

Nghiên cứu và thiết kế chân giả chủ động cho người khuyết tật

Study and design of a prosthetic leg for above-knee amputees

Võ Minh Long^{a,b*}, Đặng Ngọc Sỹ^{a,b}, Vũ Dương^{a,b}, Đinh Hữu Quang^{a,b},
Nguyễn Hữu Chiến^{a,b}, Nguyễn Duy Linh^{a,b}
Vo Minh Long^{a,b*}, Dang Ngoc Sy^{a,b}, Vu Duong^{a,b}, Dinh Huu Quang^{a,b},
Nguyen Huu Chien^{a,b}, Nguyen Duy Linh^{a,b}

^aTrung tâm Cơ khí, Trường Đại học Duy Tân, Đà Nẵng, Việt Nam

^aCenter of Mechanical Engineering, Duy Tan University, 550000, Danang, Vietnam

^bViện Nghiên cứu và Phát triển Công nghệ Cao, Đại học Duy Tân, Đà Nẵng, Việt Nam

^bInstitute of Research and Development, Duy Tan University, 550000, Danang, Vietnam

(Ngày nhận bài: 08/10/2022, ngày phân biện xong: 12/12/2022, ngày chấp nhận đăng: 22/01/2023)

Tóm tắt

Hiện nay dạng khuyết tật vận động chi dưới chiếm số lượng cao nhất trong điều tra tổng số người khuyết tật tại Việt Nam. Mất đi chi dưới sẽ ảnh hưởng rất nhiều đến việc di chuyển và khả năng lao động của họ. Đa phần những người khuyết tật chi dưới chọn sử dụng chân giả kiểu thông thường có tính linh động thấp, tạo ra dáng đi không tự nhiên. Chân giả kiểu chủ động được nhập từ nước ngoài nên có giá thành cao: một chân giả trên gối của hãng Ottobock có giá thành từ 35 đến 320 triệu đồng, hay chi phí lắp đặt một chân giả trên gối tại Vulcan Augmetics dao động trung bình từ 25 đến 45 triệu đồng. Xuất phát từ đó, nhóm nghiên cứu mong muốn chế tạo một kiểu chân giả chủ động có giá thành thấp, phù hợp thể trạng người khuyết tật tại Việt Nam.

Nhóm nghiên cứu đã phát triển được kiểu chân giả chủ động trên gối cho người khuyết tật với giá thành thấp (10 triệu đồng cho một chân giả). Chân có thể điều chỉnh được độ dài để đáp ứng sự phát triển của cơ thể, cho phép người khuyết tật sử dụng được trong thời gian dài hơn. Đầu gối có lắp cơ cấu giảm chấn thủy lực giúp gấp duỗi gối được tự nhiên. Bàn chân được thiết kế hướng đến tính đơn giản nhưng có độ đàn hồi cao giúp cho việc tiếp đất êm ái và bước đi nhịp nhàng.

Từ khóa: Người khuyết tật tại Việt Nam; chân giả chủ động; gối lắp cơ cấu giảm chấn thủy lực; chân có thể điều chỉnh độ dài.

Abstract

Recent general surveys of the disable people in Vietnam confirm that lower limb amputation accounts for the highest rate in comparison with other types of the disabilities. The loss of a lower limb strongly affected the mobility and work ability. The disabled people losing lower limb usually stand and work on the ordinary type of the lower limb, which exhibits the limited flexibility, unnatural walk. An active lower limb prosthesis has a high price as it is imported from abroad: An above-knee prosthetic from Ottobock costs from 35 up to 320 millions Vietnamese Dong, the average expense for the installation of an above-knee prosthetic at Vulcan Augmetics is from 25 to 45 million Vietnamese Dong. Based on this situation, the research team would like to produce a type of active lower limb with the reasonable price, suitable for the Vietnamese disabled.

*Tác giả liên hệ: Võ Minh Long; Trung tâm Cơ khí, Trường Đại học Duy Tân, Đà Nẵng, Việt Nam; Viện Nghiên cứu và Phát triển Công nghệ Cao, Đại học Duy Tân, Đà Nẵng, Việt Nam.

Email: longvo91@gmail.com

The research team have designed a type of active prosthetic leg for the disabled people at a low price (10 million Vietnamese Dong for a prosthetic leg). The leg should be adjustable to meet the growth process, allowing them to use for a long time. The knee is connected by hydraulic damping unit, making it flexible to swing. The foot is designed with simplicity, and high elasticity for the soft and eurhythmic movement.

Keywords: Disabled people in Vietnam; active lower limb; knee connected by hydraulic damping unit; adjustable prosthetic leg.

1. Giới thiệu

1.1. Tổng quan

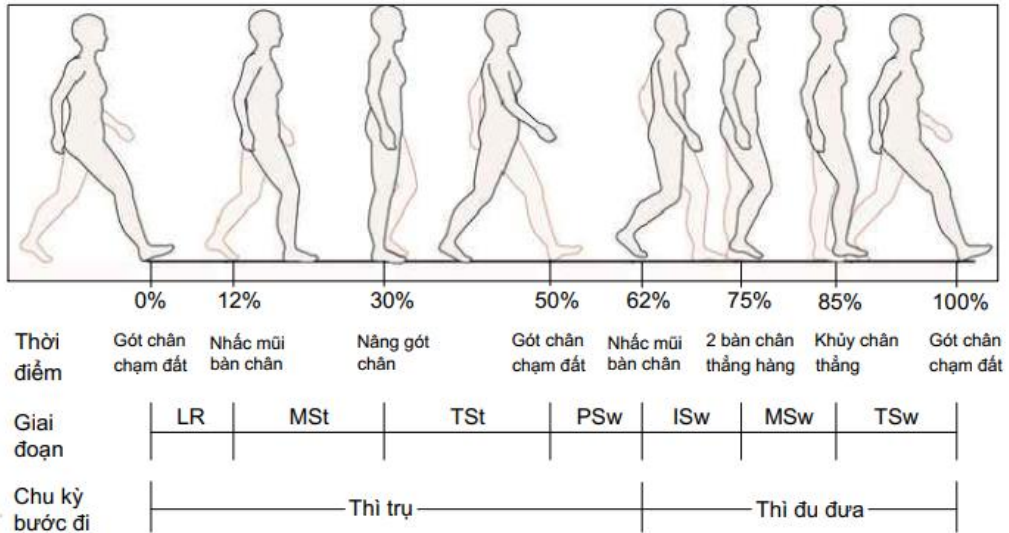
Chi dưới bị cắt cụt do nhiều nguyên nhân như tai nạn giao thông, tai nạn lao động, bỏng điện, bệnh tật... Chân giả trợ giúp cho người khuyết tật đi lại dễ dàng mà không cần sử dụng xe lăn. Có 2 loại chân giả là chân giả trên gối và chân giả dưới gối. Chân giả dưới gối sử dụng cho người khuyết tật bị cắt ngang xương chày, còn chân giả trên gối sử dụng cho người khuyết tật bị cắt cụt ngang xương đùi. Chân giả trên gối có cấu tạo chính gồm ổ mỏm cụt, khớp gối, cẳng chân và bàn chân.

Nghiên cứu này với mục tiêu tạo ra một chân giả trên gối với khả năng gập duỗi gối một cách linh hoạt, có thể điều chỉnh phù hợp với từng đối tượng sử dụng. Khớp gối gồm các loại: một trục, đa trục, điện sinh học. Khớp gối một trục có chuyển động gập duỗi gối quay quanh một trục (với 1 bậc tự do), tâm quay nằm ở vị trí nhất định, với sự trợ giúp chuyển động bởi hệ thống lò xo, hệ thống khí động hoặc thủy lực. Chuyển động của khớp gối đa trục quay quanh các trục, vị trí của tâm quay thay đổi (với 3 bậc tự do). Khớp gối điện sinh học được điều

khiển bằng hệ thống điện tử, có khả năng tự động gập và duỗi gối một cách độc lập [1].

Bàn chân cũng gồm nhiều loại: bàn chân SACH, bàn chân một trục, bàn chân đa trục và bàn chân cacbon. Bàn chân SACH được thiết kế đơn giản với một lõi bằng gỗ, composite hay bằng nhựa cứng, được bọc bên ngoài là vật liệu xốp, đàn hồi (PU, cao su) theo hình dáng thẩm mỹ của bàn chân. Bàn chân một trục có thêm khớp cổ chân có khả năng chuyển động theo hướng gập gan và gập mu bàn chân. Bàn chân đa trục ngoài gập gan, gập mu bàn chân còn có khả năng nghiêng trong, nghiêng ngoài. Không thực sự có các trục nhưng với thiết kế và vật liệu có đặc tính đàn hồi tốt, bàn chân cacbon có thể thực hiện các chức năng tương tự chân thật khi đi chuyển [1].

Chu kỳ bước đi của con người gồm các thì trụ và thì đu đưa. Thì trụ chiếm 62% thời gian của chu kỳ theo thứ tự các động tác: gót chân chạm đất, nhấc mũi bàn chân bên kia lên, nâng gót chân, gót chân bên kia chạm đất. Thời gian còn lại là thì đu đưa với các động tác lần lượt: nhấc mũi bàn chân, đưa chân về phía trước và gót chân chạm đất (Hình 1).



Hình 1. Chu kỳ bước đi

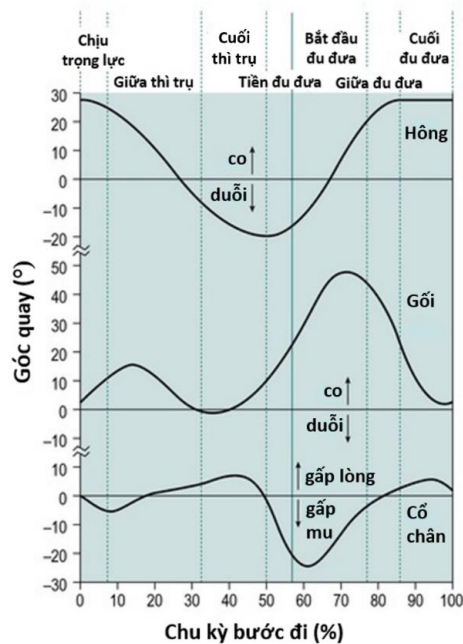
Thì trụ được chia thành các giai đoạn: chịu trọng lực (loading response - LR), giữa thì trụ (mid-stance - MSt), cuối thì trụ (terminal stance - TSt), tiền du đưa (pre-swing - PSw). Thì du đưa được chia thành các giai đoạn: bắt đầu du

đưa (initial swing - ISw), giữa thì du đưa (mid-swing - MSw) và cuối thì du đưa (terminal swing - TSw). Thời gian của các giai đoạn cụ thể như Bảng 1 [2].

Bảng 1. Các giai đoạn của chu kỳ bước đi

| Giai đoạn | LR | MSt | TSt | PSw | ISw | MSw | TSw |
|----------------------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|----------|
| Phần trăm chu kỳ (%) | 0 - 12 | 12 - 30 | 30 - 50 | 50 - 62 | 62 - 75 | 75 - 85 | 85 - 100 |

Hình 2 thể hiện góc quay các khớp hông (Hip), khớp gối (Knee) và khớp cổ chân (Ankle) trong một chu kỳ bước đi của con người [3].



Hình 2. Góc quay của khớp hông, khớp gối và khớp cổ chân

1.2. Mục tiêu đề tài

Thiết kế và chế tạo sản phẩm chi dưới chủ động cho người khuyết tật trên gối, cấu tạo gồm các phần: khớp gối, khuỷu chân và bàn chân. Sản phẩm đáp ứng được các tiêu chí như sau:

- Có giá thành thấp, phù hợp với điều kiện kinh tế ở Việt Nam;
- Phù hợp với thể trạng của người Việt;
- Có khối lượng nhẹ, sử dụng được cho cả người có cơ khớp hông yếu;
- Chịu được khối lượng người đến 100 kg;
- Thiết kế có tính mô đun hóa cao, dễ dàng bảo trì cũng như thay thế linh kiện;
- Khớp gối điều chỉnh được tùy vào từng đối tượng sử dụng, khả năng gấp duỗi tự nhiên;
- Khuỷu chân có thể điều chỉnh được chiều dài;
- Bàn chân có độ đàn hồi tốt, độ bền cao.

2. Phương pháp nghiên cứu

Khảo sát bộ kích thước mẫu chi dưới người Việt Nam qua các độ tuổi, từ đó lựa chọn kích thước phổ biến cho prototype.

Khớp gối sử dụng hệ thống giảm chấn thủy lực hỗ trợ chuyển động gấp duỗi. Trong chuyển động gấp, cần tính toán tương quan giữa lực giảm chấn, khối lượng cơ thể người và momen quay tạo ra bởi khớp hông; từ đó quyết định các thông số của hệ thống giảm chấn. Chuyển động duỗi được hỗ trợ bởi phản lực của lò xo, cần so sánh với trọng lượng chân giả để lựa chọn độ cứng và độ đàn hồi tương ứng cho lò xo.

3. Kết quả nghiên cứu

3.1. Bộ kích thước mẫu chi dưới người Việt Nam

Theo kết quả Tổng Điều tra Dinh dưỡng toàn quốc năm 2019-2020, chiều cao trung bình ở nhóm thanh niên nam 18 tuổi đạt 168.1cm, nữ đạt 156.2cm [4]. Dựa theo chiều cao tiêu chuẩn của tổ chức Y tế Thế giới [5], ta ước tính chiều cao trung bình của người Việt ở các nhóm tuổi như Bảng 2:

Bảng 2. Chiều cao trung bình người Việt Nam theo độ tuổi

| Tuổi | Chiều cao (cm) | | Tuổi | Chiều cao (cm) | |
|------|----------------|-------|------|----------------|-------|
| | Nam | Nữ | | Nam | Nữ |
| 8 | 120.4 | 121.4 | 14 | 156.2 | 151.6 |
| 9 | 125.7 | 126.5 | 15 | 162.5 | 152.9 |
| 10 | 130.8 | 131.6 | 16 | 165.8 | 155.7 |
| 11 | 135.9 | 137.2 | 17 | 167.6 | 155.7 |
| 12 | 141.5 | 142.2 | 18 | 168.1 | 156.2 |
| 13 | 148.6 | 149.9 | 19 | 168.9 | 156.2 |

Trong giải phẫu và nghệ thuật tạo hình, thì phần đầu (tính từ đỉnh đầu đến cằm) là đơn vị so sánh tỉ lệ toàn thân thông dụng nhất [6]. Đàn ông và phụ nữ ở tuổi trưởng thành (trên 18 tuổi) có chiều cao toàn thân bằng 7.5 lần chiều dài đầu, trong đó chiều cao từ khớp hông đến khớp gối (a) bằng 2 lần chiều dài đầu, chiều cao từ khớp gối đến gót chân (b) bằng 2 lần chiều dài

đầu. Thiếu niên từ 13 đến 17 tuổi có chiều cao toàn thân bằng 7 lần chiều dài đầu, trong đó a và b mỗi phần bằng 1.75 lần chiều dài đầu. Còn trẻ em từ 8 đến 12 tuổi có chiều cao bằng 6 lần chiều dài đầu với giá trị a và b bằng 1.5 lần chiều dài đầu. Từ đó ta lập được bảng chiều cao các phần của chi dưới (Bảng 3):

Bảng 3. Chiều cao các phần chi dưới của người Việt Nam theo độ tuổi

| Tuổi | Nam | | Nữ | | Tuổi | Nam | | Nữ | |
|------|--------|--------|--------|--------|------|--------|--------|--------|--------|
| | a (cm) | b (cm) | a (cm) | b (cm) | | a (cm) | b (cm) | a (cm) | b (cm) |
| 8 | 30.1 | 30.1 | 30.4 | 30.4 | 14 | 39.1 | 39.1 | 37.9 | 37.9 |
| 9 | 31.4 | 31.4 | 31.6 | 31.6 | 15 | 40.6 | 40.6 | 38.2 | 38.2 |
| 10 | 32.7 | 32.7 | 32.9 | 32.9 | 16 | 41.5 | 41.5 | 38.9 | 38.9 |
| 11 | 34.0 | 34.0 | 34.2 | 34.2 | 17 | 41.9 | 41.9 | 38.9 | 38.9 |
| 12 | 35.4 | 35.4 | 35.6 | 35.6 | 18 | 44.8 | 44.8 | 41.7 | 41.7 |
| 13 | 37.2 | 37.2 | 37.5 | 37.5 | 19 | 45.0 | 45.0 | 41.7 | 41.7 |

Lựa chọn kích thước cho prototype: đối tượng là người nam trưởng thành có chiều cao 168 cm, chiều dài bàn chân 26 cm. Chiều cao từ khớp hông đến khớp gối là 44.8cm, chiều cao từ khớp gối đến gót chân là 44.8 cm. Khuỷu chân điều chỉnh được chiều dài với độ điều chỉnh là ± 10 mm, bước điều chỉnh là 2.5 mm.

3.2. Thiết kế khớp gối

Khớp gối phải đảm bảo được sự cân bằng trong thì trụ và sự êm ái trong thì du đưa. Khớp gối sử dụng hệ thống giảm chấn thủy lực giúp cho việc duỗi chân diễn ra một cách tự nhiên, không gây ra va chạm mạnh (Hình 3). Trong đó hệ số giảm chấn và độ cứng lò xo được tính toán, lựa chọn khi thiết kế khớp gối. Còn momen lực tạo ra bởi cơ khớp hông, trọng lượng người, trọng lượng chân giả được xem xét như các thông số đầu vào.

$M_H(Nm)$ là momen quay của khớp hông, $M_K(Nm)$ là momen cản của giảm chấn, $F(N)$ là lực tác dụng lên giảm chấn, $Q(N)$ là phản lực của trọng lượng cơ thể, $S(N)$ là lực cản trên

mũi bàn chân khi khớp hông quay, $\alpha(^{\circ})$ là góc nghiêng của giảm chấn, $L(m)$ là chiều cao từ khớp hông đến bàn chân, $h(m)$ là chiều cao từ khớp gối đến bàn chân, $d(m)$ là khoảng cách tâm quay của khớp gối đến đường nối mũi bàn chân và khớp hông, $s(m)$ là khoảng cách từ khớp gối đến khớp quay trên của giảm chấn (Hình 4) [7].

Tổng momen khớp hông khi cân bằng:

$$M_H - SL = 0$$

$$Lực S = \frac{M_H}{L} \quad (1)$$

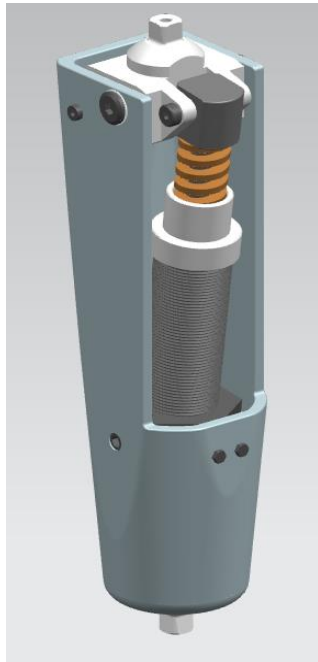
Tổng momen khớp gối khi cân bằng:

$$Sh - Qd - M_K = 0$$

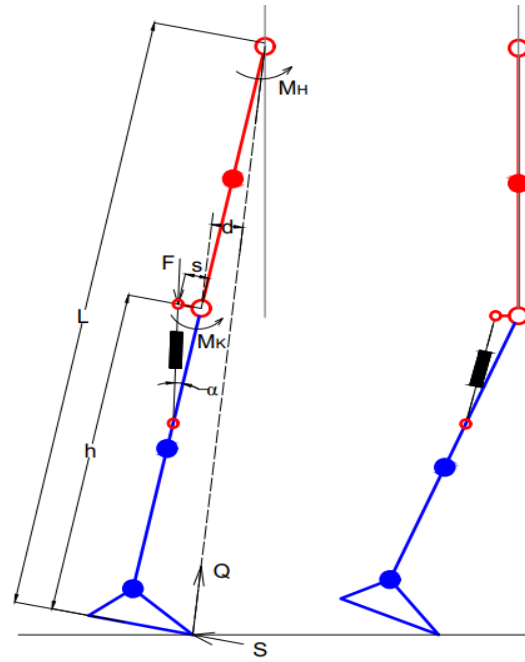
$$\frac{M_H}{L}h = Fscos\alpha + Qd$$

Lực tác dụng lên giảm chấn:

$$F = \frac{\frac{M_H}{L}h - Qd}{scos\alpha} \quad (2)$$



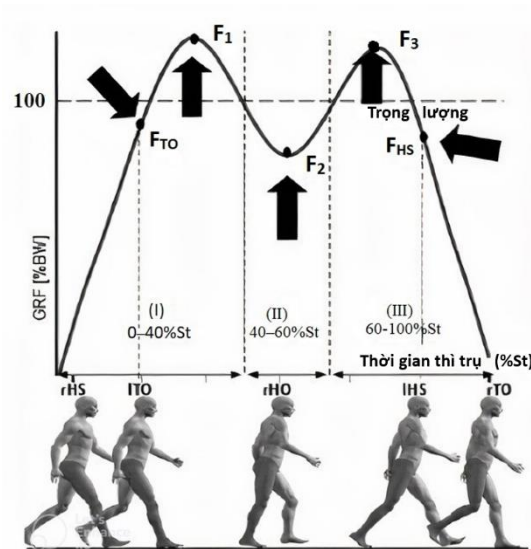
Hình 3. Thiết kế khớp gối



Hình 4. Phân tích lực khi gập gối

Phản lực Q trong thì trụ được mô tả như Hình 5 [8]. Tại thời điểm gót chân bên kia chạm đất (heel strike – HS) phản lực mặt đất lên chân $Q = F_{HS} \approx 0.8 Mg$ (N), sau đó giảm

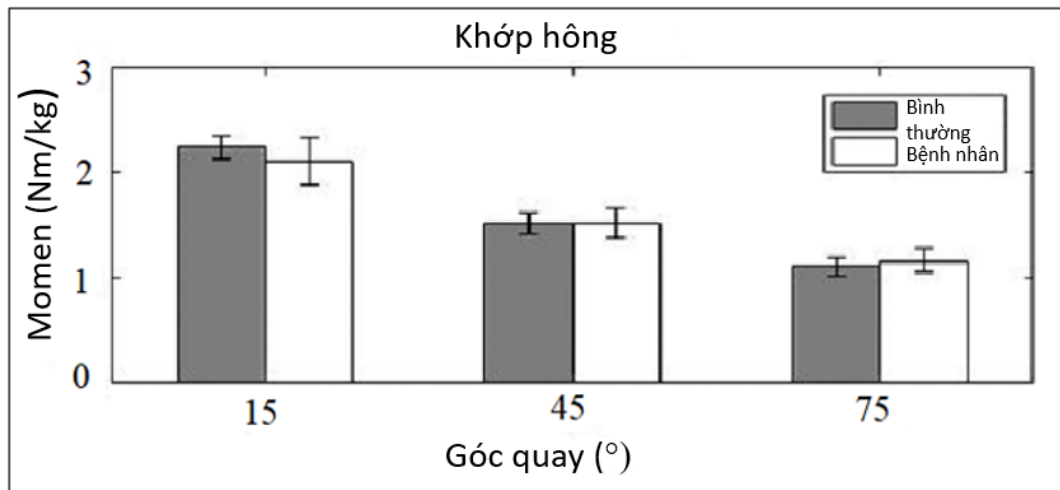
dần về 0 tại thời điểm nhấc mũi chân lên. Trong đó M (kg) là khối lượng cơ thể, g (m/s^2) là gia tốc trọng trường.



Hình 5. Phân lực mặt đất lên chân trong thì trụ

Momen quay khớp hông được đo ở người bình thường và người bệnh bị loạn sản khớp hông khi phân tích dáng đi như Hình 6 [9]. Tại

vị trí quay của khớp hông 15° , khớp hông có thể tạo ra momen quay với giá trị lên tới $2M$ (Nm), với M (kg) là khối lượng cơ thể.



Hình 6. Momen quay của khớp hông

$$\text{Từ (2), } F_{\max} = \frac{\frac{2M}{L}h - 0.8Mgd}{scos\alpha} \quad (3)$$

$$\text{Phản lực của giảm chấn: } T = k\Delta l \quad (4)$$

Trong đó, k là độ cứng lò xo, Δl là độ nén lò xo. Phản lực của giảm chấn thiết kế phải đảm bảo nhỏ hơn F_{\max} để khớp gối quay được.

Trong thí dụ đưa, phản lực lò xo giúp piston giảm chấn trở lại vị trí ban đầu. Vòng điều chỉnh trên giảm chấn có chức năng thay đổi tiết diện lỗ thoát dầu, qua đó tốc độ di chuyển của piston được điều khiển giúp chân duỗi trở lại êm ái. Gọi E_w (Nm) là năng lượng làm piston di chuyển, v (m/s) là vận tốc piston, m_e (kg) là khối lượng tác dụng:

$$E_w = \frac{1}{2} m_e v^2$$

$$v = \sqrt{\frac{2E_w}{m_e}} = \sqrt{\frac{2F\Delta l}{m_e}} \quad (5)$$

Theo thang phân loại của Hiệp hội Đái đường các nước châu Á (IDI & WPRO), chỉ số cân nặng BMI (Body Mass Index) bình thường của người Việt Nam là từ 18.5 đến 22.9 [10]. Lấy chỉ số BMI trung bình là 20.7, ta tính được khối lượng cơ thể M (kg) tương ứng với chiều cao H (m) theo công thức sau:

$$M = \text{BMI} * H^2 \quad (6)$$

Từ đó lập ra bảng kết quả lực gập gối lớn nhất F_{\max} và vận tốc piston v với phạm vi khối lượng tác dụng m_e của giảm chấn từ 50 đến 14,000 kg (Bảng 4). Các giá trị thông số thiết kế như $\alpha = 10^\circ$, $s = 21.4$ mm, $g = 9.81$ m/s², $d = 100$ mm, $\Delta l = 18.6$ mm tại vị trí khớp gối quay 50° (Hình 2):

Bảng 4. Lực F_{\max} và vận tốc v của các đối tượng có chiều cao khác nhau

| Chiều cao H (m) | Khối lượng M (6) (kg) | Độ cao L (m) | Độ cao H (m) | Lực F_{\max} (3) (N) | Vận tốc v (5) (m/s) |
|-----------------|-----------------------|--------------|--------------|------------------------|-----------------------|
| 1.60 | 53.0 | 0.86 | 0.43 | 543 | 0.04 – 0.64 |
| 1.68 | 58.4 | 0.90 | 0.45 | 596 | 0.04 – 0.67 |
| 1.75 | 63.4 | 0.94 | 0.47 | 647 | 0.04 – 0.69 |
| 1.80 | 67.1 | 0.96 | 0.48 | 685 | 0.04 – 0.71 |
| 1.85 | 70.8 | 0.98 | 0.49 | 723 | 0.04 – 0.73 |

Chọn lò xo có độ cứng $k = 15.69 \text{ N/mm}$, $\Delta l = 18.6 \text{ mm}$, từ (4): $T = 15.69 \times 18.6 = 292 \text{ N}$ nhỏ hơn giá trị F_{\max} tính trên Bảng 4.

Vòng điều chỉnh trên giảm chấn với các mức điều chỉnh được đánh số từ 0 – 12 (Hình 7), vị trí 12 tương ứng với giá trị vận tốc piston v nhỏ nhất, còn vị trí 0 tương ứng với giá trị vận tốc lớn nhất.

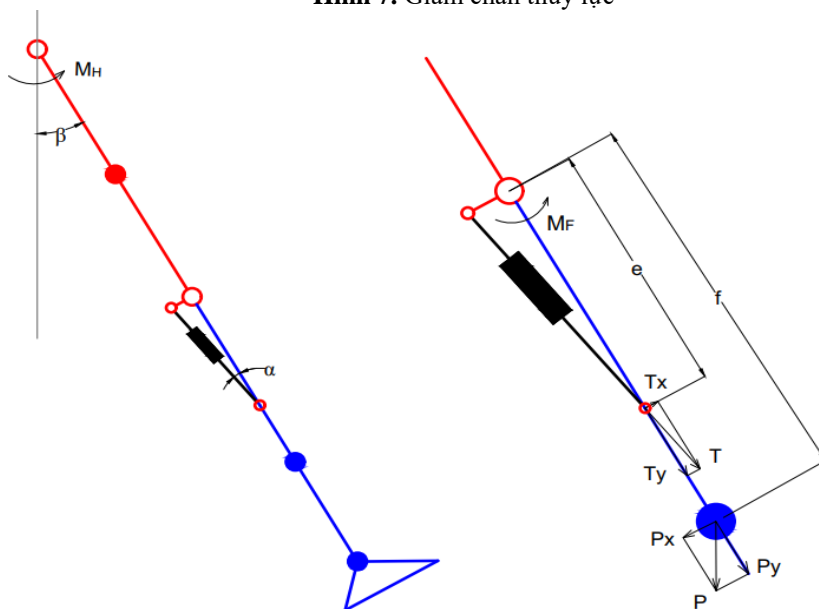
Vận tốc góc khớp gối tại thời điểm gặp gối $\omega = 5.2 \text{ rad/s}$ [11]. Từ đó tính ra vận tốc di

chuyển của piston là $v = s\omega = 0.0214 \times 5.2 = 0.11 \text{ (m/s)}$ nằm trong các khoản giá trị được tính ở Bảng 4. Vòng điều chỉnh được chỉnh về mức phù hợp khi lắp đặt chân để gối duỗi ra được tự nhiên.

Gọi $P \text{ (N)}$ là trọng lượng chân giả, $\beta \text{ (}^\circ\text{)}$ là góc quay khớp hông, $e \text{ (m)}$ là khoảng cách từ khớp gối đến khớp quay dưới của giảm chấn, $f \text{ (m)}$ là khoảng cách từ khớp gối đến trọng tâm của chân (Hình 8).



Hình 7. Giảm chấn thủy lực



Hình 8. Phân tích lực khi duỗi gối

Momen quay của khớp gối $M_F \text{ (Nm)}$ luôn có giá trị dương với:

$$M_F = T_x a - P_x b = T \sin \alpha e - P \sin \beta f \quad (7)$$

Với $P = 50 \text{ N}$, $\beta = 30^\circ$ (Hình 2), $e = 0.158 \text{ m}$, $f = 0.224 \text{ m}$ thì $M_F = 292 \times \sin 10^\circ \times 0.158 - 50 \times \sin 30^\circ \times 0.224 = 2.4 \text{ (Nm)}$.

3.3. Thiết kế khuỷu chân

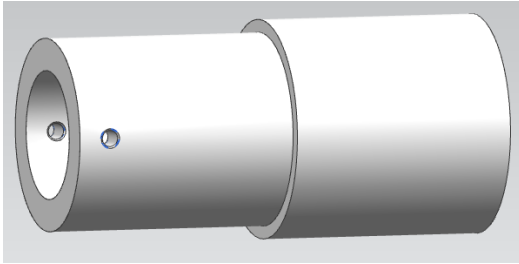
Khuỷu trên được chế tạo từ vật liệu hợp kim nhôm A5052, 2 lỗ ren M3 dùng để lắp với khuỷu dưới (Hình 9).

Khuỷu dưới được cắt từ ống inox 304 tiêu chuẩn có đường kính ngoài 34mm. Các lỗ $\varnothing 3.2 \text{ mm}$ được khoan tại 4 vị trí góc 90° , 2 lỗ kề nhau có tâm cách nhau 5mm để lắp bulong điều

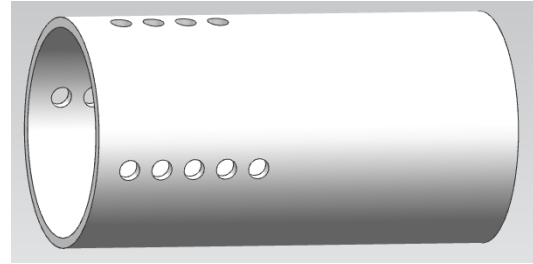
chỉnh. 2 lỗ đối diện có cùng khoảng cách so với đáy, 2 lỗ ở vị trí lệch nhau 90° có tâm cách nhau 2.5mm (Hình 10).

Khuỷu trên và khuỷu dưới được lắp lại với nhau bằng 2 bulong M3 (Hình 11). Độ điều chỉnh chiều dài tối đa là 20mm, bước điều

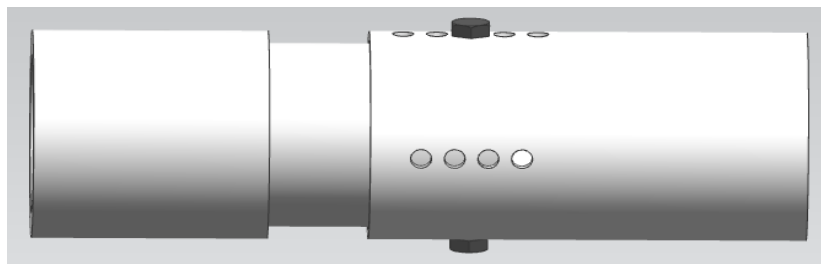
chỉnh là 2.5mm. Độ dài khuỷu chân sẽ được điều chỉnh trong quá trình cân chỉnh chân khi lắp đặt. Ngoài ra, khuỷu chân cũng có thể nối dài khi cơ thể người phát triển, tiết kiệm chi phí thay mới cho người sử dụng.



Hình 9. Khuỷu trên



Hình 10. Khuỷu dưới

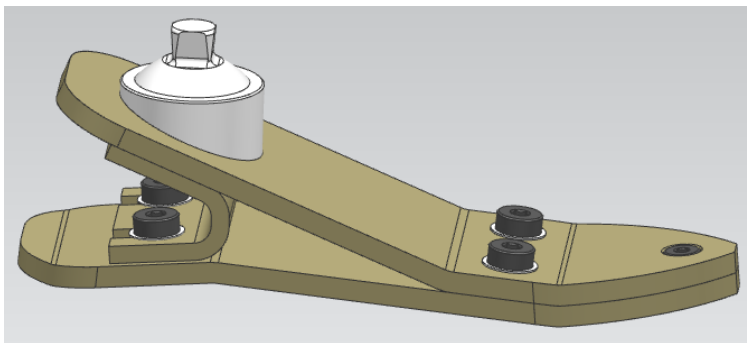


Hình 11. Khuỷu chân

3.4. Thiết kế bàn chân

Bàn chân được cấu thành từ 3 bộ phận: bàn dưới, bàn trên và nối chữ C (Hình 12). Các bộ phận được uốn từ thép tấm A572 carbon thấp,

cường độ cao. Ngoài tính dẻo dai, dễ tạo hình, A572 còn có tính chất cơ học tốt, độ bền cao. Trên bàn chân có đầu nối dùng để gắn với trục khuỷu thông qua khớp nối (Hình 13).



Hình 12. Hình bàn chân



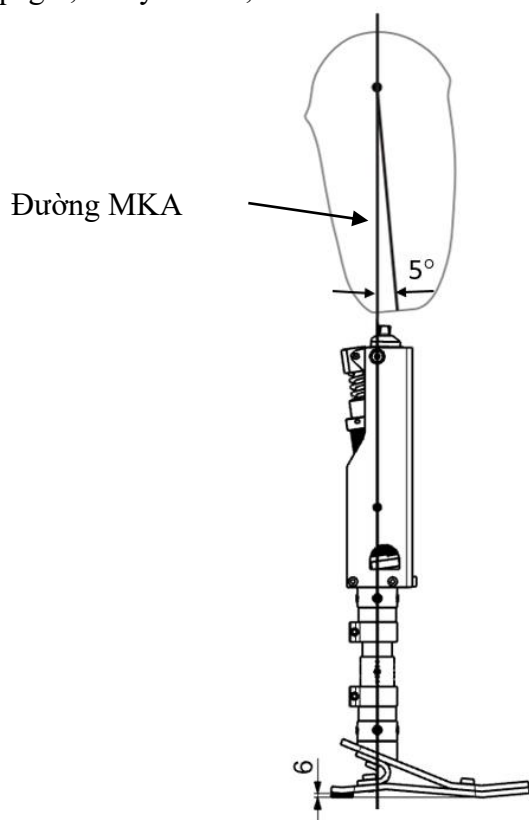
Hình 13. Khớp nối

3.5. Cân chỉnh

Hệ thống cân chỉnh được quy định cho các thiết kế chân giả trên gối để khớp gối có được sự ổn định. Có 2 hệ thống được áp dụng là hệ thống của Đức và của Mỹ. Hệ thống của Mỹ được phát triển bởi đại học California tại Berkeley, còn được biết đến với tên gọi “UC Berkeley”, sử dụng đường cơ sở TKA: trochanter (hông) – knee (gối) – ankle (cổ chân) là đường nối 3 điểm khớp hông, khớp gối và khớp cổ chân. Việc xác định điểm khớp hông trên thành ổ mỏm cụt dễ có sự sai lệch, nên sau này được cải tiến thành đường MKA: medial (giữa) – knee (gối) – ankle (cổ chân) [12], thay điểm nối khớp hông thành điểm nằm trên đường chia đôi ổ mỏm cụt. Thiết kế áp dụng cân chỉnh sử dụng đường cơ sở MKA, ổ mỏm cụt nghiêng 5° so với đường MKA, gót chân cách mặt đất một khoảng 6 mm (Hình 14).

4. Kết luận

Sản phẩm chân giả gồm các bộ phận chính: khớp gối, khuỷu chân, bàn chân và các khớp



Hình 14. Cân chỉnh chân giả

nối (Hình 15). Thiết kế đã đạt được mục tiêu tạo ra một chân giả chủ động an toàn, trọng lượng nhẹ, điều chỉnh được chiều dài, bắt chước gần giống với bước đi của con người. Đặc biệt, với thiết kế đơn giản và việc lựa chọn vật liệu chế tạo đã hạ giá thành sản phẩm một cách đáng kể, xuống còn chưa đến nửa so với sản phẩm của các hãng nước ngoài có mặt tại Việt Nam, phù hợp với thu nhập của đa số người Việt Nam. Tuy nhiên, với giá thành thấp và sự đơn giản trong thiết kế, sản phẩm sẽ không hoàn toàn bắt chước được bước đi của con người như một chân thật.

Sản phẩm chịu được tải trọng đến 100 kg, sử dụng cho những người trên 18 tuổi, với độ gập gối tối đa được 120° .

Bước tiếp theo, nhóm sẽ chế tạo và đo kiểm mô hình vật lý để hoàn thiện bản thiết kế, đồng thời thử nghiệm cho một số nhóm đối tượng nhằm kiểm chứng tính khả dụng của sản phẩm, tiến tới thương mại hóa sản phẩm trong một dự án khởi nghiệp tại Việt Nam.



Hình 15. Sản phẩm chân giả

Tài liệu tham khảo

- [1] Chính hình Việt Đức: www.chinhhinhvietduc.com
- [2] Drew van der Riet and Riaan Dtopforth. (2015). *A low cost, extendable prosthetic leg for transfemoral amputees*. Nova Science Publisher, Inc.
- [3] Musculoskeletal Key. *Normal gait*. www.musculoskeletalkey.com
- [4] Bộ Y tế. (2021). *Kết quả Tổng Điều tra Dinh dưỡng năm 2019-2020*. Bộ Y tế.
- [5] World Health Organization. (2007). *Height for age (5-19 years)*. World Health Organization.
- [6] Lương Xuân Nhị. *Giải phẫu tạo hình*. NXB Từ điển Bách Khoa.
- [7] C. W. Radcliffe. (1994). *Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria*. Prosthetics and Orthotics International.
- [8] Slavomir Winiarski and Alicja Rutkowska-Kucharska. (2009). *Estimated ground reaction force in normal and pathological gait*. Acta of Bioengineering and Biomechanics.
- [9] Henrik Sorensen, Dennis B. Nielsen, Julie S. Jacobsen and Kjeld Soballe. (2018). *Isokinetic dynamometry and gait analysis reveal different hip joint status in patients with hip dysplasia*. Hip International: the Journal of Clinical and Experimental Research on Hip Pathology and Therapy.
- [10] Viện nghiên cứu Dinh dưỡng TP. Hồ Chí Minh: www.viendinhduongtphcm.org
- [11] Winter, D.A. (1987). *The biomechanics and motor control of human gait*. Waterloo, Ontario: University of Waterloo.
- [12] C. W. Radcliffe. (1977). *Above-knee prosthetics*. Prosthetics and Orthotics International.