \dots \dots \dots \quad E = \dots \dots \dots$$

Les calculs numériques ont permis d'obtenir l'expression de $H_2(p)$ sous la forme :

$$H_2(p) = \frac{16,2p}{\left(1 + \frac{p}{33500}\right) \left(1 + \frac{p}{60}\right) \left(1 + \frac{p}{12}\right)}$$

B.28. Montrer que le système (machine à courant continu) décrit par $H_2(p)$ est bien stable.

Dans la suite, on négligera la constante du temps la plus petite. Cette hypothèse sera vérifiée si cette constante de temps négligée est bien inférieure au temps de réponse du système demandé.

L'expression simplifiée de $H_2(p)$ est donnée par :

$$H_2(p) = \frac{16,2p}{\left(1 + \frac{p}{60}\right) \left(1 + \frac{p}{12}\right)}$$

B.29. Déterminer la fonction de transfert du système en boucle ouverte $H_3(p)$.

.....

$$H_3(p) = \frac{\theta(p)}{\varepsilon(p)} = \dots \dots \dots$$

B.30. En prenant $R_1(p) = K_p \frac{1+\tau_i p}{\tau_i p}$, avec $K_p > 0$ et $\tau_i > 0$, déterminer τ_i afin d'éliminer la constante du temps la plus grande. Donner alors la nouvelle expression de $H_3(p)$.

.....

$$H_3(p) = \frac{\theta(p)}{\varepsilon(p)} = \dots \dots \dots$$

B.31. Pour cette valeur de τ_i , déterminer la fonction de transfert du système en boucle fermée $H_4(p)$ sous forme canonique.

.....

$$H_4(p) = \frac{\theta(p)}{\theta_c(p)} = \frac{\dots \dots \dots}{1 + \dots \dots \dots}$$

B.32. Conclure quant à la stabilité du système en le justifiant.

.....

B.33. Déterminer les erreurs statiques unitaires de position $\varepsilon_p(\infty)$ et de vitesse $\varepsilon_v(\infty)$ en fonction de K_p .

.....

B.34. Quelle condition doit-on imposer sur K_p pour avoir $\varepsilon_v(\infty) < 10\%$?

.....

.....

B.35. Déterminer la fonction de transfert du système sous forme canonique $H_5(p)$.

$$H_5(p) = \frac{F(p)}{\theta_c(p)} = \frac{\dots \dots \dots}{1 + \dots \dots \dots}$$

B.36. Dédurre les expressions de la pulsation propre et du coefficient d'amortissement en fonction de K_p , ainsi que l'expression et la valeur numérique du gain.

$$\omega_0 = \dots \dots \dots$$

$$\xi = \dots \dots \dots$$

$$K_5 = \dots \dots \dots \quad AN: K_5 = \dots \dots \dots$$

B.37. On souhaite avoir une réponse en effort de serrage qui soit la plus rapide sans dépassement. Déterminer dans ces conditions la valeur de K_p .

B.38. En utilisant l'abaque de la **Figure 010**, déterminer les temps de réponse à 5% pour que K_p vérifie une réponse en effort sans dépassement avec une erreur de vitesse inférieure à 10%.

B.39. Conclure quant au cahier des charges exigées.

B.40. L'hypothèse de négliger la constante de temps la plus petite est-elle justifiée ?