

Analisis Biomekanika Pengaruh Sudut Pijakan Telapak Kaki Terhadap Gaya Reaksi Tumpuan

Nurida Finahari¹, Gatut Rubiono²

¹Teknik Mesin Universitas Widyagama Malang, Jl. Taman Borobudur Indah 3 Malang

²Teknik Mesin Universitas PGRI Banyuwangi, Jl. Ikan Tongkol 01 Banyuwangi

Email: nfinahari@widyagama.ac.id

Abstrak – Pijakan kaki di suatu permukaan merupakan fenomena umum yang terjadi di olahraga. Aspek biomekanika dapat diaplikasikan untuk menganalisis fenomena ini. Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan hasil analisis biomekanika sudut pijakan telapak kaki. Penelitian dilakukan secara analitis dengan membuat suatu pemodelan. Analisis dilakukan dengan menggunakan persamaan matematis yang menjadi penyelesaian umum terhadap gaya-gaya yang bekerja. Sudut kaki diasumsikan berkisar 0-60° dengan interval 5°. Massa kaki diasumsikan bagian telapak kaki sampai dengan sendi lutut. Data biometrik didapat dari referensi yang sesuai. Hasil analisis menunjukkan bahwa sudut pijakan kaki berpengaruh terhadap gaya reaksi yang terjadi dimana semakin besar sudut tumpuan kaki maka gaya reaksi yang terjadi pada tumpuan tersebut juga cenderung semakin besar. Hubungan pengaruh ini ditunjukkan dengan pola hubungan secara linier.

Kata kunci - analisis, biomekanika, sudut pijakan, telapak kaki

I. PENDAHULUAN

Gerak makhluk hidup dapat dipelajari dengan pendekatan ilmu mekanika yang disebut dengan biomekanika. Biomekanika adalah ilmu yang mempelajari gaya internal dan gaya eksternal yang bekerja pada tubuh manusia serta efek dari gaya tersebut. Gaya-gaya yang bekerja pada sistem organ gerak manusia dalam ilmu biomekanika antara lain gaya gravitasi, gaya reaksi, dan gaya otot. Aplikasi biomekanika dalam mempelajari gerak manusia umumnya menggunakan bantuan ilmu anatomi yang mempelajari struktur tubuh manusia [1].

Bidang ilmu biomekanika diawali oleh Aristotle (384-322 SM) yang menguji dan menulis gerakan-gerakan yang kompleks dari tubuh manusia seperti aktivitas berjalan dan berlari. Archimedes (287-212 SM) pertama kali menguji tubuh mengambang dan gerakan-gerakannya di air. Selanjutnya para ahli biomekanika menggunakan banyak peralatan untuk mengukur dan mencatat waktu, gerak dan gaya. Hal ini memicu perkembangan pengetahuan di bidang pengembangan biomekanika, biomekanika kepelatihan dan olahraga (termasuk tari) dan biomekanika rehabilitasi [2].

Kajian gerak makhluk hidup dilakukan dengan menerapkan teori-teori dan hukum-hukum tentang gerak. Hukum yang digunakan dalam analisis ini adalah hukum-hukum Newton. Hukum Newton II tentang gerak menyatakan bahwa gaya yang bekerja di suatu benda berbanding lurus dengan massa dan percepatan benda tersebut. Berkaitan dengan adanya gaya-gaya yang bekerja pada benda tersebut maka analisis dilakukan menggunakan hukum Newton III tentang aksi reaksi gaya dimana jika

suatu gaya dikenakan pada suatu benda maka benda tersebut akan memberikan reaksi yang sama besar tetapi arahnya berlawanan. Hukum-hukum ini sering digunakan dalam analisis gaya dan gerak.

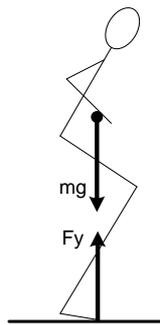
Dalam perspektif biomekanika, tubuh diobservasi sebagai batang penghubung pada sendi-sendi. Sendi-sendi dan gerakannya menjadi dasar analisa. Biomekanika mempelajari aspek-aspek yang dapat diukur dari gerakan (seperti kecepatan dan gaya) yang dapat mendefinisikan elemen gerak tubuh [3]. Rekaman video olahraga dan aktivitas pelatihan biasanya digunakan praktisi biomekanika untuk menganalisa secara menyeluruh pola gerak tubuh seseorang [4].

Sistem sumbu koordinat digunakan untuk menunjukkan gaya-gaya yang bekerja pada tubuh dan langsung disebut gaya-gaya reaksi. Gaya aksi yang bekerja kelandasan menyebabkan gaya reaksi yang bekerja pada tubuh. Gaya-gaya ini digunakan dalam analisis biomekanika. Gaya-gaya ini selanjutnya digunakan untuk mendapatkan persamaan-persamaan matematis. Persamaan matematis diselesaikan dengan membuat diagram benda bebas [2].

Gambar 1 adalah model gaya reaksi permukaan dan komponen gaya-gayanya untuk orang berlari [5]. Gambar 2 adalah contoh diagram benda bebas untuk orang yang melompat secara vertikal [2].



Gambar 1. Model biomekanika orang berlari [5]



Gambar 2. Diagram bendabebasloncatvertikal [2]

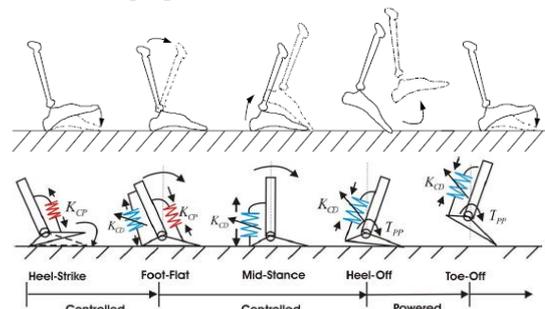
Permukaan tanah atau permukaan lainnya merupakan bidang kontak gaya yang bekerja terhadap atlet. Gaya reaksi ini dapat dibagi menjadi dua komponen yaitu gaya normal (F_n) dan gaya tangensial (F_t) terhadap permukaan kontak, sesuai gambar 1. Gaya normal selanjutnya disebut gaya gesek atau traksi. Traksi digunakan pada kondisi dimana gaya dibangkitkan dengan interaksi benda-benda yang saling kontak. Gaya gesek ini terjadi tanpa adanya penetrasi terhadap permukaan. Tanpa adanya gesekan atau traksi, gerakan dalam olahraga akan sangat sulit dilakukan [5]

Kaki merupakan bagian tubuh yang sangat penting dalam aktivitas manusia, khususnya dalam olahraga. Kaki menjadi unsur utama dalam aktivitas berjalan, berlari dan melompat. Posisi kaki, khususnya bagian telapak kaki menjadi parameter penting dalam penggunaan energi atau kekuatannya. Hal ini berkaitan dengan bekerjanya gaya-gaya dan gaya reaksi dengan permukaan atau bidang dimana telapak kaki tersebut berada. Gaya-gaya ini akan berpengaruh terhadap gerakan-gerakan kaki selanjutnya.

Penelitian biomekanika yang berkaitan dengan kaki manusia telah dilakukan. Biomekanika kaki merupakan paradigma baru yang berkembang seiring dengan hasil-hasil penelitian fungsi kaki [6]. Biomekanika diterapkan untuk tendangan kaki dalam sepak bola [7]. Kaki adalah titik sambungan kinetik di bagian bawah yang mengalami beban

dari luar. Studi biomekanika kaki dan sendinya dapat membantu aplikasi klinis [8].

Aplikasi biomekanika diaplikasikan pada pemodelan kaki yang sedang berjalan untuk mendesain alat bantu kaki buatan yang disebut dengan emulator. Emulator ini didesain dengan parameter mekanika yang lebih dinamis terhadap perubahan kecepatanjalan dan medan yang dilalui [9]. *Orthotics* kaki (alat bantu pemulihan fungsi tulang) merupakan pertimbangan utama untuk memperbaiki posisi dan disfungsi mekanik kaki. Penggunaan alat ini berpotensi mengembalikan fungsi kaki seperti awal pada lebih dari 70% pasien [10]. Sebanyak 53-83% pasien tetap menggunakan alat bantu meskipun gejala sakit telah teratasi. Penelitian selanjutnya dilakukan untuk pengembangan alat bantu dengan material yang lebih sesuai [11].

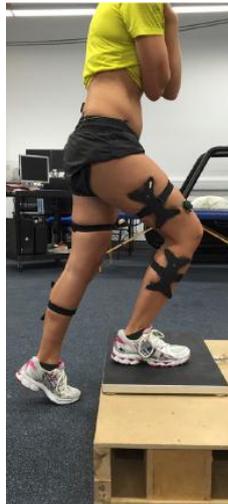


Gambar 3. Pemodelan mekanik kaki yang sedang berjalan [9]

Analisis biomekanika dilakukan untuk lompatan dasar *Basic Classical Dance Jump – The Grand Jete*. Hasil penelitian didapat kecepatan lari harus mencapai 2,4 m/dt dengan sudut lompatan 28-30° [12]. Aspek biomekanika juga diaplikasikan pada *drop landing* antarpenaridan non penari. Hasil penelitian menunjukkan bahwa penari-penari yang lebih berpengalaman memiliki resiko cedera yang relatif kecil [13]. Penelitian juga dilakukan untuk mendapatkan distribusi tekanan kaki terhadap sepatu jenis *trail walking shoes* saat berjalan. Sepatu jenis ini memberikan traksi dan penopang lebih baik meskipun di permukaan yang berbatu, berdebu atau berlumpur [14].

Penelitian juga dilakukan untuk kaki dan sendinya karena faktor penuaan. Faktor ini menyebabkan rasa sakit (*pain*) yang berpengaruh terhadap mobilitas dan kualitas hidup. Analisis distribusi tekanan terhadap kaki diperlukan untuk mengurangi tekanan terhadap bagian kaki yang mendapatkan beban yang tinggi [15]. Rasa sakit ini dipelajari dengan menggabungkan biomekanika kaki dan bagian pinggang. Hal ini dilakukan untuk mendukung pengobatan berbasis olahraga, ilmu tulang dan aplikasi umum lainnya [16]. Pemodelan biomekanika kaki bahkan telah memberikan dukungan positif pertimbangan klinis secara teknis

terhadap koreng kaki yang menderita diabetes dan berpotensi mengurangi tingkat amputasi [17].



Gambar 4. Pengujian biomekanika kaki dan pinggang [16]

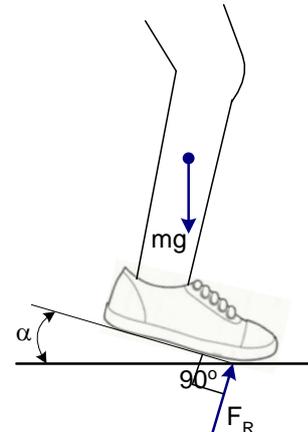
Posisi kaki yang berbeda untuk berbagai aktivitas gerak akan menyebabkan perbedaan luas telapak kaki yang bersinggungan atau kontak dengan permukaan. Posisi ini sesuai dengan aktivitas fisik yang dilakukan seperti berjalan, melompat, mendaratkan kaki dan lain-lain. Hal ini akan memberikan gaya aksi yang berbeda terhadap permukaan dan gaya reaksi permukaan yang berbeda pula. Analisis biomekanika pengaruh sudut pijakan kaki dapat digunakan untuk menjelaskan fenomena ini.

II. METODOLOGI

Penelitian dilakukan secara analitis. Kaki diasumsikan menggunakan sebuah sepatu. Bagian yang dianalisis adalah telapak kaki sampai dengan lutut. Berdasarkan gambar 2 maka pada bagian kaki di bawah lutut bekerja gaya sebagai akibat massa tubuh dan faktor gravitasi, mg . Gaya ini akan diteruskan ke bagian telapak kaki melalui titik tumpuan yaitu persendian di bagian mata kaki. Gaya reaksi sendi ini selanjutnya akan bekerja di bagian telapak kaki dimana ujung gaya bekerja di bagian yang bersentuhan dengan permukaan.

Sudut pijakan kaki dengan komponen gayanya selanjutnya dimodelkan pada seperti gambar 5. Analisis dilakukan untuk mendapatkan penyelesaian persamaan matematis terhadap gaya-gaya yang bekerja. Sudut kaki diasumsikan berkisar $0-60^\circ$ dengan interval 5° . Massa kaki diasumsikan bagian sampai dengan sendi lutut. Berdasarkan referensi [18], bagian ini 6.18 persen dari berat total tubuh dimana berat rata-rata untuk laki-laki sebesar 73 kg. Faktor gravitasi sebesar 9.81 m/dt^2 . Penyelesaian matematis ini akan menghasilkan persamaan umum gaya-gaya yang bekerja dan gaya-gaya reaksi yang terjadi. Selanjutnya nilai-

nilai variabelnya diinputkan untuk mendapatkan contoh hasil perhitungan.

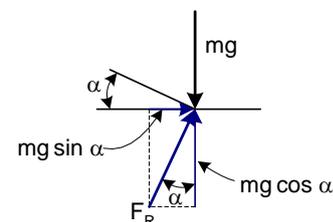


Gambar 5. Pemodelan sudut pijakan kaki

Gambar 5 menunjukkan bahwa kaki memiliki gaya yang bekerja karena massanya (m) dan faktor gravitasi (g). Bagian permukaan kontak akan memberikan gaya reaksi (F_R) sebagai penerapan hukum Newton III. Penerapan gaya-gaya yang bekerja dan gaya-gaya reaksi ini akan merupakan fungsi dari sudut pijakan kaki (α).

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Diagram benda bebas gaya-gaya yang bekerja berdasarkan pemodelan pada gambar 5 dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 6. Diagram gaya

Gaya F_R adalah resultan dua gaya pada komponen sinus dan cosinus. Gaya ini dihitung dengan persamaan resultan gaya dengan rumus kosinus sebagai berikut [19]:

$$R = \sqrt{|F_1|^2 + |F_2|^2 + 2|F_1||F_2|\cos \alpha} \quad (1)$$

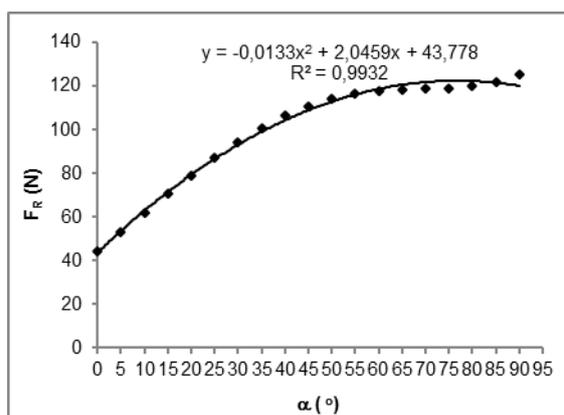
Dengan memasukkan variabel-variabel biometrik dari referensi [18] ke persamaan (1) maka didapat hasil perhitungan sebagai berikut:

TABEL 1.
HASIL PERHITUNGAN GAYA

m (kg)	g (m/dt ²)	α (°)	F_1 (mg cos α)	F_2 (mg sin α)	F_R (N)
4,51	9,81	0	44,26	0,00	44,26
4,51	10,81	5	48,58	4,25	52,82

4,51	11,81	10	52,47	9,25	61,60
4,51	12,81	15	55,82	14,96	70,38
4,51	13,81	20	58,55	21,31	78,91
4,51	14,81	25	60,55	28,24	86,97
4,51	15,81	30	61,77	35,66	94,35
4,51	16,81	35	62,12	43,50	100,89
4,51	17,81	40	61,55	51,65	106,42
4,51	18,81	45	60,00	60,00	110,87
4,51	19,81	50	57,45	68,46	114,21
4,51	20,81	55	53,85	76,90	116,47
4,51	21,81	60	49,20	85,21	117,79
4,51	22,81	65	43,49	93,26	118,40
4,51	23,81	70	36,74	100,94	118,64
4,51	24,81	75	28,97	108,11	118,95
4,51	25,81	80	20,22	114,67	119,85
4,51	26,81	85	10,54	120,49	121,86

Data di tabel 1 dapat ditampilkan dalam bentuk grafik hubungan antara sudut kaki (α) dan gaya reaksi yang terjadi (F_R) sebagai berikut:



Gambar 7. Grafik Hasil Perhitungan

Grafik pada gambar 7 menunjukkan bahwa semakin besar sudut tumpuan kaki maka gaya reaksi yang terjadi pada tumpuan tersebut juga cenderung semakin besar. Gaya reaksi maksimum pada contoh perhitungan dengan rentang sudut yang sudah ditentukan terjadi pada sudut kaki 90° yaitu sebesar 121,86 N. Gaya reaksi minimum terjadi pada sudut kaki 0° yaitu sebesar 44,26 N. Besarnya gaya reaksi ini dikarenakan nilai sinus dan cosinus dimana kedua nilai sudut ini saling bertolak belakang. Diagram pada gambar 6 menunjukkan bahwa komponen gaya cosinus lebih dominan dibandingkan komponen gaya sinus. Hal ini terlihat jelas pada sudut 0° dimana nilai sinus 0° adalah nol. Selanjutnya semakin besar sudut maka nilai cosinus juga akan semakin besar.

Sudut kontak kaki terhadap permukaan akan memberikan gaya akibat massa kaki dan konstanta gravitasi dengan arah bekerjanya gaya sejajar dengan sumbu telapak kaki secara horisontal. Gaya

ini ujungnya bekerja pada bidang kontak antara telapak kaki dengan permukaannya. Gaya ini bekerja sebagai gaya aksi dari kaki terhadap permukaan tanah. Kondisi ini menyebabkan gaya reaksi yang bekerja membentuk sudut 90° dengan gaya aksi tersebut. Gaya reaksi ini ujungnya juga bekerja di bidang kontak atau bersinggungan dengan ujung gaya aksi tetapi arah bekerjanya gaya berlawanan sesuai dengan hukum Newton III. Fenomena ini menyebabkan perbedaan gaya reaksi yang terjadi sesuai dengan sudut kontak telapak kaki atau pijakan kaki di permukaan.

Perubahan gaya reaksi akibat pengaruh sudut kaki dapat dilakukan pendekatan dengan garis regresi sesuai gambar 7. Garis regresi menunjukkan pola hubungan polinomial derajat dua dengan nilai $R^2 = 0,96932$. Hal ini sesuai dengan kenaikan gaya reaksi yang relatif drastis pada nilai sudut rendah yaitu antara $0-20^\circ$. Kenaikan berikutnya terjadi secara gradual tetapi kenaikannya relatif kecil. Hal ini menunjukkan bahwa perhitungan yang dilakukan sudah sesuai dengan kondisi fenomena fisik yang terjadi di permasalahan tersebut. Posisi kaki 0° adalah posisi dimana telapak kaki horisontal dan hampir semua bagian telapak berkontak dengan permukaan. Posisi 90° adalah posisi kaki yang tegak lurus terhadap permukaan. Posisi ini menyebabkan gaya reaksi terbesar sehingga secara fisik hal ini dapat mengganggu keseimbangan posisi kaki.

Sudut tumpuan kaki yang semakin besar dan berakibat gaya reaksi yang semakin besar berimplikasi terhadap 2 kondisi yaitu kaki pada kondisi diam (statis) dan kondisi bergerak (dinamis). Pada kondisi statis maka gaya reaksi yang semakin besar akan menyebabkan kaki menjadi relatif lebih mudah lelah, khususnya pada bagian yang berkontak langsung dengan permukaan yang dipijak. Sedangkan pada kondisi dinamis, gaya reaksi yang besar dapat dimanfaatkan sebagai energi kinetik yang berfungsi sebagai gaya tolak pada suatu gerakan misalnya gerak melompat, berlari dan lain-lain. Untuk itu sudut pijakan kaki sangat perlu mendapatkan perhatian berkaitan dengan gaya reaksi yang terjadi.

IV. KESIMPULAN DAN SARAN

Sudut pijakan kaki berpengaruh terhadap gaya reaksi yang terjadi dimana semakin besar sudut tumpuan kaki maka gaya reaksi yang terjadi pada tumpuan tersebut juga cenderung semakin besar. Hubungan pengaruh ini ditunjukkan dengan pola hubungan secara linier. Untuk penelitian sejenis atau penelitian selanjutnya dapat dilakukan dengan eksperimen yang menggunakan metode-metode pengukuran gaya atau melakukan analisis terhadap bagian kaki secara keseluruhan.

NOMENCLATURE

m	massa tubuh
	kg
g	konstanta gravitasi
	m/dt^2
F_1	gaya reaksi komponen sinus
	N
F_2	gaya reaksi komponen cosinus
	N
FR	gaya reaksi
	N
R	resultan gaya
	N
α	sudut pijakan kaki
	o

for Lower Extremity in Gait Wearing Trail Walking

Shoes, Meeting Abstract, Journal of Foot and Ankle Research 7(1): A136

- [15]. H. B. Menz, 2014, *Biomechanics of the Ageing Foot and Ankle: a Mini-Review*, Gerontology 61: 381-388
- [16]. S. Lack, 2017, *The Interaction of Hip and Foot Biomechanics in the Presentation and Management of Patellofemoral Pain*, BJSM Online First 2017: 1-2
- [17]. F. E. DiLiberto, J. F. Baumhauer, and D. A. Nawoczenski, 2016, *The Prevention of Diabetic Foot Ulceration: How Biomechanical Research Informs Clinical Practice*, Review Article, Revista Brasileira de Fisioterapia 20(5): 375-383
- [18]. Anonim, 2018, *Percent Body Weight*, <http://www.exrx.net>, diunduh tanggal 28 Juli 2018
- [19]. Anonim, 2018, *Rumus Menentukan Besar dan Arah Resultan Vektor Beserta Contoh Soal dan Pembahasannya*, <http://www.fisikabc.com>, diunduh tanggal 30 Juli 2018

DAFTAR PUSTAKA

- [1]. D. Ilhamdan Y. Yusuf, 2012, *Analisa Gaya dalam Keadaan Statis pada Sistem Muskuloskeletal Tangan-Lengan Manusia*, Prosiding Pertemuan Ilmiah XXVI HFI Jateng & DIY, Purworejo 14 April 2012, ISSN 0853-082: 73-76
- [2]. Y. Koutedakis, E. O. Owolabi, and M. Apostolos, 2008, *Dance Biomechanics a Tool for Controlling Health, Fitness, and Training*, Journal of Dance Medicine & Science 12(3): 83-90
- [3]. M. Wilson, 2009, *Applying Biomechanic Research in the Dance Studio*, the IADMS Bulletin for Teachers 1(2): 11-13
- [4]. C. J. Payton, and R. M. Bartlett, 2008, *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise, the British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines*, Routledge Taylor & Francis Group, London and New York
- [5]. R. Bartlett, 2007, *Introduction to Sports Biomechanics Analysing Human Movement Patterns*, Second edition, Routledge, New York
- [6]. S. F. Albert, 2014, *Foot Biomechanics- Emerging Paradigms*, Meeting Abstract, Journal of Foot and Ankle Research 7(1): A1
- [7]. O. L. Castellanos, S. A. Farhadi, and A. D. Suarez, 2014, *Motion Analysis and Biomechanics of the Side-Foot Soccer Kick*, Bioengineering, The FGCU Student Journal 1: 1-9
- [8]. R. Donatelli, 1985, *Normal Biomechanics of the Foot and Ankle*, The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 7(3): 91-95
- [9]. K/ Au. Samuel, P. Dilworth, and H. Herr, 2006, *An Ankle-Foot Emulation System for the Study of Human Walking Biomechanics*, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, Florida: 2939-2945
- [10]. R. Donatelli, C. Hurlbert, D. Conaway, and R. S. T. Pierre, 1988, *Biomechanical Foot Orthotics: Retrospective Study*, The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 10(6): 205-212
- [11]. R. Ferber, and B. Benson, 2011, *Changes in Multi-Segment Foot Biomechanics With a Heat-Mouldable Semi-Custom Foot Orthotic Device*, Journal of Foot and Ankle Research 4:18
- [12]. M. Kalichova, 2011, *Biomechanical Analysis of the Basic Classical Dance Jump—The Grand Jete*, World Academy of Science, Engineering & Technology 5: 11-20
- [13]. K. E. Volkerding, and C. J. Ketcham, 2013, *Biomechanics and Proprioceptive Differences during Drop Landings between Dancers and Non-Dancers*, International Journal of Exercise Science: 289-299
- [14]. S-B. Park, S-Y. Lee, S-M. Kim, Y-J. Hwang, and K-Y. Yoo, 2014, *A Biomechanical Research of Foot Pressure*