

PEMODELAN PERSAMAAN NEWTON-EULER PADA PENGEMBANGAN PROSTHETIC TANGAN KOSMETIK DALAM MENENTUKAN BESARNYA DAYA PADA SISTEM KABEL EXTERNAL

Lobes Herdiman, Retno Wulan Damayanti, I Wayan Suletra

Staf Pengajar Jurusan Teknik Industri FT-UNS, Surakarta
Laboratorium Perancangan dan Perencanaan Produk (P3) TI – FT UNS
Jl. Ir. Sutami No. 36A Kentingan Surakarta 57126
Telp: (0271) 632 110, Fax: (0271) 632 110
Lobesh@gmail.com

Abstrak

Pengembangan komponen telapak tangan prosthetic terdiri dari metacarpal, metacarpal pollicis, dan jari tangan. Bahan yang digunakan yaitu nylon, jumlah komponen sebanyak 87 dan berat 175 gram. Kemampuan ibu jari dan jari telunjuk memegang peranan penting dalam melakukan 6 model gerakan. Posisi ujung phalanx media-distalis ibu jari dan jari telunjuk bertemu pada satu titik, sehingga mampu melakukan gerakan dasar tangan. Pengujian dengan eksperimen empiris pada pengembangan prosthetic tangan kosmetik dilakukan untuk mengetahui rotasi dari titik koordinat pada sendi pada saat aktivitas pemegangan. Sumbu koordinat ruang dan sistem dimana sumbu x, y, dan z, dengan titik nol ditetapkan pada pangkal poros utama. Model mekanisme prosthetic tangan kosmetik dengan sistem penarikan pada kendali kabel eksternal. Pengukuran tekanan pada ibu jari dengan jari telunjuk sebesar 493 gram yang dilakukan dengan alat dial indicator, pengukuran tekanan ibu jari dengan jari tengah sebesar 487 gram. Pengujian beban tarikan kabel untuk membuka jari menjadi terbuka penuh sebesar 4.291 gram dengan alat force gauge. Persamaan Newton-Euler menghasilkan besarnya torsi melalui persamaan forward (maju) dan backward (mundur). Rotasi matriks yang disimbolkan ${}^xR_{x+1}$, dengan x adalah titik mulai dan x+1 adalah titik tujuan. Titik koordinat pada tiap ruas sebagai degree of freedom pada tiga titik, yaitu titik 0, titik 1, dan titik 2. Perhitungan matriks rotasi menggunakan titik awal (origin) dan titik tujuan (destination). Titik 0 jari ditentukan pada sendi metacarpophalangeal, titik 1 pada sendi interphalangeal proximalis, dan titik 2 pada ujung komponen phalanx media-distalis sebagai end effector dimana $\omega_0 = v_0 = 0$ dan gravitasi $g = 9,8062 \text{ m/s}^2$. Besarnya torsi maksimal dicapai pada gerakan spherical sebesar 10,00449 N.m, dengan mengkonversikan besaran torsi ke daya maka dicapai sebesar untuk gerakan spherical sebesar 12,5046 watt, dan daya terkecil pada gerakan lateral dan tip sebesar 12,5041 watt. Daya yang dihasilkan dapat digunakan sebagai dasar menentukan spesifikasi motor. Spesifikasi motor yaitu tipe motor servo dengan seri PTSV4835 atau SV4835, rpm 55,1, volt (12,13 V), I (4,27 amp), input (51,82 watt), torque (47 kg-cm), output (26,60 watt) dan efficiency sebesar 51,33%.

Kata kunci: Prosthetic tangan kosmetik, functional requirements, 6 model gerakan dasar, Newton Euler, torsi, daya

Abstract

Development of Prosthetic hand component consists of the metacarpal, metacarpal pollicis, and fingers. The material used is nylon, the number of components of 87 and 175 grams weight. Ability thumb and index finger an important role in the movement to 6 models. The position of the tip-media Phalanx distalis thumb and index finger meet at one point, so that they can perform the basic hand movements. Testing with empirical experiments on the development of cosmetics Prosthetic hand performed to determine the rotation of the coordinate points on the joints during activities of holdings. Coordinate axis and space axis system where x, y, and z, with zero point set at the base of the main shaft. Model mechanism cosmetics Prosthetic hand with withdrawal system to control an external cable. Measurement of pressure on the thumb with the index finger of 493 grams which is done by means of a dial indicator, measuring the pressure with the thumb middle finger for 487 grams. Load Testing pull cable to open the fingers to be fully open by 4291 grams with a force gauge. Newton-Euler equations to produce the amount of torque through the equation forward (forward) and backward (backward). Rotation matrix symbolized ${}^xR_{x+1}$, with x is the starting point and x + 1 is the destination point. Point coordinates on each segment as a degree of freedom on three points, namely the point 0, point 1 and point 2. Rotation matrix calculation using the starting point (origin) and the destination point (destination). Fingers 0

points specified in the metacarpophalangeal joints, point 1 on the interphalangeal joints proximalis, and point 2 at the end of the media components of Phalanx distalis as end-effector where $\omega_0 = v_0 = 0$ and the gravity $g = 9.8062 \text{ m/s}^2$. The amount of the maximum torque is achieved on the movement of spherical 10.00449 Nm, with the amount of torque to convert the power to achieve registration to the movement of spherical 12.5046 watts, and the smallest at lateral movement and the tip of 12.5041 watts. The resulting power can be used as the basis for determining the motor specifications. Specification of the type of motor servo motor with PTSV4835 or SV4835 series, 55.1 rpm, volts (12.13 V), I (4:27 amp), the input (51.82 watts), torque (47 kg-cm), output (26.60 watts) and the efficiency of 51.33%.
Keywords: Prosthetic hand cosmetics, functional requirements, the basic motion model 6, Newton Euler, Tosi, power

PENDAHULUAN

Fungsi *prosthetic* sebagai fungsional, meskipun dapat menjalankan beberapa fungsi tangan, namun bentuknya tidak menyerupai tangan asli. Fungsi pada *prosthetic* kosmetik masih terbatas dengan tingkat kemudahan pemakaian yang relatif rendah (Dario, P., Laschi, C et. al., 2000). Kebutuhan atribut *prosthetic* tangan kosmetik (*functional requirement*) yaitu nyaman, mampu memegang benda berbagai bentuk, ukuran, harga dan perawatan. Kebutuhan fungsional akan menentukan *design parameters* pada tahap *physical domain* yaitu berat *prosthetic* yang ringan, mudah pengoperasiannya, bentuk menyerupai telapak tangan manusia dengan pergerakan jarinya, menggunakan komponen yang tahan lama dan mudah diperoleh (Lobes Herdiman dkk., 2009). Model *prosthetic* kosmetik umumnya hanya mampu melakukan 1 gerakan dasar dari tangan yaitu gerakan memegang atau mengangka (Lobes Herdiman dkk., 2006). Meskipun dalam melakukan aktivitas gerakan memegang masih mempunyai tingkat resiko kejadian terhadap terlepas kembali benda yang dipegang masih cukup besar (Jumeno Desto, Toha Isa Setiasyah, 2007). Setidak-tidaknya mempunyai fungsi dasar dari kebutuhan dari tangan.

Persamaan Newton-Euler melalui persamaan *forward* (maju) dan *backward* (mundur) menghasilkan besarnya torsi dengan rotasi matriks yang disimbolkan ${}^xR_{x+1}$, dengan x adalah titik mulai dan $x+1$ adalah titik tujuan (Li-Chieh Kuo, 2007). Menetapkan titik koordinat pada tiap ruas sebagai *degree of freedom* pada tiga titik, yaitu titik 0, titik 1, dan titik 2. Titik 0 jari ditentukan pada sendi *metacarpophalangeal*, titik 1 pada sendi *interphalangeal proximalis*, dan titik 2 pada

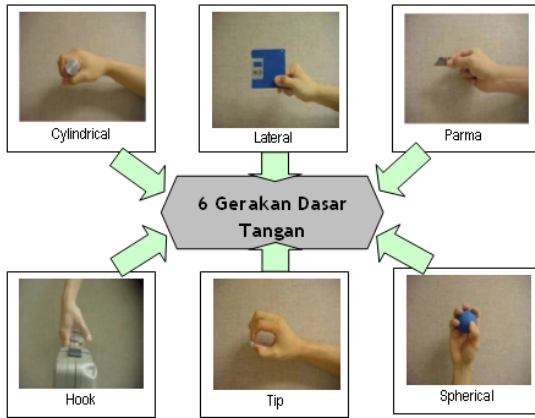
ujung komponen *phalanx media-distalis* sebagai *end effector* dimana $\omega_0 = v_0 = 0$ dan gravitasi $g = 9,8062 \text{ m/s}^2$.

Kecenderungan naiknya dari pengguna *prosthetic* tangan (Rumah Sakit Orthopedi Prof. Soeharso Surakarta, 2006) merupakan dampak dari kemajuan teknologi transportasi sebagai penyumbang kenaikan yang cukup dari kecelakaan lalu lintas sekitar 15%. Penyumbang ke dua dari tingkat keselamatan kerja di perusahaan yang belum serius menerapkan manajemen arti keselamatan dan kesehatan kerja (K3) sekitar 5% .

Permasalahan yang dapat dirumuskan yaitu bagaimana melakukan perbaikan pada desain *prosthetic* tangan kosmetik terhadap optimalisasi 6 model gerakan dasar tangan. Tujuan menghasilkan *prosthetic* tangan kosmetik yang memenuhi 6 dasar gerakan tangan berdasarkan besarnya gaya (kg/force) dan energi (joule) sehingga meningkatkan kemampuan dari *prosthetic* tangan dengan manfaat memperoleh persamaan Newton Euler dengan memperhatikan penarikan sumbu Z (0, 0, 0) pada $f(x, y, z)$ sebagai titik *degree of freedom (dof)* dari pergerakan *prosthetic* tangan.

TINJAUAN PUSTAKA

Pengembangan *prosthetic* tangan yang ditinjau dari kemampuan suatu jari tangan manusia dengan cara menirukan model anatomi alamiah dalam desain jari tangan *prosthetic*, sehingga menyerupai gerakan alamiah pada tangan.



Gambar 1. Model 6 gerakan tangan normal secara alamiah

Telapak Tangan Prosthetic

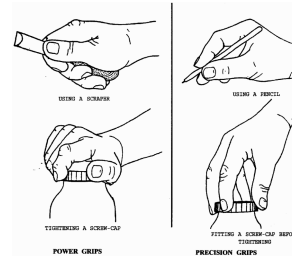
Prosthetic tangan kosmetik pada saat ini masih dirasakan banyak kekurangan dalam hal mengakomodasi keinginan dan kebutuhan (*wants and needs*) bagi para penyandang cacat untuk menjalankan aktivitas sehari-hari (Lobes Herdiman dkk., 2006). Salah satu penyebab adalah rancangan desain pada jari-jari tangan pada *prosthetic* tidak direncanakan untuk keperluan aktivitas.



Gambar 2. Rancangan desain prosthetic jari tangan

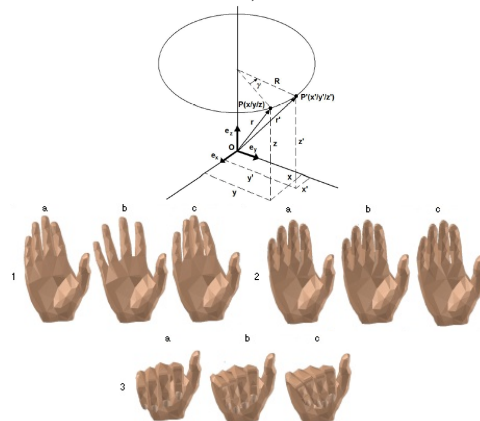
Perlu adanya kajian untuk mengukur kemampuan *prosthetic* tangan kosmetik untuk mampu mengakomodir harapan para penyandang cacat. Dimulai dari pengembangan kebutuhan fungsional diterjemahkan menjadi *design parameter* di dalam *physical domain* (Suh Nam P., 2001). Fu K. S. et al. tahun 1989 menyatakan bahwa kapabilitas pemegangan pada robot dipengaruhi oleh jumlah jari, sudut sendi, *degree of freedom (dof)*. Tangan manusia normal terdapat dua jenis pemegangan pada tangan manusia yaitu jenis pemegangan *power grip* dan *precision grip* (G. McBride, 1997). *Precision grip*,

jenis pemegangan ini terletak pada kemampuan ibu jari dan *metacarpal pollicis*. Pengukuran tekanan jari untuk jenis pemegangan *precision grip* adalah sebesar 15 kgf untuk laki-laki dan 10 kgf untuk perempuan. Model gerakan yang termasuk dalam jenis pemegangan *precision grip* adalah model gerakan *lateral*, *palmar*, dan *tip*. *Power grip*, jenis pemegangan *power grip*, ibu jari tidak berotasi dan lurus. *Power grip* tangan adalah model gerakan *cylindrical*, *spherical*, dan *hook*.



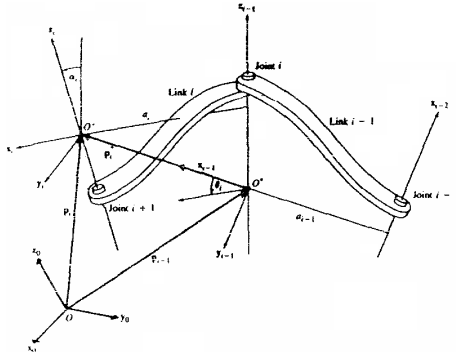
Gambar 3. Perbedaan jenis pemegangan power grip dan precision grip

Gerakan rotasi sebagai gerak translasi, penetapan titik pada perubahan sumbu, titik yang lain bergerak sepanjang arah busur lingkaran dalam letak orientasi tegak lurus terhadap sumbu (ID-Studiolab, 2006). Perpindahan dari gerak rotasi pada titik sembarang P yang akan dialokasikan sebagai P' dengan kosntan pada jarak z dari bidang xy ($z = z'$). Titik O merupakan titik yang berada pada koordinat ruang, titik O' titik pada koordinat sistem lengan robot (Fu K. S. et al. tahun 1989).



Gambar 4. Gerak rotasi pada sumbu-z dari sistem koordinat jari tangan

Matrik notasi dari beberapa persamaan mengenai rotasi yang diubah pada koordinat x dan y tetapi mengikuti koordinat z yang dapat diubah.



Gambar 5. Hubungan antara titik koordinat ruang dengan titik koordinat sistem

Tabel 1. Persamaan Newton-Euler berdasarkan koordinat sistem lengan robot

Persamaan	Notasi	Gerak Rotasi	Gerak Translasi
Forward equations	ω_i	$\omega_{i-1} + z_{i-1} \dot{q}$	ω_{i-1}
	$\dot{\omega}$	$\dot{\omega}_{i-1} + z_{i-1} \ddot{q} + \omega_{i-1} \times (z_{i-1} \dot{q})$	$\dot{\omega}_{i-1}$
	v_i	$\dot{\omega}_i \times p_i^* + \omega_i \times (\omega_i \times p_i^*) + v_{i-1}$	$z_{i-1} \dot{q} + \omega_i \times p_i^* + 2 \omega_i \times (z_{i-1} \dot{q})$
	a_i	$\dot{\omega}_i \times s_i + \omega_i \times (\omega_i \times s_i) + \dot{v}_i$	
Backward equations	F_i	$m_i a_i$	
	N_i	$I_i \dot{\omega}_i + \omega_i \times (I_i \omega_i)$	
	f_i	$F_i + f_{i+1}$	
	n_i	$n_{i+1} + p_i^* \times f_{i+1}$	
	τ_i	$n_i z_{i-1} + b_i \dot{q}_i$	$f_i z_{i-1} + b_i \dot{q}_i$

dengan;

- ω_i = Kecepatan angular untuk link i .
- $\dot{\omega}$ = Turunan kecepatan angular untuk ω_i .
- v_i = Turunan kecepatan linear untuk v_i .
- a_i = Percepatan linear untuk link i .
- z_{i-1} = Koordinat sumbu z untuk link $i-1$.
- \dot{q}_i = Turunan untuk fungsi percepatan angular pada link i dengan memandang koordinat sistem $x_{i-1}, y_{i-1}, z_{i-1}$.
- p_i^* = Posisi partikel p pada koordinat ruang $O^*x^*y^*z^*$.
- s_i = Jarak partikel i terhadap pusat koordinat.
- F_i = Total gaya luar yang terjadi pada link i .
- N_i = Total momen yang terjadi pada link i pada pusat massa.
- I_i = Matriks inertia link i pada pusat massa dengan menatap koordinat sistem.
- f_i = Gaya yang diberikan oleh link $i-1$.
- n_i = Total massa dari link i .
- τ_i = Torsi yang terjadi pada link i .

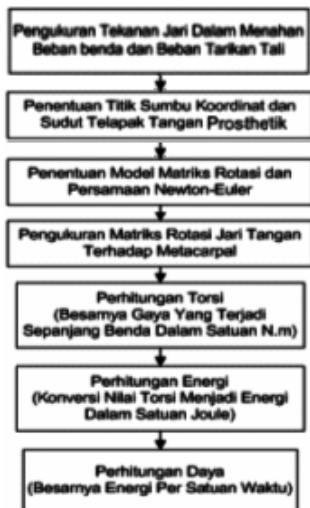
Gerak rotasi sekitar sumbu z yang ditugaskan sebagai $D_z(\gamma)$. Matrik menggambarkan rotasi disekitar sumbu y melalui sudut β dan disekitar sumbu x melalui sudut α dengan cara yang sama.

$$r' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = D_z(\gamma) \cdot r$$

...persamaan 1

Persamaan Newton-Euler digunakan untuk menghitung besarnya torsi melalui persamaan *forward* (maju) dan *backward* (mundur).

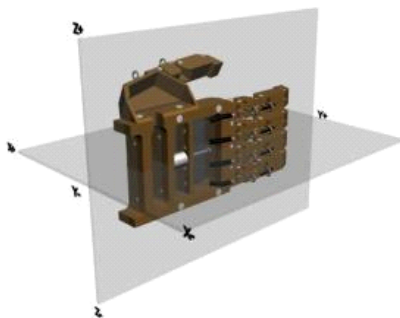
Metodologi desain *prothetic* tangan kosmetik terhadap optimalisasi 6 model gerakan dasar tangan.



Gambar 6. Metodologi pembahasan

PEMBAHASAN

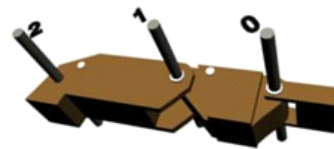
Arah sumbu koordinat ruang dan sistem dari telapak tangan *prothetic*. Arah untuk sumbu x , y , dan z , dengan titik nol ditetapkan pada pangkal poros utama dari telapak tangan *prothetic*. Titik koordinat pada tiap ruas jari telapak tangan *prothetic* dengan menetapkan *degree of freedom* pada tiga titik, yaitu titik 0, titik 1, dan titik 2.



Gambar 7. Arah sumbu koordinat ruang dan koordinat sistem

Titik 0 jari ditentukan pada sendi *metacarpophalangeal*, titik 1 pada sendi

interphalangeal proximalis, dan titik 2 pada ujung komponen *phalanx media-distalis* sebagai *end effector*.



Gambar 8. Penetapan titik koordinat sendi

Koordinat dititik 0 dianggap sebagai titik awal, maka titik 1 menjadi titik tujuan terhadap permukaan benda yang dipegang pada *phalanx proximalis*. Sama halnya dengan *phalanx media-distalis*, titik 1 menjadi titik mulai dan titik 2 menjadi titik tujuan terhadap permukaan benda. Rotasi yang terjadi untuk ke lima jari terjadi di sumbu z pada titik koordinat, z adalah tetap. Persamaan Newton-Euler melalui persamaan *forward* (maju) dan *backward* (mundur) menghasilkan besarnya torsi dengan rotasi matriks yang disimbolkan ${}^xR_{x+1}$, x adalah titik mulai dan $x+1$ adalah titik tujuan.

Rotasi Matriks	Transpose Rotasi Matriks
${}^0R_1 = \begin{bmatrix} C_1 & -S_1 & 0 \\ S_1 & C_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	${}^1R_0 = \begin{bmatrix} C_1 & S_1 & 0 \\ -S_1 & C_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$
${}^1R_2 = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 \\ S_2 & C_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	${}^2R_1 = \begin{bmatrix} C_2 & S_2 & 0 \\ -S_2 & C_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$
${}^0R_2 = \begin{bmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 \\ S_{12} & C_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	${}^2R_0 = \begin{bmatrix} C_{12} & S_{12} & 0 \\ -S_{12} & C_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

...persamaan 2

Phalanx proximalis ditetapkan sebagai ruas ke 1, *phalanx media-distalis* ditetapkan sebagai ruas ke 2, asumsi $\omega_0 = v_0 = 0$ dan gravitasi $g = 9,8062 \text{ m/s}^2$, maka;

Forward equations,

Perhitungan *angular velocity* (kecepatan angular) pada *revolute joint* pada jari dengan ruas jari ke $i = 1, 2, \dots, n$, diperoleh;

- untuk $i = 1$ ${}^1R_0\omega_1$

$$= {}^1R_0(\omega_0 + z_0 \dot{q}_1) \dots \text{persamaan 3}$$

$$= \begin{bmatrix} C_1 & S_1 & 0 \\ -S_1 & C_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \dot{q}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \dot{q}_1$$

- untuk $i = 2$,

$${}^2R_0\omega_2 = {}^2R_1({}^1R_0\omega_1 + z_0\dot{q}_2) \dots \text{persamaan 4}$$

Perhitungan *angular acceleration* (percepatan angular) untuk *revolute joint* pada jari untuk ruas jari ke $i = 1, 2, \dots, n$, diperoleh:

- untuk $i = 1$,

$$\begin{aligned} {}^1R_0\dot{\omega}_1 &= {}^1R_0(\dot{\omega}_0 + z_0\ddot{q}_1 + \omega_0 + z_0\dot{q}_1) \\ &= (0, 0, 1)^T \ddot{q}_1 \dots \text{persamaan 5} \end{aligned}$$

- untuk $i = 2$,

$$\begin{aligned} {}^2R_0\dot{\omega}_2 &= {}^2R_1({}^1R_0\dot{\omega}_0 + z_0\ddot{q}_2 + \omega_0 + z_0\dot{q}_1) \\ &= (0, 0, 1)^T (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) \dots \text{persamaan 6} \end{aligned}$$

Perhitungan *linear acceleration* (percepatan linear) untuk *revolute joint* pada ruas jari ke $i = 1, 2, \dots, n$, diperoleh;

- untuk $i = 1$ dengan $\dot{v} = (0, g, 0)^T$, diperoleh:

$$\begin{aligned} {}^1R_0\dot{v}_1 &= ({}^1R_0\dot{\omega}_1) \times ({}^1R_0p_1) + ({}^1R_0\omega_1) \times \\ &[({}^1R_0\omega_1) \times ({}^1R_0p_1)] + {}^1R_0\dot{v}_0 \dots \text{persamaan 7} \end{aligned}$$

- untuk $i = 2$,

$$\begin{aligned} {}^2R_0\dot{v}_2 &= ({}^2R_0\dot{\omega}_2) \times ({}^2R_0p_2) + ({}^2R_0\omega_2) \times \\ &[({}^2R_0\omega_2) \times ({}^2R_0p_2)] + \\ &{}^2R_1\dot{v}_1 \dots \text{persamaan 8} \end{aligned}$$

Perhitungan *linear acceleration* pada pusat massa dari ruas 1 dan 2, diperoleh:

- untuk $i = 1$,

$$\begin{aligned} {}^1R_0\dot{a}_1 &= ({}^1R_0\dot{\omega}_1) \times ({}^1R_0s_1) + ({}^1R_0\omega_1) \times \\ &[({}^1R_0\omega_1) \times ({}^1R_0s_1)] + {}^1R_0\dot{v}_1 \dots \text{persamaan 9} \end{aligned}$$

- untuk $i = 2$,

$$\begin{aligned} {}^2R_0\dot{a}_2 &= ({}^2R_0\dot{\omega}_2) \times ({}^2R_0s_2) + ({}^2R_0\omega_2) \times \\ &[({}^2R_0\omega_2) \times ({}^2R_0s_2)] + {}^2R_0 \dots \text{persamaan 10} \end{aligned}$$

Backward equations,

Ruas jari ke $i = 2, 1$ pada jari *telapak tangan prosthetic*, dengan asumsi tidak ada beban pada *end effector*, $f_3 = n_3 = 0$, menghitung gaya yang terjadi pada ruas jari ke i untuk $i = 2, 1$, adalah:

- untuk $i = 2$,

$$\begin{aligned} {}^2R_0f_2 &= {}^2R_3({}^3R_0f_3) + {}^2R_0F_2 \\ &= {}^2R_0F_2 = m_2 {}^2R_0a_2 \dots \text{persamaan 11} \\ &= \begin{bmatrix} m_2 l (S_2 \ddot{q}_1 - C_2 \ddot{q}_1^2 - \frac{1}{2} \ddot{q}_1^2 - \frac{1}{2} \ddot{q}_2^2 - \ddot{q}_1 \ddot{q}_2 + g m_2 S_{12}) \\ l (C_2 \ddot{q}_1 + S_2 \ddot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \ddot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \ddot{q}_2^2) + g m_2 C_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

- untuk $i = 1$,

$${}^1R_0f_1 = {}^1R_2({}^2R_0f_2) + {}^1R_0F_1 \dots \text{persamaan 12}$$

Perhitungan untuk momen yang terjadi pada ruas jari ke $i = 2, 1$, diperoleh;

- untuk $i = 2$ dengan $n = 3$, diperoleh;

$$\begin{aligned} {}^2R_0n_2 &= ({}^2R_0p_2^* + {}^2R_0s_2) \times ({}^2R_0F_2) + \\ &{}^2R_0N_2 \dots \text{persamaan 13} \end{aligned}$$

- untuk $i = 1$,

$$\begin{aligned} {}^1R_0n_1 &= {}^1R_2({}^2R_0n_2 + ({}^2R_0p_1^*) \times ({}^2R_0f_2) + \\ &({}^1R_0p_1^* + {}^1R_0s_1) \times ({}^1R_0F_1) + \\ &{}^1R_0N_1 \dots \text{persamaan 14} \\ &\text{sehingga,} \\ {}^1R_0n_1 &= {}^1R_2({}^2R_0n_2) + {}^1R_2[({}^2R_0p_1^*) \times \\ &({}^2R_0f_2)] + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 2 & & \end{bmatrix}^T \\ &\times ({}^1R_0F_1) + {}^1R_0N_1 \dots \text{persamaan 15} \end{aligned}$$

Torsi yang terjadi pada *joint* untuk ke dua ruas jari, untuk $i = 2$ dengan koefisien redam antar ruas jari $b_2 = 0$, diperoleh;

Model 1,

$$\begin{aligned} \tau_2 &= ({}^2R_0n_2)^T ({}^2R_1z_0) \\ &= \frac{1}{3} m_2 l^2 \ddot{q}_1 + \frac{1}{3} m_2 l^2 \ddot{q}_2 + \frac{1}{2} m_2 l^2 C_2 \ddot{q}_1 + \frac{1}{2} m_2 g l C_{12} + \frac{1}{2} m_2 l^2 S_2 \dot{q}_1^2 \dots \\ &\dots \text{persamaan 16} \end{aligned}$$

Model 2,

Pada $i = 1$, dengan koefisien redam antar ruas jari $b_1 = 0$, diperoleh;

$$\tau_1 = ({}^1R_0n_1)^T ({}^1R_0z_0)$$

$$= \frac{1}{3}m_1^2 \ddot{q}_1 + \frac{4}{3}m_1^2 \ddot{q}_1 + \frac{1}{3}m_1^2 \ddot{q}_2 + m_1 C_1^2 \ddot{q}_1 + \frac{1}{2}m_1^2 C_2 \ddot{q}_2 - m_1 S_1^2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 - \frac{1}{2}m_2 S_2 l_1^2 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2}m_1 g l_1 C_1 + \frac{1}{2}m_2 g l_1 C_{12} + m_2 g l_1 C_1$$

.....persamaan 17

Model 3,

Persamaan Newton-Euler pada model 1 dan model 2 belum memperhitungkan torsi yang terjadi pada pegas yang terletak pada sendi *metacarpophalangeal* dan sendi *interphalangeal proximalis*.

$$\tau_3 = F_3 \times r_3 \dots\dots\dots \text{persamaan 18}$$

$$\tau_4 = F_4 \times r_4 \dots\dots\dots \text{persamaan 19}$$

Model 4,

Persamaan Newton-Euler dapat digabungkan dengan rumusan yang digunakan untuk menghitung besarnya torsi pada pegas jari, sehingga mampu diaplikasikan pada telapak tangan *prosthetic*. Persamaan untuk menghitung besarnya torsi pada jari telapak tangan *prosthetic*.

$$\tau_{\text{jari}} = \tau_1 + \tau_2 + \tau_3 + \tau_4 \dots\dots\dots \text{persamaan 20}$$

Matriks rotasi diperoleh berdasarkan titik koordinat untuk data matriks rotasi gerakan *cylindrical*.

Tabel 2. Titik koordinat sendi jari untuk pemegangan cylindrical

Jari Telapak Tangan Prosthetic	Degree of freedom	Koordinat			Sudut (θ)
		x	y	z	
Jari telunjuk	0	1	8	2,3	124 ^o
	1	1,9	11	2,3	
	2	4,1	7,2	2,3	
Jari tengah	0	1	8	-1	154 ^o
	1	2,2	9	-1	
	2	5,5	7,5	-1	
Jari manis	0	1	8	-3	160 ^o
	1	3,2	7,5	-3	
	2	6,6	6	-3	
Jari kelingking	0	1	8	-5	163 ^o
	1	3,5	7,3	-5	
	2	4,7	6	-5	
Ibu jari	0	5	1,5	1,5	157 ^o
	1	5,2	2	1,5	
	2	5,1	2,7	1,5	

Jari telunjuk, matriks rotasi dilakukan dari titik 0 ke titik1, titik 1 ke titik 2, dan titik 0 ke titik 2. Pengukuran pada telapak tangan *prosthetic* untuk jari telunjuk.

$$\tau_2 = \frac{1}{3}(2,73 \times 10^{-3})(5 \times 10^{-2})^2 (1) + \frac{1}{3}(2,73 \times 10^{-3})(5 \times 10^{-2})^2 (1) + \frac{1}{2}(2,73 \times 10^{-3})(5 \times 10^{-2})^2 (0,69)(1) + \frac{1}{2}(2,73 \times 10^3)(98)(5 \times 10^2)(0,98) + \frac{1}{2}(2,73 \times 10^3)(5 \times 10^2)^2 (-0,265)(0)^2$$

$$= (22,75 \times 10^{-7}) + (22,75 \times 10^{-7}) + (23,55 \times 10^{-7}) + (66554 \times 10^{-7}) - 9 \times 10^{-7} = 6614,73 \times 10^{-7} \text{ N.m}$$

Besarnya daya diperoleh dengan melakukan konversi nilai torsi menjadi energi. Daya dibutuhkan untuk menggerakkan jari tangan *prosthetic* pada saat aktivitas pemegangan.

Tabel 3. Daya yang dibutuhkan dalam melakukan gerakan

Jenis Pemegangan	Model Gerakan	Total Daya
Power Grip	Cylindrical	12,5046
	Spherical	12,5047
	Hook	12,5044
Hand Grip	Lateral	12,5041
	Palmar	12,5042
	Tip	12,5041

Besarnya daya digunakan untuk menentukan kekuatan motor untuk menarik kabel pada telapak tangan *prosthetic*, sehingga pengguna menjadi lebih ringan. Kekuatan daya motor servo ditentukan dua kali dari hasil perhitungan daya pada gerakan *spherical*. Daya terbesar pada gerakan *spherical*, sebesar 12,5046 watt disebabkan dimensi benda kerja yang dipegang memiliki lebih besar dibanding benda kerja yang lain. Daya terkecil pada gerakan *lateral* dan *tip* sebesar 12,5041 watt. Besarnya daya dipengaruhi oleh ukuran benda yang dipegang dan desain telapak tangan *prosthetic*.

KESIMPULAN DAN SARAN

Pengembangan telapak tangan *prosthetic* mampu melakukan model 6 gerakan dasar tangan manusia yaitu gerakan *cylindrical*, *lateral*, *palmar*, *spherical*, *hook*, dan *tip*. Pengujian dengan eksperimen untuk mengetahui rotasi dari titik koordinat pada sendi pada saat aktivitas pemegangan. Sumbu koordinat ruang dan sistem dimana

sumbu x , y , dan z , dengan titik nol ditetapkan pada pangkal poros utama. Pengukuran tekanan pada ibu jari dengan jari telunjuk sebesar 493 gram tekanan ibu jari dengan jari tengah sebesar 487 gram. Pengujian beban tarikan kabel untuk membuka jari menjadi terbuka penuh sebesar 4.291 gram. Besarnya torsi maksimal dicapai pada gerakan *spherical* sebesar 10,00449 N.m, dengan mengkonversikan besaran torsi ke daya maka dicapai sebesar untuk gerakan *spherical* sebesar 12,5046 watt, dan daya terkecil pada gerakan *lateral* dan *tip* sebesar 12,5041 watt.

DAFTAR PUSTAKA

1. Dario P., Laschi C., Carozza M.C., Guglielmelli E., Teti G., Massa B., Zecca M., Taddeucci D., Leoni F.,(2000), *An Integrated Approach for the Design and Development of a Grasping and Manipulation System in Humanoid Robotics*, Proceedings of IROS 2000.
2. Fu K. S., Gonzales R. C., Lee C. S. G., (1989), *Robotics: Control, Sensing, Vision, and Intellegance*, McGraw Hill Book Company, New York, USA..
3. George Papaioannou, Yener N. Yeni, (2006), *Joints, Biomechanics Of, Director of Advanced Biomechanics Laboratory*, Department of Biomedical Engineering School of Engineering, The Catholic University of America, Washington DC 20064, Bone and Joint Center, Henry Ford Hospital, 2799 West Grand Boulevard, Detroit, Michigan, 48202, USA
4. ID-Studiolab, (2006), *Natural Hand Model*, Industrial Design Engineering, Accepted September 3, 2006 at 12:34:19 AM, TU Delft, Delft.
5. Jumeno Desto, Toha Isa Setiasyah, (2007), *Tangan Buatan Berteknologi Robot TB-1 Untuk Penyandang Cacat*, Jurusan Teknik Industri Universitas Andalas, Padang, Laboratorium Sistem Produksi Institut Teknologi Bandung, Prosiding Seminar Nasional Ergonomi dan K3, ISBN : 978-979-97571-3-5,Semarang.
6. Li-Chieh Kuo, (2007), *Quantitative Analysis of the Thumb Kinematics*, Dissertation for Doktor Phylosophi Doktor, Institute of Biomedical Engineering National Cheng Kung University Tainan, Taiwan.
7. Lobes Herdiman, I Wayan Suletra, Sulistyو Agung Wibowo, (2009), *Perancangan Atribut Desain Telapak Tangan Prosthetic Pada Jenis Prosthetic Tangan Kosmetik*, Proceedings Seminar Nasional Teknologi Industri 2009, Sinergi Perguruan Tinggi dan Industri Melalui Peningkatan Kualitas Riset dan Inovasi Teknologi, Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Sultan Agung (UNISSULA), 5 Agustus 2009, ISBN : 978-602-95235-0-8, Semarang.
8. Lobes Herdiman, Suletra I Wayan, Marhendro Dian Heri, (2006), *Kajian Terhadap Pengaruh Beban Angkat Dengan Pendekatan Biomekanik Pada Pemakai Prothese Tangan*, Prosiding Seminar Nasional Ergonomi dan K3, 29 Juli 2006 ISBN: 979-545-040-9, Surabaya.
9. Mcbride G., (1997), *Human Factors For Designers Of Equipment Prat 3: Body Strength and Stamina*, Derectorate of Standardization Ministri of Defence Glasgow.
10. Rumah Sakit Orthopedi Prof. Soeharso, (2006), *Data Pasien Amputasi*, Surakarta
11. Suh Nam P., (2001), *Axiomatic Design (Advances and Applications)*, Oxford University Press Inc, New York, USA.