

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Stroke masih menjadi salah satu penyebab utama disabilitas di seluruh dunia (Alam *et al.*, 2014). Kelainan gait menjangkit cakupan yang cukup besar dari keseluruhan total pasien yang berhasil pulih dari stroke. Sekitar 20% hingga 30% pasien yang selamat dari fase akut stroke benar-benar kehilangan kemampuannya untuk berjalan, dengan sebagian lainnya mengalami disabilitas jalan yang sedang hingga berat (Paoloni *et al.*, 2010). Gait pasca stroke dicirikan dengan berkurangnya kecepatan jalan, kenaikan konsumsi energi, asimetri, *drop foot*, dan kurangnya aktivitas otot pada *stance phase* dalam siklus gait (Daryabor *et al.*, 2018).

Drop foot merupakan suatu gejala dari adanya gangguan neuromuskular yang mana dapat bersifat sementara maupun permanen. Pada penderita *drop foot*, otot *tibialis anterior* mengalami kelemahan, menyebabkan penderita tidak dapat melakukan gerak *dorsiflexion* untuk mengangkat *forefoot* dari landasan jalan (Hamedi *et al.*, 2015). Sebanyak 20% dari pasien pasca stroke ditemukan mengalami kelainan *drop foot* ini (Sturma *et al.*, 2019).

Selain kelainan *drop foot*, gait pasca stroke juga dicirikan dengan aktifitas otot yang kurang ketika *stance phase*. Transisi fase dari *mid-stance* menuju *terminal stance* ditandai dengan terjadinya *heel rise*. Proses *heel rise* ini diawali dengan gerak *plantarflexion* internal pada pergelangan kaki, untuk kemudian kaki akan melakukan gaya dorong pada landasan jalan sebagai usaha melakukan dorongan progresif ke depan untuk melanjutkan gerak jalan. Pada kondisi normal, *calf muscles* akan mencapai puncak kontraksi ketika *terminal stance*. Kontraksi ini memberikan kompensasi dari timbulnya momen gaya eksternal dari hasil dorongan kaki terhadap landasan jalan ketika proses *heel rise* (Stewart dan Shortland, 2010; Whittle, 2007).

AFO secara umum terbagi menjadi penahan pasif dan ortosis aktif yang dilengkapi dengan sistem kontrol yang canggih sehingga mampu berfungsi secara adaptif (Hamedi *et al.*, 2015). Lebih jauh lagi, AFO jenis pasif terbagi lagi menjadi *articulated* AFO (disertai dengan persendian mekanik) dan *non-articulated* AFO (tanpa persendian mekanik) (Daryabor *et al.*, 2018). Secara spesifik, *non-articulated* AFO dapat digunakan pada pasien pasca stroke yang parah dimana pasien memiliki keseimbangan yang buruk dan sikap berdiri yang tidak stabil (Chisholm dan Perry, 2012). Secara khusus, AFO jenis *solid* dapat diterapkan pada pasien pasca stroke dengan kelemahan otot *tibialis anterior* (penggerak *dorsiflexion*) dan *calf muscles* yang berfungsi sebagai kompensator pada *heel rise*. Hal ini dapat dicapai karena AFO *solid* mampu mencegah adanya *plantarflexion* serta *dorsiflexion* pada pergelangan kaki. Ketika *plantarflexion* dibatasi, maka permasalahan *drop foot* dapat teratasi, memberikan *foot clearance* yang lebih baik pada pasien. Selain itu, pembatasan *plantarflexion* akan menghambat proses *heel rise*. Hal ini akan mengeliminasi fase *terminal stance*. Dengan kondisi ini, fungsi *calf muscles* yang telah melemah pada pasien pasca stroke dalam stabilisasi proses gait menjadi tidak dibutuhkan lagi (Surmen *et al.*, 2017).

Saat ini, mayoritas AFO difabrikasi secara *custom*, mencakup persentase sebesar 73%. Di sisi lain, material yang paling sering digunakan adalah material termoplastis dengan persentase sebesar 83%. Proses produksi ini memakan waktu yang lama dan dilakukan secara manual, dimana keterampilan para ortotis benar-benar berpengaruh dan akan menentukan kualitas AFO yang telah terfabrikasi. Oleh karena itu, adanya kuantifikasi awal untuk mengukur karakter AFO yang merupakan faktor kunci seperti *stiffness* dan *thickness* akan sangat menguntungkan untuk menentukan sejauh apa asistensi yang dapat diberikan oleh sebuah AFO (Ielapi *et al.*, 2019).

Proses fabrikasi ortosis semacam AFO dapat dilakukan menggunakan *Computer Aided Design* (CAD) dan *Computer Aided Manufacture* (CAM) untuk meningkatkan kualitas layanan kesehatan pada pasien rehabilitasi (Syngellakis dan Arnold, 2012). Aplikasi keduanya dapat dicerminkan pada

penggunaan *Finite Element Method* (FEM) dalam proses pembuatan model AFO pada pasien yang spesifik. Metode ini memungkinkan ortotis untuk mengukur perilaku mekanis dan persebaran konsentrasi *stress* sebelum proses manufaktur AFO dijalankan. Adanya proses ini akan mengurangi terjadinya *error* sehingga akan menghemat waktu dan material fabrikasi yang terbuang percuma (Ielapi *et al.*, 2019).

Ketika proses gait sedang dijalani oleh pasien, AFO yang dikenakan akan mengalami gaya tekan mekanis, mengarah hingga titik *critical point* dimana akhirnya akan berujung keretakan di beberapa area spesifik pada AFO. Para ortotis menyelesaikan permasalahan ini dengan mengaplikasikan *reinforcements* struktural dengan berbagai bentuk spesifik dan posisi penempatan yang berbeda-beda. *Reinforcements* merupakan penguatan dalam bentuk penebalan pada desain AFO atau pemberian material penguat tambahan. Hasilnya, AFO prefabrikasi memiliki rasio fraktur satu banding dua relatif terhadap AFO yang difabrikasi secara *custom* (Gomes *et al.*, 2017). Dalam penelitiannya, Gomes *et al.* (2017) telah menggunakan *reinforcements* struktural pada bagian *retromalleolar* dengan dimensi *reinforcements* yang berbeda-beda. Hasilnya, *reinforcements* dengan ketebalan terbesar memberikan ketahanan terbaik.

Dengan pemaparan latar belakang ini, penulis akan melakukan proses analisis pada desain AFO yang diawali melalui tahap pembuatan model 3D, dengan variasi pada parameter panjang *reinforcements* yang diaplikasikan. Kemudian, model dianalisis dengan *Finite Element Method* (FEM). Hasil analisis yang didapatkan akan digunakan untuk membandingkan efek dari variasi *reinforcements* terhadap ketahanan AFO terhadap gaya yang dihasilkan pada *stance phase* dalam siklus gait.

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana peran parameter panjang *reinforcements* dan material terhadap ketahanan AFO pada kasus *drop foot*?
2. Kombinasi parameter manakah yang memberikan ketahanan AFO terbaik pada kasus *drop foot*?

1.3 Batasan Masalah

1. Proses pembuatan desain model 3D AFO yang akan diuji dilakukan menggunakan aplikasi *Autodesk Fusion 360*.
2. Simulasi yang dilakukan untuk menganalisis ketahanan AFO dilakukan menggunakan aplikasi *ANSYS 2019 R2* dan dibatasi berdasarkan fitur yang ada pada aplikasi tersebut.
3. Data sekunder diperoleh dari subjek yang normal tanpa adanya gangguan neurologis apapun yang dapat memicu kelainan *drop foot*.
4. Material yang digunakan pada proses simulasi dibatasi pada material serat karbon dan polipropilena.
5. Variasi panjang *reinforcements* yang akan digunakan bervariasi sepanjang: 260 mm; 130 cm; dan tanpa *reinforcements*. Ketebalan *reinforcements* yang digunakan sebesar 8 mm.

1.4 Tujuan Penelitian

1. Untuk mengetahui peran parameter panjang *reinforcements* dan material terhadap ketahanan AFO pada kasus *drop foot*.
2. Untuk mengetahui kombinasi parameter yang memberikan ketahanan AFO terbaik pada kasus *drop foot*.

1.5 Manfaat Penelitian

1. Memberikan sumbangsih pengetahuan dalam pengembangan rehabilitasi, terutama pada kelainan *drop foot* yang disebabkan oleh penyakit seperti *stroke*, *cerebral palsy*, dan *multiple sclerosis*.
2. Memberikan acuan bagi para dokter rehabilitasi mengenai pembuatan AFO yang memiliki ketahanan yang tinggi.