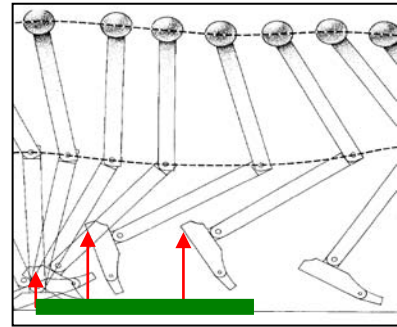


A. Avantages liés à la démarche

1. Soulèvement actif du talon : une flexion animée lors de l'oscillation initiale garantit le passage du pas

Dynamique normale

L'oscillation initiale est la phase du cycle de la marche où le pied humain normal est soulevé du sol (flèche rouge). Cette activité est initiée lors de la phase de pré-oscillation et requise pour permettre le passage du pas (zone en vert) et empêcher les orteils de heurter le sol tout en permettant à la jambe d'osciller vers l'avant en préparation de la phase de double appui suivante. À ce stade, ce sont le muscle soléaire et les deux parties du muscle péronier qui permettent l'activité musculaire de la cheville. Au niveau du genou, ce sont le muscle droit antérieur de la cuisse et le muscle vaste intermédiaire du muscle quadriceps qui contribuent au soulèvement du talon du sol et initient l'élévation du pied du sol.



Au niveau de la hanche, le moyen adducteur et le muscle gracile sont également actifs.

Dynamique réduite : prothèse passive

On sait que les amputés transfémoraux développent 50 % plus d'énergie que les non amputés, Esquenazi et al. (2001). L'amputé utilise une partie de cette énergie supplémentaire pendant l'initiation de la phase d'oscillation. Du fait que la fonction des muscles susmentionnés est réduite, l'amputé a besoin de recourir à des schémas compensatoires pour soulever le pied du sol et permettre le passage du pas. En général, on pense que les amputés y parviennent en augmentant l'activité du muscle fléchisseur de la hanche pour soulever la prothèse de pied du sol et initier la phase d'oscillation. Du fait que l'activité est nulle au niveau du genou qui initie le décollement du talon du pied, en plus de fléchir la hanche, les amputés doivent également tourner le bassin et le tronc inférieur tout en appuyant sur les orteils de la prothèse de pied. Cette activité requiert une activité musculaire anormale, une coordination supplémentaire et une compréhension de la prothèse. De ce fait, tout utilisateur marchant avec une prothèse passive, quel que soit son niveau d'activité, rencontre parfois des difficultés pour plier le genou lors de l'oscillation initiale. Cela se remarque notamment lorsque l'amputé marche doucement, tourne sur sa prothèse, marche dans des espaces confinés ou sur des plans inclinés. Dans ces cas de figure, la flexion du genou est réduite ou absente, ce qui entraîne des boiteries reconnaissables à la marche telles que l'élévation de la hanche, le fauchage ou la marche en circumduction pour compenser le fait que le pied ne se soulève pas suffisamment du sol et éviter de cogner les orteils sur le sol. Ces boiteries de marche entraînent une répartition asymétrique du poids du corps. Elles exercent également des tensions sur la région lombaire et obligent l'amputé à développer encore plus d'énergie. Souvent, ces types de démarches compromettent la sécurité de l'utilisateur et peuvent l'amener à trébucher ou à tomber. Certaines de ces limitations des prothèses passives sont inhérentes à la configuration du genou, susceptible de nécessiter d'appuyer sur les orteils pour initier la flexion, d'autres sont relatives à l'interaction biomécanique entre le corps humain et la prothèse.

Lorsqu'ils marchent sur un terrain accidenté, la plupart des amputés transfémoraux ne sont pas capables d'effectuer la combinaison requise de mouvements (flexion de la hanche, rotation du bassin et appui du bout de la prothèse de pied) et ils finissent par utiliser la hanche (élévation de la hanche) pour soulever la prothèse et marcher avec un genou raide. Il en va de même lorsqu'ils marchent sur un plan incliné. Lorsque la prothèse concerne le haut de la jambe, on remarque souvent que les utilisateurs ne parviennent pas à initier une flexion suffisante et finissent par marcher avec une jambe raide, ou même traversent la rue pour éviter l'effort supplémentaire nécessaire pour continuer à évoluer sur ce type de terrain.

Dynamique restaurée : prothèse animée

Power Knee est la seule prothèse d'articulation de genou qui, pendant la flexion, soulève activement le pied du sol lors de l'oscillation initiale pour permettre le passage du pas ainsi qu'une synchronisation sûre, quelle que soit la vitesse de progression ou le type d'activité. Le Power Knee utilise une nouvelle entrée capteur (gyromètres et capteurs côté sain) pour initier l'action du soulèvement du talon. Il est par conséquent capable d'éviter les limitations susmentionnées de la prothèse passive. Du fait que le Power Knee est doté d'une capacité de soulèvement active, l'utilisateur n'a plus besoin d'une activité musculaire ou d'un mouvement anormal pour initier le soulèvement du talon. Sur un sol horizontal, cela contribue à sécuriser l'oscillation intermédiaire en évitant de se cogner les orteils et de tomber. En même temps, une

cinématique normale est restaurée, les boîtiers de marche et les activités musculaires anormales sont réduites, et l'effort global requis pour marcher devient plus comparable à celui d'une personne qui n'est pas amputée. On peut remarquer chez les utilisateurs du Power Knee, et ils s'en rendent compte par eux-mêmes, que l'élévation de la hanche, le fauchage et la marche en circumduction sont réduits.

Lors d'un déplacement sur un terrain accidenté, du fait que le Power Knee augmente le passage du pas et que le genou soulève activement le pied du sol, la démarche est plus assurée. Lors de déplacements sur des plans inclinés, le mécanisme amélioré de détection de démarche et le soulèvement actif du talon du Power Knee facilitent ce type d'efforts de marche en permettant aux utilisateurs de continuer à marcher sans devoir développer des efforts supplémentaires, des boîtiers de marche, ni appliquer une contrainte supplémentaire sur les autres structures corporelles.

2. **Extension pendulaire active : extension pendulaire animée pour dynamique et sécurité de la marche**

Dynamique normale

La phase d'extension pendulaire est le résultat d'un mouvement oscillatoire physique double. L'activité musculaire se limite au contrôle de l'accélération et la décélération de ce mouvement. La gravité et l'activité musculaire sont responsables du contrôle de cette phase et assurent que la jambe peut osciller vers l'avant pour permettre de supporter la charge lors du contact initial suivant. Pour une démarche normale, la phase d'oscillation se divise en 3 phases. La phase d'oscillation initiale, ou phase d'accélération, la phase d'oscillation intermédiaire et la phase d'oscillation finale, ou phase de décélération. Au cours de la phase d'oscillation initiale, l'activité musculaire suivante est présente. Au niveau de la cheville, le muscle tibial antérieur, l'extenseur commun des orteils et l'extenseur propre du gros orteil permettent la flexion dorsale du pied en préparation du passage du pas nécessaire lors de l'oscillation intermédiaire. Au niveau du genou, le muscle couturier, le muscle droit interne et le biceps fémoral contrôlent la hauteur de soulèvement du talon et initient l'accélération vers l'avant. Au niveau de la hanche, le muscle iliaque, le moyen adducteur et le TFL initient la flexion de la hanche. Au cours de l'oscillation intermédiaire, la seule activité musculaire a lieu au niveau de l'articulation de la cheville où les fléchisseurs dorsaux du pied se contractent pour accroître le passage du pas et empêcher les orteils de cogner le sol. Au cours de la phase d'oscillation finale, au niveau de la hanche, le grand fessier, le grand adducteur et le muscle tenseur du fascia lata se contractent pour se préparer à accepter la charge et le contact initial. Au niveau de l'articulation du genou, les muscles ischio-jambiers ralentissent le mouvement oscillatoire et, au niveau de la cheville, l'activité musculaire de l'oscillation intermédiaire se poursuit et augmente en force.

Dynamique réduite : prothèse passive

La phase d'oscillation de l'amputé transfémoral est initiée par un soulèvement du talon, qui, comme indiqué précédemment, est le résultat d'une flexion de la hanche, d'une rotation du tronc et du bassin et d'un appui sur la prothèse de pied. Cela signifie que, pendant cette phase initiale, le talon se soulève du sol. Pour la majorité des prothèses d'articulations de genou, afin de parvenir à accélérer le genou vers l'avant, l'utilisateur doit lancer le genou en extension. Pour y parvenir, il contracte les muscles fessiers, ce qui inverse le mouvement du genou permettant de soulever le talon et initie l'oscillation avant. L'activité des muscles fessiers est anormale à ce stade de l'oscillation et affecte l'efficacité de la marche, ainsi que la stabilité. Le mouvement de coup de pied qui est requis pour déplacer la prothèse passive vers l'avant conduit à un léger déplacement postérieur du centre de gravité de l'amputé. Du fait que le poids et la position du centre de gravité des prothèses passives plus légères ne correspondent pas à ceux de la jambe inférieure humaine, l'effet sur la dynamique corporelle est minime. Le genou passif n'a aucune influence sur la rotation du bassin et du tronc et ne stimule pas la progression avant du corps, ce qui est une condition préalable importante pour une démarche économe en énergie.

L'extension pendulaire passive limite la possibilité de se rattraper si l'on trébuche. Dans l'éventualité où un obstacle (herbes hautes, vent, sable, pierres, etc.) bloque la trajectoire du genou, le mouvement du genou peut s'en trouver entravé et le genou ne sera pas à même d'achever le mouvement. Dans le cas de figure où le genou ne peut pas s'étendre complètement et donc pas accepter la charge du pas suivant, l'utilisateur risque fortement de chuter.

Dynamique restaurée : prothèse animée

Power Knee est la première, et la seule, prothèse d'articulation de genou à fournir une extension active du genou pendant la phase d'oscillation. L'activité motrice du Power Knee garantit une extension adéquate du genou au bon rythme à chaque pas, et quelle que soit la vitesse de progression de chacun. Au cours de la

phase d'oscillation, le moteur remplace la fonction du quadriceps et des muscles ischio-jambiers afin d'accélérer et de ralentir le mouvement de la jambe inférieure, ce qui génère un mouvement naturel et régulier. En même temps, l'oscillation active stimule le mouvement avant du corps de l'utilisateur, ce qui lui permet de déplacer le poids du corps vers l'avant et non vers l'arrière comme le font généralement les amputés qui lancent leur genou vers l'avant pour assurer l'extension. Selon les utilisateurs, le fait que l'extension du genou est automatisée et qu'une extension complète est garantie leur permet de positionner plus facilement le genou en préparation du contact initial. Ainsi, l'utilisateur peut se concentrer sur la qualité de la démarche et non sur le contrôle de l'oscillation du genou pendant la phase d'oscillation.

Le centre de gravité ainsi que le poids du Power Knee sont comparables à ceux d'une jambe inférieure humaine. Au cours d'une marche normale, la combinaison du poids du genou et du mouvement actif du moteur a un effet positif sur la dynamique globale du corps de l'utilisateur. Lorsque le genou se déplace vers l'avant, l'inertie créée par l'oscillation du genou oriente le bassin de l'utilisateur dans une rotation avant, souhaitable pour soutenir la marche avant, contrairement au mouvement de coup de pied réalisé par les utilisateurs de prothèses passives.

Dans l'éventualité où un obstacle interfère avec la trajectoire de la phase d'oscillation du Power Knee, l'extension pendulaire active contribue à surmonter la résistance générée par l'obstacle et le genou parvient tout de même à une extension totale. Si l'obstacle est fixe ou très lourd, le genou parvient néanmoins à se tendre et ramène l'utilisateur du côté de la prothèse, où le genou est prêt à accepter la charge et à soutenir l'utilisateur qui a perdu l'équilibre.

3. **Flexion de double appui active : mécanisme d'absorption des chocs lors du contact initial**

Dynamique normale

Lors de la démarche humaine normale, le genou n'est jamais complètement tendu à la fin de la phase d'oscillation. Il reste légèrement fléchi. En effet, cela réduit l'impact sur les structures internes du genou au moment de l'impact.

Le contact initial et l'acceptation de la charge représentent une phase courte (7-15 % du CM) et très importante du cycle de la marche. Il s'agit de la phase au cours de laquelle le poids du corps est transféré d'une jambe sur l'autre. À ce stade, le positionnement du pied, l'absorption des chocs et la charge correcte de la nouvelle jambe d'appui sont déterminants pour stabiliser la position. Les forces externes agissant sur la jambe forcent le pied en flexion plantaire ainsi que le genou et la hanche en flexion. Les personnes qui ne sont pas amputées se préparent à cette phase à la fin de la phase d'oscillation en contractant les muscles ischio-jambiers afin de ralentir le mouvement avant d'oscillation de la jambe inférieure. En même temps, le quadriceps se contracte pour accepter la charge lors du contact initial. Cette activité musculaire permet de stabiliser la position. Le muscle doit permettre une légère flexion (absorption des chocs) mais empêcher une flexion excessive voir une dérobade du genou.

Plus la marche est rapide, plus la flexion du genou est importante, lui permettant de s'adapter à l'impact accru lors du contact initial. Le quadriceps absorbe le choc et contrôle la flexion du genou. On sait que la flexion contribue à l'efficacité de l'énergie de la marche du fait qu'elle limite le mouvement du centre de gravité.

Dynamique réduite : prothèse passive

Toutes les articulations de genou mécaniques passives sont en pleine extension à la fin de la phase d'oscillation, ce qui n'est pas le reflet de la cinématique normale. Une structure entièrement tendue, et donc plus raide, n'est pas capable d'absorber autant les chocs que la jambe humaine. Pour compenser cela, de nombreuses prothèses d'articulations de genou mécaniques ont été conçues pour fournir une légère flexion du genou lors du contact initial afin d'absorber l'impact et de réduire le choc sur la hanche et la région lombaire de l'utilisateur de la prothèse. Néanmoins, comme il s'agit à la base d'un système de genou entièrement tendu et raide, l'initiation de la flexion requise exige une certaine concentration sur la plupart de ces conceptions. La majorité des patients exprime un sentiment d'instabilité et mentionne qu'il faut fournir un effort supplémentaire pour utiliser la flexion. L'énergie supplémentaire, la courbe d'apprentissage, le niveau de concentration requis et le sentiment d'instabilité conduisent au fait que peu d'utilisateurs ont recours à la flexion pendant leurs activités de marche.

Un autre facteur important influençant la capacité à utiliser la fonction de flexion est l'alignement de la prothèse. Dans bien des cas, les utilisateurs préfèrent ce que l'on appelle l'alignement sûr. La ligne de charge est placée en face de l'articulation du genou fournissant un moment d'extension pendant la position

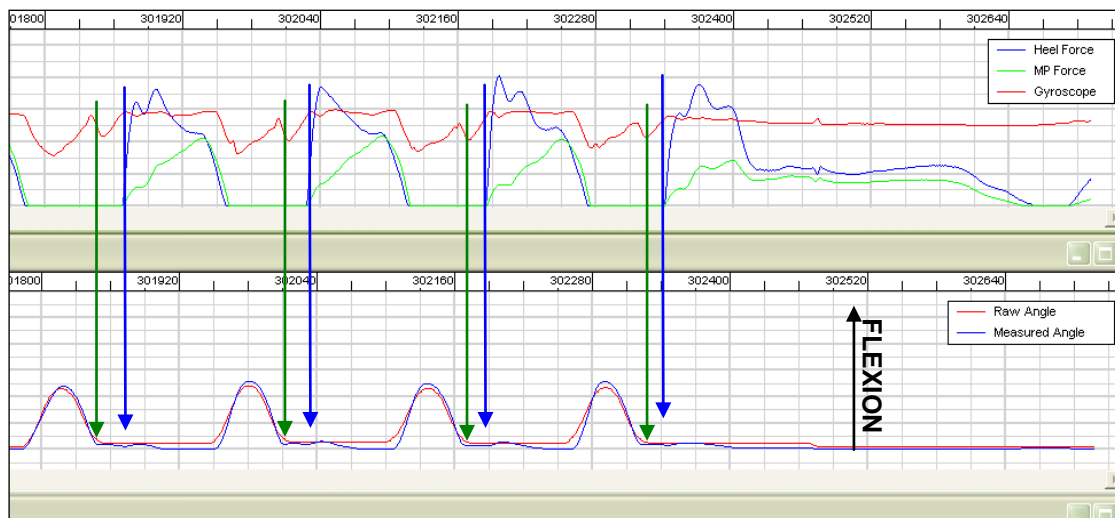
debout et la phase de double appui de la marche. Ce type d'alignement réduit ou annule la flexion du genou au moment du contact initial, ce qui accroît à chaque pas l'impact sur le membre restant et la région lombaire.

Dynamique restaurée : prothèse animée

Power Knee est la seule prothèse de genou capable de contrôler entièrement, et même de générer, le mouvement requis. En effet, son moteur contrôle le mouvement. En combinaison avec l'intelligence artificielle, ce genou peut exécuter les schémas cinématiques requis (régénération cinématique) et le genou bouge exactement comme le genou humain. Ce genou ne se tend pas complètement à la fin de l'oscillation, il reste légèrement fléchi, tout comme le genou humain, et facilite la flexion du genou et l'absorption des chocs au moment du contact initial. Le Power Knee est capable d'utiliser l'activité musculaire concentrique et excentrique afin d'offrir une bonne stabilité au cours de cette phase. Ainsi, le mouvement est plus naturel et plus stable. L'utilisateur n'a plus le sentiment que la flexion est source d'instabilité.

Des mesures montrent que tous les amputés porteurs du Power Knee utilisent la flexion au cours du contact initial afin de réduire l'impact et d'assouplir la démarche. Parmi ces utilisateurs, la majorité a utilisé des modèles susmentionnés de genoux passifs permettant la flexion, mais n'utilisaient pas cette fonction car ils la trouvaient lourde, compliquée et instable.

Avec Power Knee, la flexion peut être détectée avec un logiciel supplémentaire, comme indiqué ci-après. Le graphique du haut représente les forces de réaction au sol appliquées sur la prothèse de genou. Le graphique du bas est synchronisé avec celui du haut et représente la cinématique du Power Knee. La flèche verte indique la période avant le contact initial du côté de la prothèse. On voit ainsi de quelle façon le genou reste légèrement fléchi pendant cette étape. Cette position est comparable à celle du genou humain. La flèche bleue indique la phase de contact initial (la force du talon augmente dans le graphique du haut) et montre comment le genou plie pendant cette phase pour absorber les chocs et permettre un mouvement naturel et régulier.



4. Plus de sécurité sur un terrain accidenté

Dynamique normale

La marche sur terrain accidenté a fait l'objet de très peu d'analyses. Il est cependant facile de déterminer les stratégies de compensation appliquées par les personnes qui ne sont pas amputées lorsqu'elles s'engagent sur ce type de terrain. Un terrain accidenté est composé de parties plus élevées que la surface de marche (herbes hautes, pierres, boue, sable...) et d'autres parties qui sont plus basses que la surface de marche. Il peut également inclure des inclinaisons montantes, descendantes et latérales irrégulières.

Afin de surmonter ces types de terrains, le corps humain compte sur l'entrée visuelle et sur le contrôle volontaire. L'entrée visuelle doit estimer le type de surface sur lequel vous marchez et le type d'obstacle que vous rencontrez. Le contrôle volontaire doit permettre au marcheur de positionner la jambe de façon à ce qu'il puisse surmonter les obstacles et stabiliser la position. Ce positionnement dépend de la mobilité, la force et la coordination au niveau de la hanche, du genou et de la cheville.

Pour marcher sur un terrain irrégulier, les 3 principaux paramètres sont les suivants :

- Soulèvement du talon et passage du pas, afin d'éviter de traîner le pied sur la surface
- Extension pendulaire, afin d'assurer un positionnement sûr et correct du pied
- Stabilité de la position, afin de disposer de suffisamment de temps pour chercher un bon emplacement pour le pied contralatéral

Afin de permettre un meilleur passage du pas, les individus augmentent généralement la flexion du genou et de la hanche ainsi que la flexion dorsale du pied. Pour atteindre l'extension pendulaire, la personne force sur le quadriceps afin de s'assurer que la jambe n'est pas retenue par des obstacles interférant avec la phase d'oscillation. Une fois en position, le genou est stabilisé par les muscles ischio-jambiers et le quadriceps afin de s'assurer que la phase de double appui puisse attendre que la jambe contralatérale soit bien positionnée.

Dynamique réduite : prothèse passive

Comme décrit dans le paragraphe 2 (Soulèvement actif du talon), lors de l'utilisation d'une prothèse passive, la flexion du genou et, par conséquent, le passage du pas sont compromis si l'utilisateur n'est pas capable de s'appuyer sur les orteils de la prothèse de pied. Lorsque le sol est irrégulier ou mou, le positionnement du pied est instable, le genou risque de fléchir et la position est moins stable. Dans cette position, l'utilisateur n'est pas capable d'appliquer une charge suffisante sur les orteils et le genou fléchit moins ou pas du tout. Pour compenser, l'utilisateur marche avec une jambe raide. Pour éviter de trébucher, on remarque une contraction des fléchisseurs latéraux du tronc (élévation de la hanche), une marche en circumduction du côté de la prothèse et un fauchage du côté sain. Par conséquent, le temps de contact est réduit du côté de la prothèse et la charge est accrue du côté sain, entraînant également une réduction de la stabilité globale. Le risque de chute est accru lors de la marche sur un terrain accidenté avec une prothèse passive.

Dynamique restaurée : prothèse animée

Plusieurs facteurs viennent expliquer pourquoi le Power Knee a une meilleure tenue que les systèmes de genoux passifs. Le premier facteur est la différence de détection de la marche et l'initiation de la phase d'oscillation. D'autres facteurs influents ont été décrits précédemment comme un soulèvement actif du talon, une extension pendulaire animée et une stabilité de la position.

Le Power Knee utilise des informations du pied sain pour déterminer quel type d'activité est requis. Dès que le pied sain touche le sol, et que le côté de la prothèse est soulagé, la prothèse initie la flexion du genou même si la prothèse est soulevée prématurément. Cela correspond à la stratégie de compensation humaine qui consiste à augmenter la flexion de la hanche tout en fléchissant le genou pour surmonter les obstacles sur les terrains accidentés. En raison du soulèvement actif du talon qui se produit à ce stade, une flexion suffisante du genou est fournie et le passage du pas est assuré. Cela contribue à la sécurité des patients lors de l'oscillation intermédiaire en empêchant les orteils de toucher le sol et une éventuelle chute. Si la surface sous-jacente interfère avec l'extension pendulaire pendant l'oscillation intermédiaire, l'extension pendulaire animée garantira que le genou s'étend complètement et est prêt à soutenir l'utilisateur s'il s'appuie sur le genou. Un genou passif se déroberait si l'utilisateur s'appuie dessus lorsqu'il est fléchi.

À la fin de l'extension pendulaire, le genou stabilise activement la position. Le genou est maintenu en extension à l'aide d'un moteur et est prêt à accepter la charge, même si la surface est irrégulière. L'utilisateur peut continuer de s'appuyer sur la prothèse pour chercher un bon emplacement pour le pied sain, sans devoir contracter les extenseurs du moignon pour contrôler l'extension du genou. La stabilité de la position est améliorée et le risque de trébucher et de tomber est réduit.

B. Avantages supplémentaires

1. Position debout

Dynamique normale

En position debout, les genoux des personnes qui ne sont pas amputées sont légèrement fléchis et le poids du corps est réparti uniformément sur les deux jambes. Via l'activité musculaire excentrique et concentrique des muscles ischio-jambiers et du quadriceps, le genou contribue à stabiliser la position. Les personnes qui ne sont pas amputées sont capables de passer leur poids d'un côté à l'autre afin de soulager temporairement les structures ligamentaires et musculaires.

Du fait que la personne qui n'est pas amputée contrôle intégralement son genou, elle peut facilement soulever le genou du sol et permettre à la jambe de contourner solidement les objets ou obstacles, ou encore déplacer la jambe vers un sol stable.

Dynamique réduite

En position debout, appuyés sur une prothèse passive, la plupart des amputés comptent principalement sur la jambe saine pour maintenir la position et ils ne s'appuient que partiellement du côté de la prothèse. Dans cette position, l'amputé doit contracter les extenseurs de la hanche afin de maintenir activement une extension complète pour stabiliser la position. Certains genoux souples supportent une légère flexion, mais comme ils ne contrôlent pas l'amplitude et ne peuvent pas être ajustés individuellement pour une position debout, ils ne sont pas capables de soutenir complètement l'utilisateur et sont incapables de l'aider à revenir en extension complète. Par conséquent, les utilisateurs ne peuvent soulager leur jambe saine que de façon limitée, en forçant la prothèse d'articulation de genou en extension complète pendant quelques secondes.

Le genou passif n'est pas capable de contrôler l'extension lorsque la jambe est soulevée. Cela signifie que lorsque l'utilisateur maintient la jambe en l'air tout en cherchant un emplacement sûr pour le pied, ou qu'il soulève sa jambe pour éviter des objets, le genou plie. Dans cette position, il faut un mouvement compensatoire supplémentaire pour assurer un soutien suffisant avant de s'appuyer sur la jambe. Généralement, l'utilisateur devra lancer la jambe en extension puis poser rapidement le pied sur le sol pour maintenir cette extension. Si l'utilisateur n'y arrive pas, la position est beaucoup moins stable.

Le fait que le genou passif a besoin d'être entièrement tendu afin de rester droit en position debout compromet l'alignement de la prothèse. Dans l'histoire des prothèses passives, on aligne généralement des emboîtures avec 5 degrés de flexion afin d'éviter l'hyperlordose lombaire lors de la position debout avec le genou en extension complète. Cet alignement compensatoire influence l'ensemble de la fonction du genou.

Dynamique restaurée

Lors de l'utilisation d'un Power Knee, l'utilisateur est capable de répartir uniformément l'appui sur les deux jambes avec une légère flexion, comme chez les non-amputés. Cela est possible du fait que le genou, dans cette position, remplace les efforts concentriques et excentriques fournis par les groupes de muscles composés du quadriceps et des muscles ischio-jambiers. L'utilisateur est ainsi capable de déplacer son poids d'une jambe sur l'autre, afin de soulager alternativement les deux côtés. En même temps, le genou reste en extension lorsqu'il est soulevé, ce qui facilite le positionnement de la jambe au-dessus d'obstacles ou sur un terrain accidenté.

2. Se lever d'une chaise

Dynamique normale

Lorsqu'ils se lèvent d'une chaise, les non-amputés répartissent le poids sur les deux jambes. Cela contribue à la symétrie de la posture, facilite le passage en position debout et réduit la contrainte sur chacune des deux jambes.

Dynamique réduite

Lorsque les amputés se lèvent d'une chaise, ils appliquent majoritairement le poids sur leur jambe saine. En effet, elle est la seule source de force portante dont ils disposent. Cela génère un mouvement asymétrique du corps et applique une contrainte inégale sur les muscles utilisés. Pour les utilisateurs dont la jambe saine est affaiblie, se lever d'une chaise est souvent synonyme de beaucoup d'efforts et d'une immense contrainte.

Dynamique restaurée

Le Power Knee facilite activement l'action consistant à se lever d'une chaise. Le genou soulève le patient avec la même force et à la même vitesse que la jambe saine. Cela permet à l'utilisateur d'appliquer le même poids sur les deux jambes, de conserver une position symétrique pendant l'action et de réduire la contrainte sur le membre sain.

Un deuxième avantage lié à cette fonction est que lorsque l'amputé plie les genoux pour ramasser un objet sur le sol, il peut utiliser la même technique et ramasser l'objet en utilisant les deux jambes au lieu d'en surcharger une seule.

C. Fonction entièrement nouvelle

1. Montée de pente

Dynamique normale

Lorsqu'il marche sur une pente, le non-amputé applique des stratégies de compensation pendant l'oscillation et la phase de double appui. Pendant la phase d'oscillation, une flexion accrue du genou et de la hanche assure au pas le passage suffisant requis pour amener le pied d'une position inférieure à une position supérieure. À la fin de l'oscillation, le genou ne se tend jamais complètement. Cela signifie que, au moment du contact initial, ça n'est plus le talon qui touche le sol en premier, comme lors de la marche sur un terrain de niveau, mais l'ensemble du pied, ou même uniquement les orteils (marche sur la pointe des pieds si la pente est plus importante). Au cours de la position initiale, le genou reste légèrement fléchi afin de faciliter le mouvement vers l'avant et vers l'arrière du corps sur la jambe d'appui. Au cours de la position finale, le quadriceps se contracte, étendant le genou et soulevant le patient plus haut. Cette action permet de faciliter le transfert du poids du côté contralatéral.

Dynamique réduite

Lorsqu'il marche sur une pente, l'amputé utilisant une prothèse passive est incapable d'exécuter les stratégies compensatoires susmentionnées. Il lui faut adopter un mouvement anormal et asymétrique pour grimper une pente. Du fait que le genou passif n'est pas capable d'augmenter activement la flexion du genou, l'utilisateur doit accroître la flexion de la hanche. Il doit de plus combiner cet effort avec un soulèvement du bassin et un mouvement en circumduction pour accorder au pas le passage requis afin que la prothèse passe d'une position inférieure à une position supérieure. Une fois que la jambe est placée en haut de la pente, le genou est complètement tendu et l'utilisateur doit abuser de ses extenseurs de la hanche et du dos pour exécuter l'étape suivante avec le côté contralatéral. Cette activité génère une charge asymétrique du corps, une contrainte sur la région lombaire et une activité musculaire anormale supplémentaire entraînant un déploiement d'énergie plus important.

Dans des cas de figure où la pente est trop raide ou bien où l'utilisateur manque de force ou de contrôle volontaire, ce dernier est incapable d'amener la prothèse plus haut et il la place à côté de la jambe saine. Dans ce cas, la jambe saine est la seule à être active et toute la contrainte et l'effort reposent sur cette seule jambe.

Dynamique restaurée

Du fait que le Power Knee est capable de contrôler activement la position du genou pendant l'oscillation et la position, le genou est capable de reproduire la cinématique normale permettant de grimper une pente. Pendant la phase d'oscillation, le genou plie plus pour accorder au pas le passage suffisant requis pour amener le pied d'une position inférieure à une position supérieure. Au cours de l'oscillation finale, le genou reste légèrement fléchi avec pour résultat que tout le pied ou même seulement les orteils (marche sur la pointe des pieds en cas de pente plus raide) se posent au sol, exactement de la même façon que les non-amputés. Au cours de la position initiale, le Power Knee reste légèrement fléchi afin de faciliter le mouvement du corps vers l'avant et vers le haut sur la jambe d'appui. Au cours de la position finale, la fonction motrice du Power Knee remplace le quadriceps et amène le patient vers la position supérieure. Cette action facilite le transfert du poids vers le côté contralatéral, restaure la symétrie de la posture pendant l'ascension de la pente et répartit uniformément les forces sur les deux jambes. La région lombaire ne subit plus une charge excessive.

2. Montée d'escaliers

Dynamique normale

Lorsqu'il monte des escaliers, le non-amputé applique une stratégie alternée. Tour à tour, les deux jambes sont soulevées vers la marche supérieure et c'est le quadriceps qui permet de soulever le corps vers la marche supérieure. Afin d'y parvenir, le non-amputé doit augmenter l'angle de fléchissement du genou ainsi que la flexion de la hanche pour amener le pied d'une position inférieure à une position supérieure. Il faut disposer de suffisamment de force pour pouvoir étendre la jambe et soulever la personne vers le niveau suivant. Au cours de cette activité alternée, l'utilisateur applique la même charge aux deux jambes et les mouvements posturaux sont limités.

Dynamique réduite

Lors de la montée de marches avec une prothèse passive, deux des conditions préalables susmentionnées font défaut. La prothèse manque de puissance active pour permettre le positionnement de la prothèse sur la marche supérieure. L'amputé évite par conséquent de placer le pied sur un niveau plus élevé, et réserve cette action à la jambe saine. Une fois la jambe saine sur la marche supérieure, l'utilisateur se soulève en traînant la prothèse au même niveau que la jambe saine. Au cours de cette action, seule la jambe saine est active. Cela signifie que la contrainte sur cette jambe est double pour le même nombre de marches et que la charge est appliquée de façon asymétrique.

Dans certains cas, l'amputé essaiera de placer la prothèse passive sur la marche supérieure à l'aide de boîtiers telles que l'élévation de la hanche, la marche en circumduction et le fauchage du côté de la jambe saine. Dans ce cas, la jambe est posée sur la marche supérieure mais manque de force pour amener le corps à un niveau supérieur. L'amputé a alors recours à une stratégie compensatoire similaire à celle de la montée d'une pente. Une fois la jambe sur la marche supérieure, l'utilisateur doit abuser de ses extenseurs de la hanche et du dos afin de se soulever au niveau supérieur. Cette activité génère une charge asymétrique du corps, une contrainte sur la région lombaire et une activité musculaire anormale supplémentaire entraînant un déploiement d'énergie plus important.

Dynamique restaurée

Le Power Knee est capable de contrôler activement son mouvement et sa position, et il est programmé pour permettre de monter des marches. Cette stratégie permet de monter des marches en alternant les deux jambes, exactement de la même façon que les non-amputés. Dès que le pied sain est sur la première marche, le genou identifie la fonction exécutée comme une montée de marches et fournit la flexion de genou requise afin de permettre à l'utilisateur de fléchir la hanche et d'amener la jambe sur la marche supérieure. Dès que le pied est sur la marche, afin d'amener le patient à la marche suivante, le genou se tend activement avec une force et une vitesse égales à celles de la jambe saine.

Au cours de cette activité alternée, l'utilisateur applique la même charge sur les deux jambes et les mouvements posturaux sont limités. En comparaison de la prothèse passive, les contraintes appliquées sur la jambe saine et la région lombaire sont réduites et la fonction normale est restaurée.