

La marche naturelle est définie comme la marche nécessitant le moins d'effort au niveau cardio-vasculaire et la plus faible consommation énergétique associée, caractérisée par la consommation en oxygène. La figure 16 propose la comparaison des vitesses de marche naturelle, pour différents groupes de personnes, à savoir :

- le groupe de contrôle asymptomatique ;
- le groupe des patients ayant subi une amputation trans-tibiale suite à un traumatisme ;
- le groupe des patients ayant subi une amputation trans-tibiale suite à une maladie vasculaire ;
- le groupe des patients ayant subi une amputation trans-fémorale suite à un traumatisme ;
- le groupe des patients ayant subi une amputation trans-fémorale suite à une maladie vasculaire.

Les différents patients amputés ayant participé à ces expérimentations sont équipés de prothèses passives.

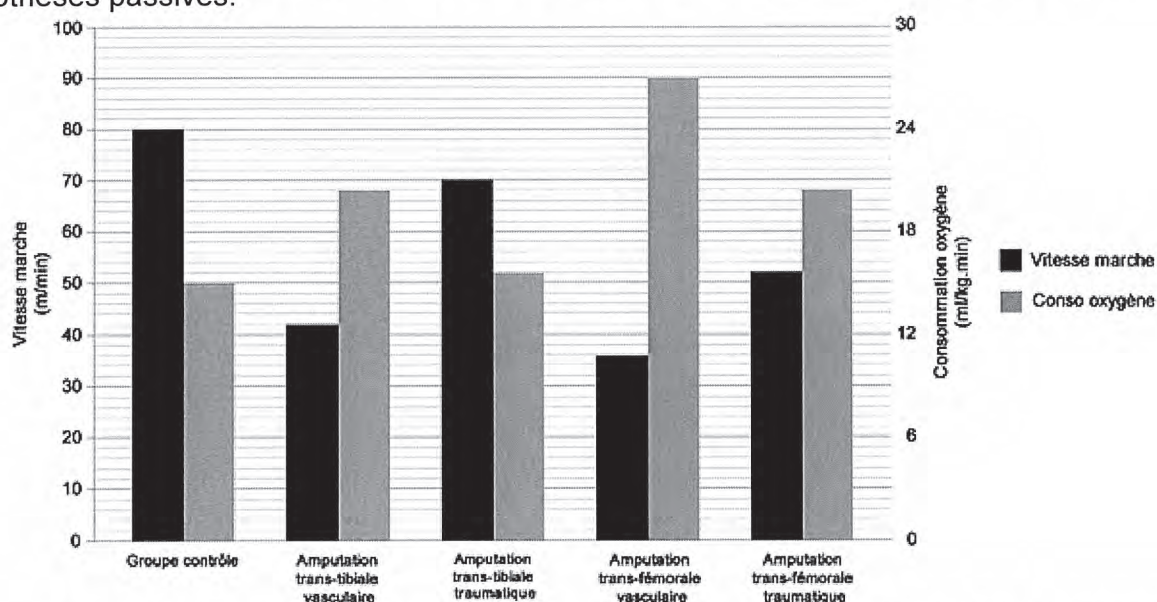
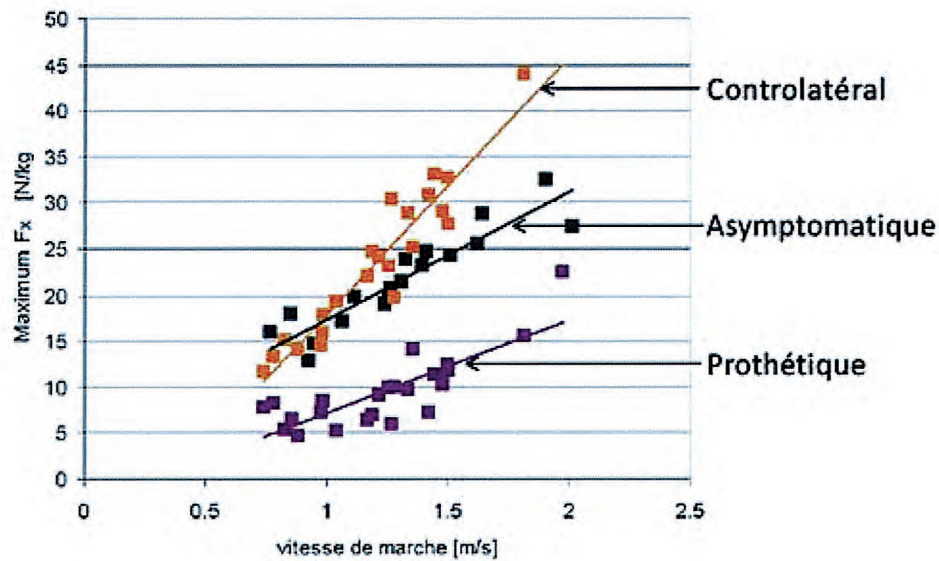


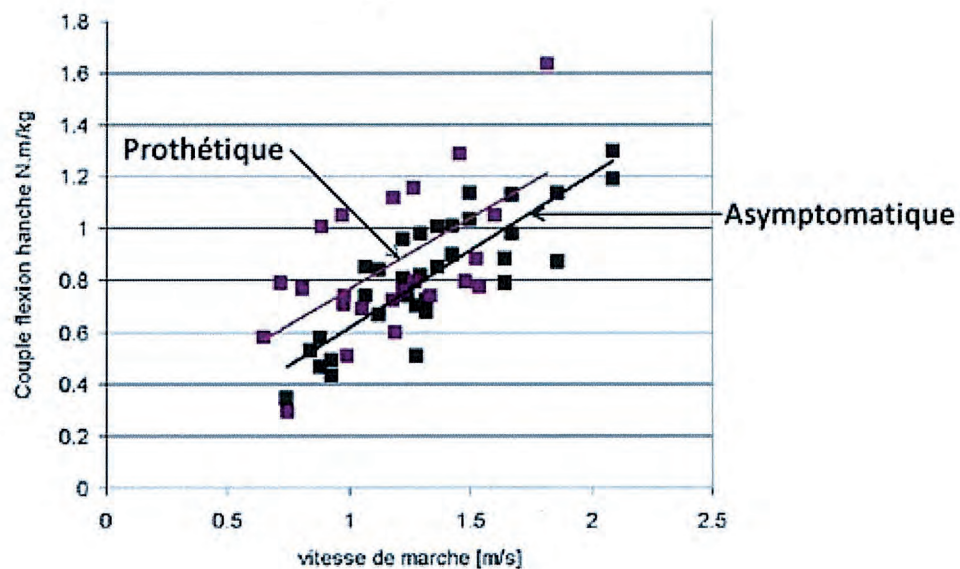
Figure 16. Comparaison des vitesses de marche naturelle et de consommation énergétique pour différents types d'amputations

Question 7 : analyser les performances des différents groupes en termes de vitesse de marche naturelle et de consommation d'oxygène. En déduire les conséquences d'une amputation.

Les figures 17 (a) et (b) présentent respectivement l'évolution du maximum de l'effort longitudinal sur le sol et du couple à la hanche pour des sujets sains (groupe de contrôle asymptomatique) et amputés appareillés de différents types de prothèses passives (groupe controlatéral et groupe prothétique).



(a)



(b)

Figure 17. Évolution du maximum de la composante longitudinale de l'effort appliqué sur le sol (a) et du couple de flexion imposé à la hanche (b) en fonction de la vitesse de marche

Question 8 : analyser les courbes fournies et dégager les conséquences d'une amputation trans-fémorale en termes d'actions mécaniques à générer pour marcher. Que doit compenser la hanche lors de la marche prothétique ?

La figure 18 propose la comparaison de l'angle de flexion d'un genou asymptomatique (sain) et d'un genou prothétique passif lors d'un cycle de marche et pour trois vitesses de marche différentes.

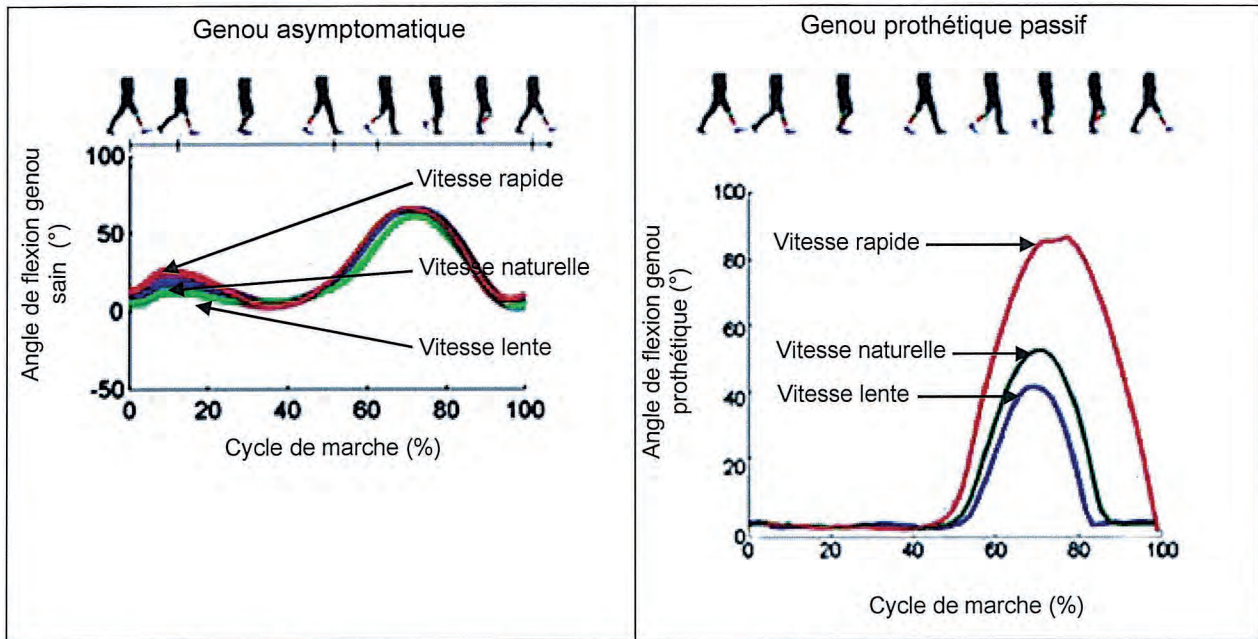


Figure 18. Comparaison de la flexion d'un genou sain et d'un genou prothétique passif

Question 9 : décrire le comportement de l'angle de flexion du genou sain et comparer son comportement à celui d'un genou prothétique passif.

Question 10 : proposer, sous forme d'un tableau, une synthèse mettant en évidence les conséquences pour les sujets amputés d'un appareillage avec une prothèse passive du genou après une amputation trans-fémorale.

L'analyse comparative de la marche prothétique avec des prothèses passives et de la marche asymptomatique a permis de mettre en évidence un certain nombre de limites dans les performances des prothèses passives actuelles.

Ainsi le fonctionnement des prothèses passives actuelles autorisent, lors de la phase pendulaire, la flexion du genou, flexion qui dépend de la vitesse de marche.

De plus, ces prothèses ne permettent pas de flexion du genou lors de la phase d'appui ce qui implique pour le sujet amputé l'introduction d'un mouvement de pivotement au niveau du bassin.

L'ablation de l'ensemble tibia-péroné, du genou et des muscles environnants ainsi que l'appareillage génèrent l'apparition d'asymétries au niveau des efforts et des couples appliqués aux articulations, sources à moyen et long termes de nouvelles pathologies.

Pour se rapprocher du comportement asymptomatique du genou sain, la prothèse de genou active 1P360 doit limiter les conséquences inhérentes à une amputation trans-fémorale. C'est l'objet de la partie suivante.

3. Étude de la prothèse active 1P360

Objectifs : décrire le fonctionnement de la prothèse active 1P360, modéliser son comportement et valider son intérêt vis-à-vis des limites identifiées pour les prothèses passives.

3.1. Prothèse active 1P360

3.1.1. Présentation

La prothèse active 1P360, support de l'étude, est un genou uni axial de la société Prothéor.

La figure 19 présente le diagramme des cas d'utilisation (UC) de la prothèse active 1P360. Ce diagramme comportemental permet de montrer la fonctionnalité offerte par la prothèse 1P360 en identifiant le service qu'elle rend.

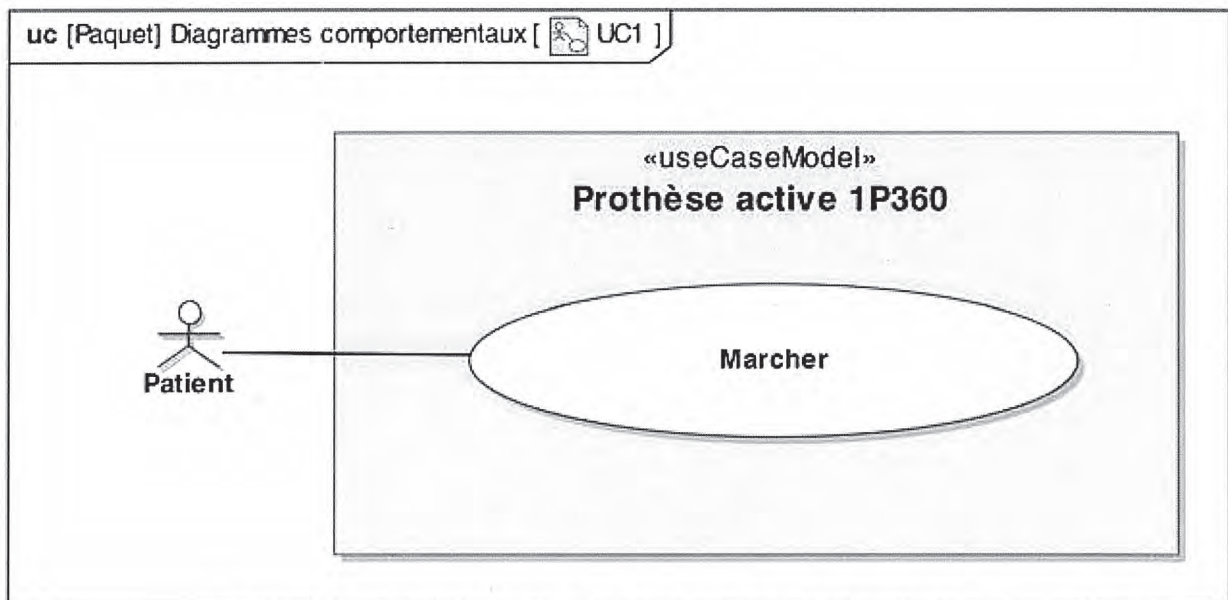


Figure 19. Diagramme des cas d'utilisation de la prothèse active 1P360

Le diagramme des cas d'utilisation est complété par les diagrammes de définition de blocs (BDD) (figure 20) et de blocs internes (IBD) (figure 21).

Ces deux diagrammes permettent respectivement de décrire la prothèse 1P360 via des blocs représentant des éléments matériels et d'explicitier la structure interne de la prothèse active 1P360.

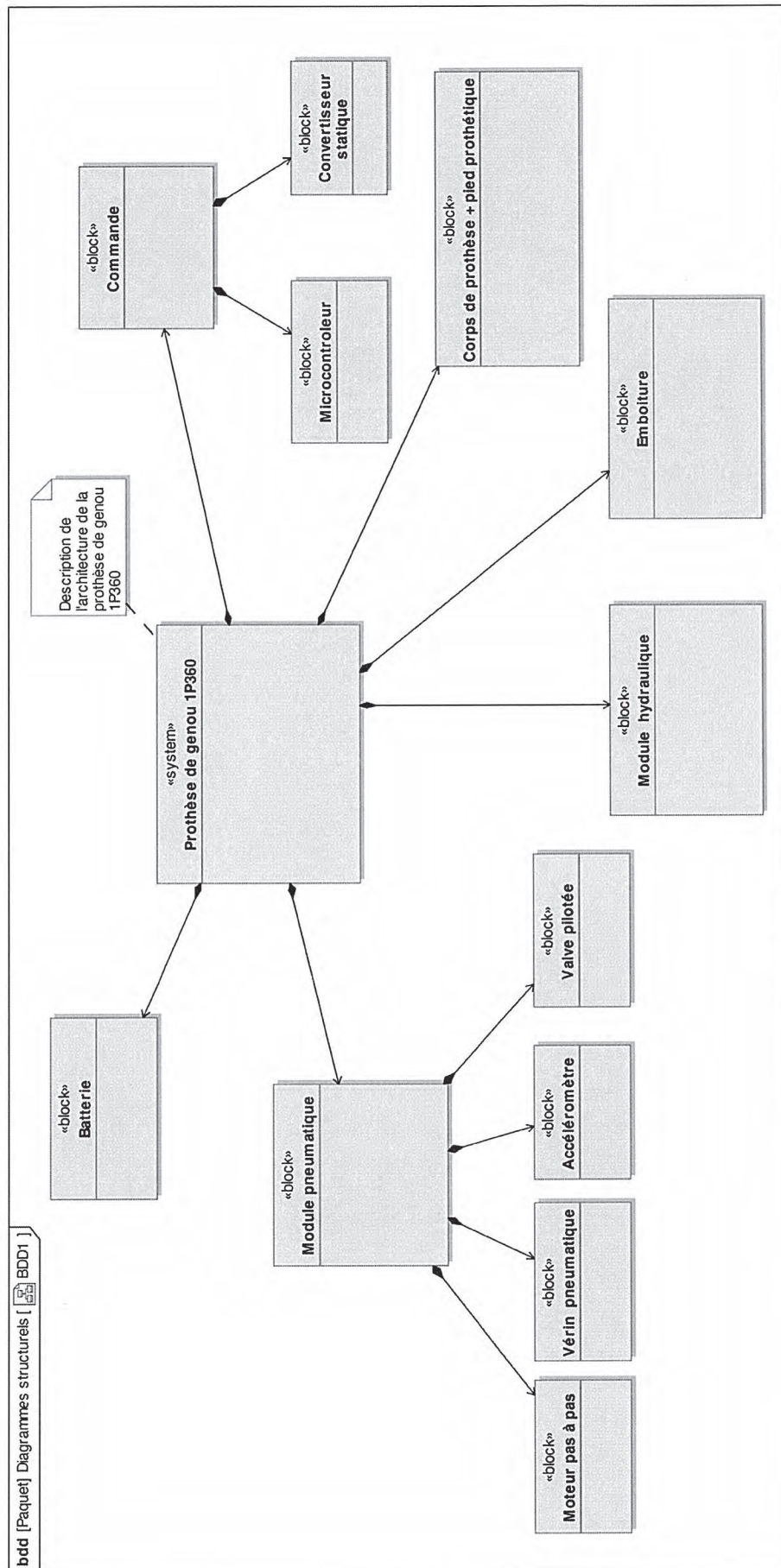


Figure 20. Diagramme de définition de blocs (BDD)

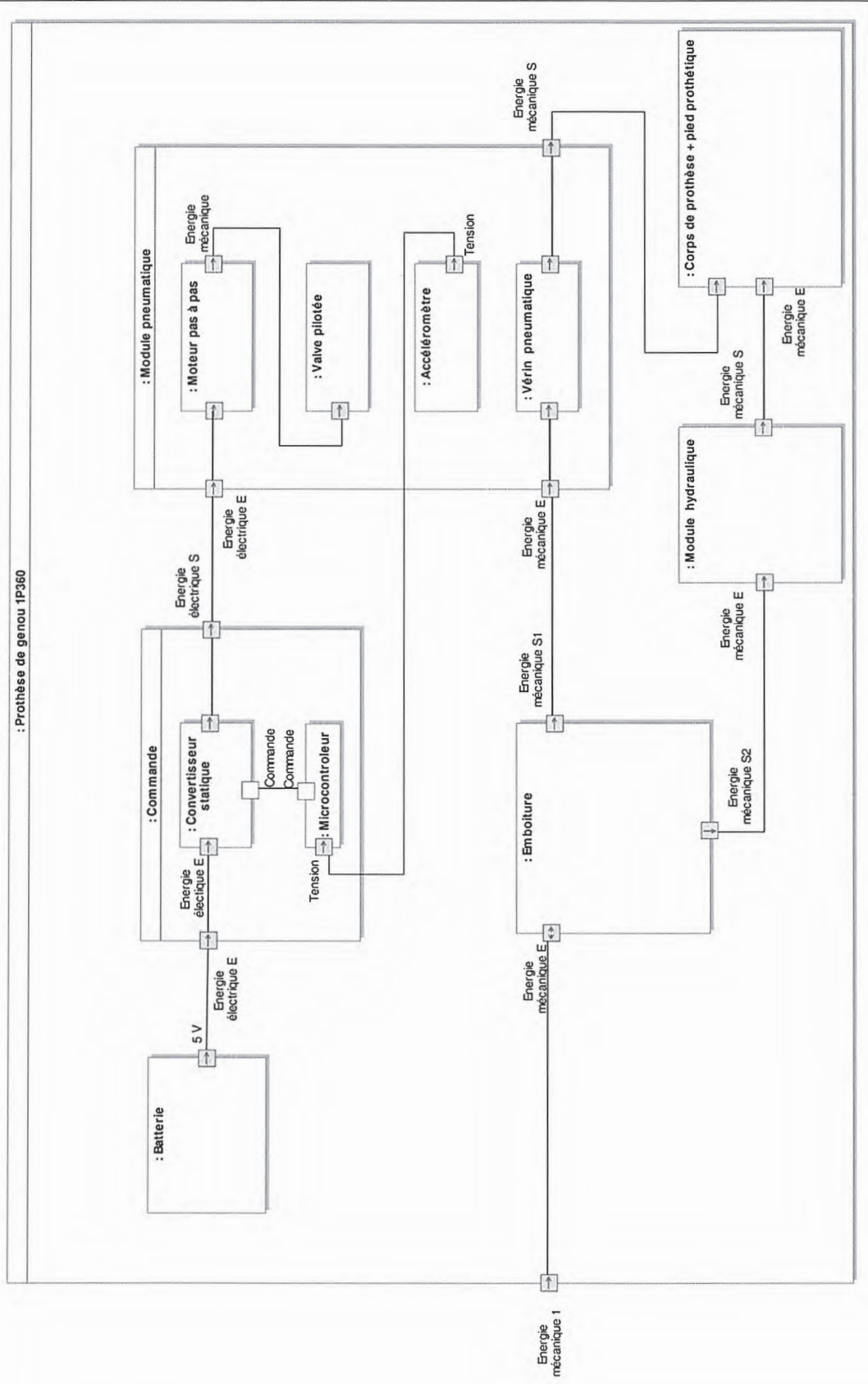


Figure 21. Diagramme de blocs internes (IBD)

3.1.2. Problématiques inhérentes à la conception du genou prothétique 1P360

L'analyse de la marche prothétique réalisée dans la partie 2 a permis de mettre en évidence les faiblesses des prothèses passives disponibles sur le marché. Plusieurs acteurs industriels dans le développement de prothèses ou orthèses ont cherché à développer de nouvelles prothèses permettant de répondre au mieux à l'objectif de toute prothèse de genou, c'est-à-dire, reproduire le plus fidèlement la marche asymptomatique.

Les problématiques identifiées auxquelles doit répondre cette prothèse sont donc :

- contrôler la flexion du genou lors de la phase pendulaire afin d'augmenter la plage de vitesse de marche ;
- autoriser une flexion contrôlée lors de la phase d'appui ;
- autoriser la descente d'escalier en pas alterné ;
- générer un couple de résistance à la flexion en adéquation avec la phase de marche ;
- assurer un amortissement lors du retour en extension pour éviter les chocs lors du blocage du genou en extension ;
- symétriser les efforts appliqués aux membres prothétique et controlatéral.

3.1.3. Structure générale de la prothèse active 1P360

La figure 22 présente une vue d'ensemble et une coupe de la prothèse 1P360, support de l'étude.

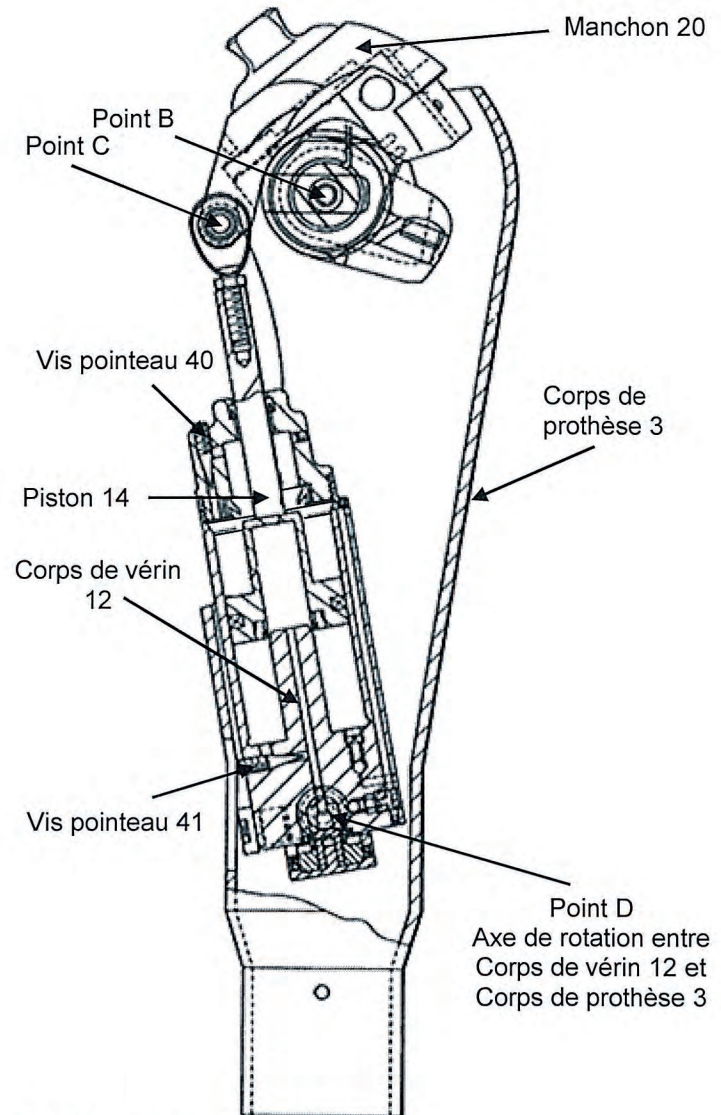


Figure 22. Prothèse de genou 1P360

Pour répondre aux problématiques développées ci-dessus, la prothèse de genou 1P360, est constituée de trois principaux modules, à savoir :

- un module hydraulique ;
- un module pneumatique ;
- un système de détection destiné à localiser la zone du pied en contact avec le sol.

La figure 23 présente l'organisation interne de la prothèse 1P360.

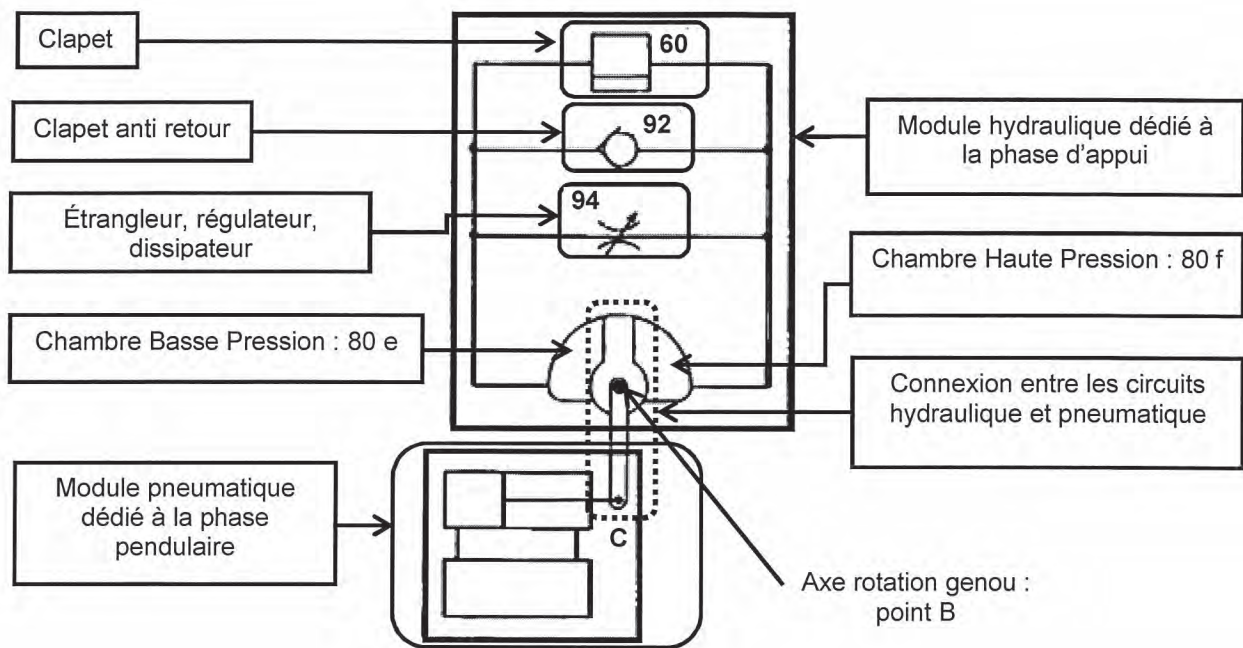


Figure 23. Organisation interne de la prothèse 1P360

Le module hydraulique est dédié au verrouillage de la prothèse et au contrôle de la flexion lors de la phase d'appui sur tous types de sols afin de permettre le transfert du poids de la jambe prothétique sur la jambe saine. Les principaux composants de ce module, présenté au paragraphe 3.2.2, sont un clapet 60, un clapet anti-retour 92 et un étrangleur 94.

Le module pneumatique, étudié au paragraphe 3.2.3 est dédié au contrôle de la flexion du genou prothétique lors de la phase pendulaire afin de permettre les changements de cadence et une large gamme de vitesse.

Le système de détection destiné à localiser la zone du pied en contact avec le sol permet de détecter la phase du cycle de marche. Ce module ainsi que son fonctionnement seront étudiés au paragraphe 3.2.1.

Question 11 : justifier l'utilisation des deux types d'énergie dans les modules hydraulique et pneumatique au vu de leur fonction remplie lors des phases d'appui et pendulaire.

3.2. Description du fonctionnement de la prothèse de genou 1P360

3.2.1. Détection de la phase de marche

Comme cela a été décrit dans la partie 1, la marche humaine est une succession de phases d'appui et de phases pendulaires. Afin de répondre aux exigences de chacune de ces phases de la marche, le genou prothétique doit, en fonction de la phase de marche, autoriser ou non sa flexion.

La détection de la phase de marche est réalisée par un système passif, déformable à 4 segments où chacune des liaisons situées en P_1 , P_2 , P_3 et P_4 est une liaison pivot. La figure 24 présente sous forme schématique la structure de ce système de détection où O est le centre instantané de rotation de la jambe prothétique par rapport au membre résiduel.

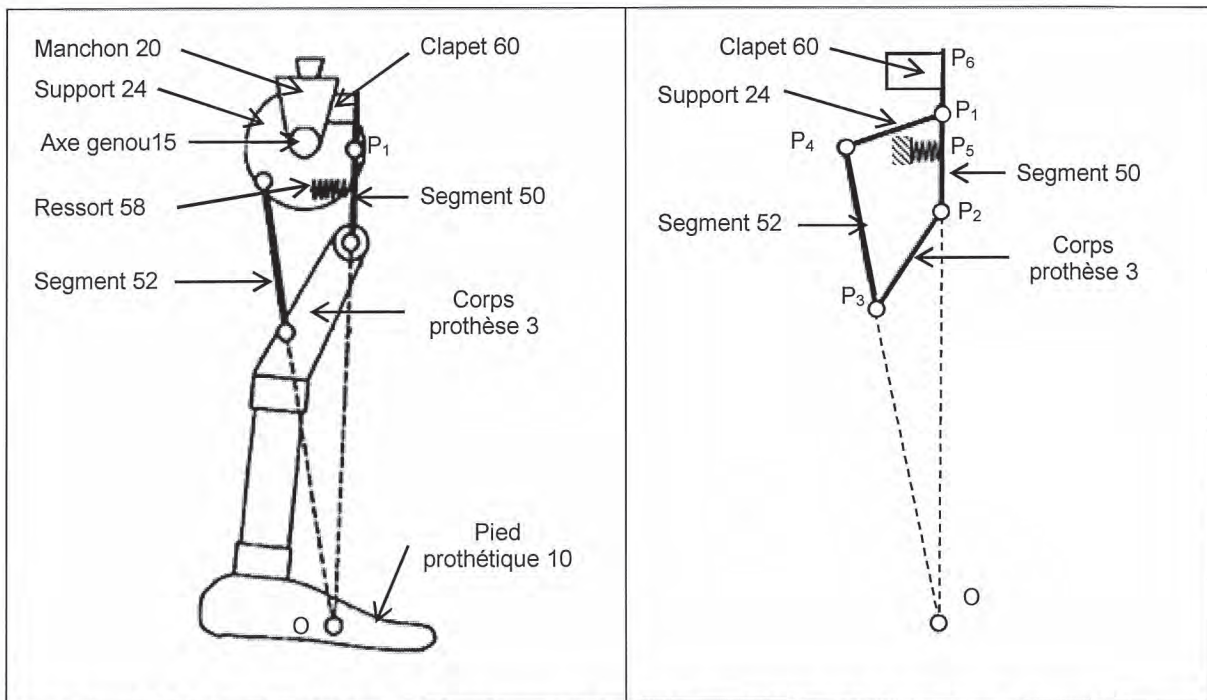


Figure 24. Représentations schématiques de la jambe prothétique et du système de détection

Le clapet 60 a pour fonction, selon sa position (fermée ou ouverte), soit d'assurer le verrouillage du genou prothétique, soit d'autoriser l'action du module pneumatique et permettre ainsi la flexion du genou prothétique. Ce clapet est par défaut fermé grâce au ressort 58, il assure ainsi le blocage du genou et évite donc des chutes.

L'objectif de l'étude qui suit est de décrire l'impact de la zone de contact entre le pied et le sol sur l'état du clapet 60 par la détermination des actions mécaniques en statique.

Question 12 : lors du cycle de marche, identifier la zone de contact entre le pied et le sol permettant de caractériser le début de la phase d'appui et le début de la phase pendulaire. Une réponse sous forme de croquis est attendue.

Question 13 : proposer un graphe de liaisons décrivant la structure de la jambe prothétique présentée figure 24. Faire apparaître les actions mécaniques extérieures appliquées à la jambe prothétique. Déterminer le degré d'hyperstaticité. Proposer des modifications afin d'obtenir un modèle spatial isostatique. Conclure quant à la possibilité de réaliser une résolution analytique.

Pour la suite de l'étude, le problème traité est considéré plan.

La figure 25 propose une représentation schématique de la prothèse où apparaît l'effort de contact entre le sol et le talon.

Le tableau de la figure 26 regroupe les données nécessaires à cette étude statique.

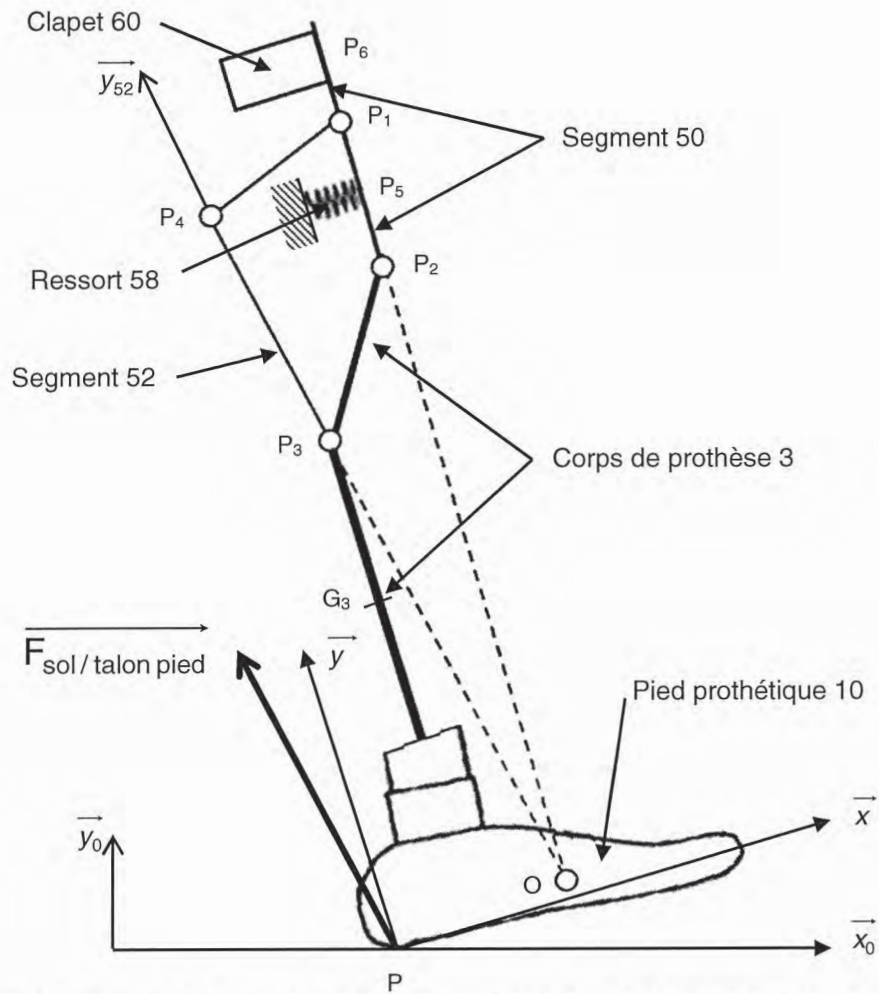


Figure 25. Représentation schématique de la prothèse lors de la pose du talon sur le sol

Solide	Paramètres géométriques et massiques	Efforts extérieurs appliqués
Pied prothétique (10) + corps de prothèse (3)	Repère $R(P, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z}_0)$ Angle $\theta_{10} = (\vec{x}_0, \vec{x}) = (\vec{y}_0, \vec{y})$ $\overrightarrow{PP_3} = c_3 \vec{x} + d_3 \vec{y}$, $\overrightarrow{P_3P_2} = c_2 \vec{x} + d_2 \vec{y}$, $\overrightarrow{G_3P_3} = h_3 \vec{y}$, où $c_3 = 0,1$ m, $d_3 = 0,4$ m, $c_2 = 0,05$ m, $d_2 = 0,06$ m et $h_3 = 0,15$ m Masse corps de prothèse : $m_3 = 1$ kg	Effort de contact sol / talon : $\overrightarrow{F_{sol / talon pied}} = -F_x \vec{x} + F_y \vec{y}$ où, pour une morphologie particulière, $F_x = 350$ N et $F_y = 700$ N ; Pesanteur $\overrightarrow{P_3}$ en G_3
Segment 50	Repère $R(P_1, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z}_0)$ $\overrightarrow{P_1P_6} = e \vec{y}$, $\overrightarrow{P_1P_5} = -f \vec{y}$, $\overrightarrow{P_1P_2} = -b \vec{y}$	Effort de contact clapet 60 / segment 50 en P_6 : $\overrightarrow{F_{60/50}} = F_{60/50} \vec{x}$; Effort généré par le ressort 58 : $\overrightarrow{F_{58/50}} = F_{58/50} \vec{x}$ Pesanteur négligée
Segment 52	Repère $R_{52}(P_3, \vec{x}_{52}, \vec{y}_{52}, \vec{z}_0)$ $\theta_{52} = (\vec{x}_0, \vec{x}_{52}) = (\vec{y}_0, \vec{y}_{52}) = 15^\circ$	Pesanteur négligée

Figure 26. Tableau regroupant les données géométriques et les efforts appliqués

Question 14 : expliciter la stratégie d'isollements et de calculs à mettre en œuvre pour traduire l'équilibre du segment 50 dans le cadre d'une étude statique.

Question 15 : déterminer l'effort exercé par le corps de la prothèse 3 sur le segment 50, noté $\vec{F}_{3/50}$, dans le cas d'un contact pied/sol sur le talon. Représenter, sur un même schéma, la configuration géométrique initiale (figure 24) et la configuration géométrique sous l'action du couple généré en P_1 par l'effort $\vec{F}_{3/50}$ du système à 4 segments. En déduire l'état du clapet 60 (ouvert/fermé).

Dans le cas où le contact entre le sol et le pied s'effectue sur les orteils, l'effort généré en P_2 s'écrit $\vec{F}_{3/50} = -X_{3/50}\vec{x} + Y_{3/50}\vec{y}$ avec $X_{3/50}$ et $Y_{3/50}$ positifs.

Question 16 : isoler le segment 50 et établir l'équation liant $X_{3/50}$, $F_{60/50}$, $F_{58/50}$ et les grandeurs géométriques définies figure 26. Préciser l'influence du couple généré en P_1 par l'effort $\vec{F}_{3/50}$ sur l'état du clapet 60. Après avoir traduit la condition d'ouverture du clapet 60, proposer un protocole de réglage du seuil de changement d'état du clapet 60.

Question 17 : proposer, sous forme d'un organigramme, les différents états du genou prothétique (verrouillé ou non) en fonction des deux zones de contact pied/sol identifiées à la question 12.

L'étude du comportement de ce système à 4 segments lors de la pose ou du décollement du pied a permis de caractériser la phase de marche et de caractériser la circulation du fluide à travers le clapet 60.

3.2.2. Étude du fonctionnement du module hydraulique

3.2.2.1. Marche sur le sol

Les figures 23 et 27 décrivent la structure du module hydraulique constitué du clapet 60 commandé par le système à 4 segments, d'un clapet anti retour 92 et un étrangleur 94 montés en parallèle.

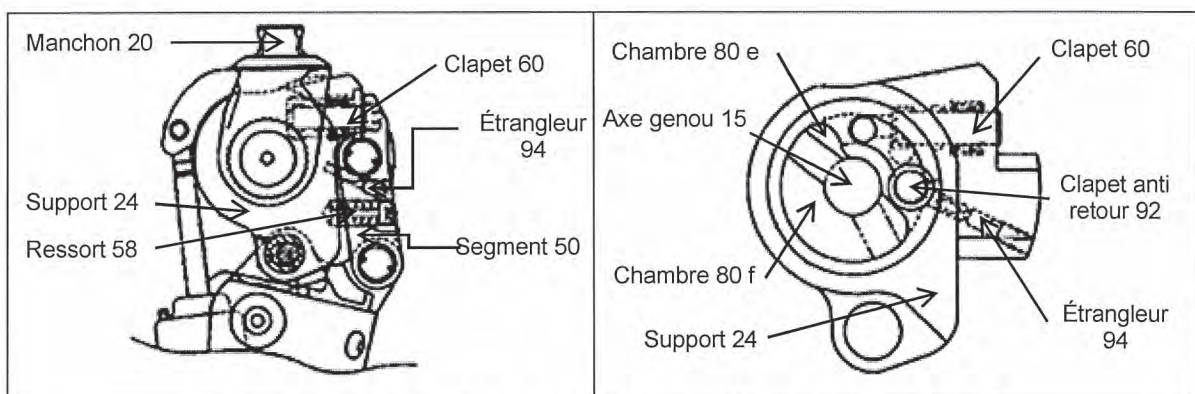


Figure 27. Module hydraulique dédié au contrôle de la phase d'appui

Les principaux éléments sont donc :

- le clapet 60 permettant la communication entre les deux chambres dans certaines conditions (figure 28 a) ;
- le clapet anti retour 92 (figure 28 b) interdisant le passage du fluide de la chambre 80e à la chambre 80f ;

- l'étrangleur 94 (figure 28 c), générant une résistance au passage du fluide d'où la création d'une perte de charge réglable permettant de générer un couple résistant. Cet organe permet une flexion contrôlée lors de la phase d'appui, de la descente d'escalier ou encore lors d'un passage en position assise.

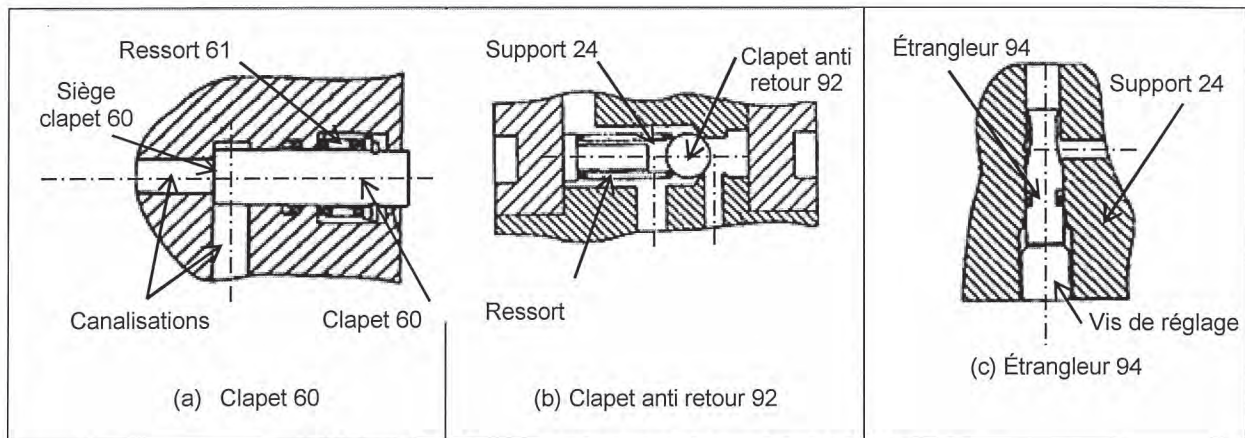


Figure 28. Principaux éléments du module hydraulique

Question 18 : sur le document réponse DR2, représenter le sens de déplacement de la tige du vérin, en se basant sur l'analyse des figures 22 et 23 puis identifier le sens de transfert du fluide hydraulique pour chacun des 4 cas proposés.

Question 19 : dans le cas de l'appui de la jambe prothétique sur le talon, valider le choix de fonctionnement proposé vis-à-vis de la problématique associée à la flexion du genou prothétique lors de la phase d'appui.

3.2.2.2. Descente d'escalier

La descente d'un escalier en pas alternés est une des problématiques identifiées lors de la définition des fonctions que la prothèse de genou 1P360 doit remplir.

Question 20 : à partir des études consacrées au module hydraulique et au système de détection de la zone de contact pied/sol, expliquer en quoi cette prothèse permet de descendre des escaliers en pas alternés.

3.2.3. Étude du fonctionnement du module pneumatique lors de la phase pendulaire

Les fonctions dédiées au module pneumatique sont de :

- générer une force résistante à la flexion ;
- générer un mouvement de retour à la bonne vitesse ;
- générer une force d'amortissement à la fin du mouvement d'extension pour assurer le blocage de genou dans de bonnes conditions d'accostage sur le sol.

Afin de répondre aux problématiques associées au contrôle de la flexion du genou prothétique, le module pneumatique est complété par un contrôle de l'angle de flexion obtenu par le laminage variable de l'air à travers une valve pilotée localisée à la base de la prothèse de genou (figure 29), ce qui justifie la dénomination de prothèse active.