

# EFEKTIFITAS MENAIKKAN AREA KONTAK TELAPAK KAKI PADA PENGURANGAN TEKANAN DI DAERAH TUMIT BAGI PENDERITA INFERIOR CALCANEAL SPUR

Dwi Basuki Wibowo

Jurusan Teknik, Fakultas Teknik Universitas Diponegoro Semarang  
Jl Prof. Sudarto, S.H., Tembalang, Semarang 50275, Telp. +62247460059  
E-Mail: rmt.bowo@gmail.com

## Abstrak

Penelitian ini bertujuan memperoleh luas kontak sol sepatu untuk setiap penderita *calcaneal/heel spur* yang beban terbesar di area tumitnya lebih kecil dari gaya tekan nyeri (GTN) minimum. Beban di area tumit diperoleh dari analisis Metode Elemen Hingga (MEH) dan hasilnya dibandingkan dengan pengukuran menggunakan sensor FSR 402 yang dipasang di medial heel (MH), lateral heel (LH) dan center of heel (CH). GTN diukur menggunakan Algometer FDIX 25 di sekitar tumbuhnya spur. Hasil penelitian pada 16 penderita (3 laki-laki dan 13 perempuan) menunjukkan beban terbesar di CH untuk semua prosentase luas area kontak sol sepatu 0% - 100% lebih kecil dari GTN minimum, tetapi beban di LH masih lebih besar dari GTN minimum pada prosentase luas area 0% - 50%. Solusinya dipilih prosentase luas kontak sol sepatu 50% untuk pasien perempuan dan 75% untuk pasien laki-laki. Beban di LH pada prosentase luas kontak 50% memang masih berpotensi menimbulkan nyeri tetapi tidak signifikan karena hanya berbeda 34% lebih tinggi dibandingkan dengan GTN minimum. Penentuan prosentase luas kontak sol sepatu yang lebih besar pada pasien laki-laki dikarenakan area kontak telapak kaki laki-laki lebih besar dibandingkan perempuan.

**Kata Kunci :** “*calcaneal spur*”, “luas kontak”, “sol sepatu”, “metode elemen hingga”.

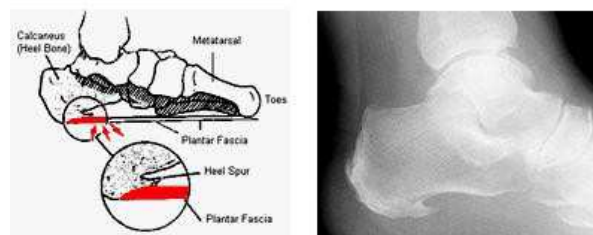
## 1. Pendahuluan

Telapak kaki merupakan salah satu bagian paling penting dari anggota tubuh yang berinteraksi dengan landasan, baik saat berdiri maupun berjalan. Telapak kaki dan ankle manusia merupakan struktur mekanik yang kuat dan kompleks yang terdiri dari 26 tulang, 33 joint, dan lebih dari seratus otot, tendon, dan ligament. Struktur yang kompleks ini menjadikan tubuh seimbang saat berdiri dan berfungsi seperti batang berayun saat berjalan/berlari [1].

Secara umum telapak kaki manusia dibagi menjadi 3 bagian yaitu telapak kaki depan (*fore foot*), telapak kaki tengah (*mid foot*), dan telapak kaki belakang (*rear foot*) atau secara lebih spesifik adalah daerah metatarsal (termasuk jari-jari kaki), arch, dan *heel/calcaneal* (tumit) [2]. Area tumit adalah bagian telapak kaki yang menerima beban paling besar. Saat berdiri tumit menanggung beban  $\pm 60\%$  berat tubuh (BW: *body weight*) [3]. Sedangkan saat berjalan terdapat beban-beban puncak di achilles tendon 3.9 BW, plantar fascia dan plantar ligaments 1.8 BW, serta gaya kontak total yang melintang di

sendi-sendi *talocalcaneal* dan *calcaneocuboid* masing-masing sebesar 5.4 BW dan 4.2 BW yang seluruhnya memberi kontribusi beban di tumit [4].

Beban yang besar di area tumit ini sering menimbulkan masalah nyeri di telapak kaki (*plantar fasciitis*) yang diantaranya disebabkan oleh *inferior calcaneal/heel spur*, yaitu timbunan kalsium yang berbentuk jalu (spur) di bagian dalam tulang tumit (Gambar 1). Penyakit ini pada keadaan kronik bisa menimbulkan nyeri hebat di tumit sehingga pasien tidak bisa berjalan [5]. Orang gemuk, sering berdiri atau berjalan jauh, dan penderita penyakit gula paling rentan pada penyakit ini [6].



**Gambar 1. Skematik inferior calcaneal spur dan hasil foto rontgen**

Untuk mengurangi nyeri selain memberikan obat-obat *nonsteroidal antiinflammatory* dan/atau injeksi *corticosteroid*, pasien disarankan juga melakukan peregangan otot kaki [7]. Terapi lain, terutama untuk *spur* yang berbentuk runcing di ujungnya, dilakukan tindakan operasi [5] atau menggunakan sepatu *orthotic* [8] atau dengan vibrator [9]. Mengurangi tekanan di area tumit menggunakan sepatu *orthotic* bisa dilakukan dengan 2 cara yaitu menaikkan tinggi hak sepatu [10] atau meningkatkan area kontak alas kaki [11].

## 2. Metode Penelitian

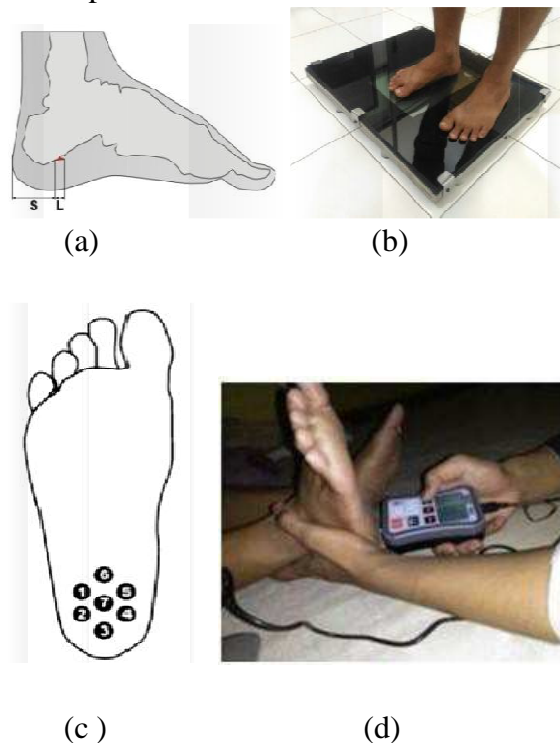
Dua puluh enam pasien dengan keluhan *plantar fasciitis* dari Bagian Rekam Medik RSUD Tugurejo Semarang diseleksi oleh dokter spesialis orthopedi untuk memilah pasien yang merasakan nyeri karena *calcanea spur* saja. Dari 26 pasien tercatat hanya 16 pasien yang menderita penyakit tersebut dengan karakteristik seperti diperlihatkan pada Tabel 1.

**Tabel 1. Karakteristik pasien**

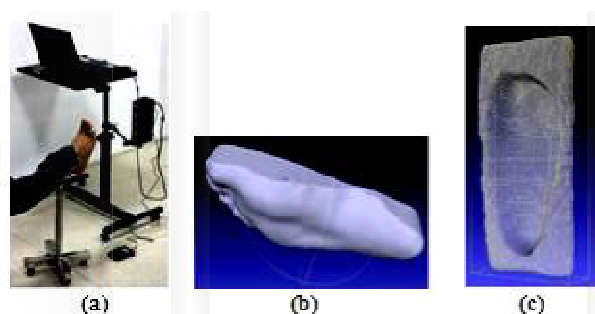
Parameter fisik	Rentang nilai	Rata-rata dan Standar Deviasi
Umur (tahun)	27 – 73	55 ± 12
Gender (laki-laki:perempuan)		13 : 13
Berat badan (kg)	49–84.6	61.9 ± 9.5
Tinggi badan (cm)	144 - 172	155 ± 7

Setiap pasien diminta melakukan: (1) *rontgen* kaki untuk mengetahui lokasi dan dimensi *spur* pada pandangan *medial* (Gambar 2a), (2) memindai (*scanning*) telapak kaki berbeban menggunakan *digital footprint* (Gambar 2b) [12] untuk mengetahui lokasi dan dimensi *spur* pada pandangan *plantar* yang bermanfaat dalam

menentukan 7 titik lokasi pengukuran gaya tekan nyeri di sekitar tumbuhnya *spur* (Gambar 2c) [10], (3) uji tekan nyeri di 7 titik lokasi yang telah ditentukan menggunakan *Algometer* FDIX 25 (*Wagner Instruments USA*, Gambar 2d) [13], (4) *scanning* telapak kaki berbeban menggunakan *3D Scanner* (*Vismach Technology Ltd. China*, Gambar 3) [14] untuk pemodelan MEH.



**Gambar 2. Pengujian tekan nyeri di sekitar tumbuhnya *spur* menggunakan Algometer**



**Gambar 3. Scanning 3D telapak kaki : (a) 3D Scanner for foot orthotic, (b) model positif 3D, (c) model negatif 3D**

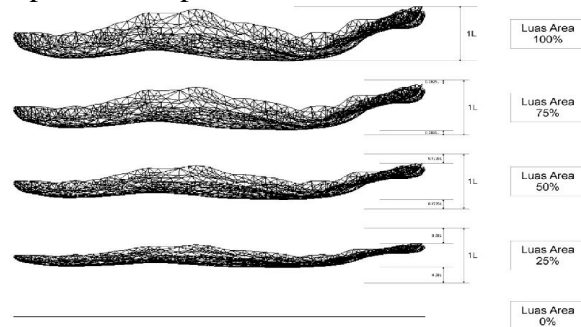
Untuk memperoleh beban di daerah tumit dipasang 3 sensor FSR 402 (*Force sensing resistor* buatan *Interlink Electronics* [15]) dengan isolasi dubel di daerah *medial heel* (MH, sensor 8), *lateral heel* (LH, sensor 6) dan *center of heel* (CH, sensor 7) dari total 8 sensor yang dipasang di telapak kaki (Gambar 4a). Setiap sensor terhubung dengan satu resistor. Hasil voltase FSR dibaca oleh *Arduino MEGA 2560* menggunakan input pin analog 10 bits. Pembacaan voltase kemudian dikirim ke *software* pengolahan data *LabVIEW* melalui *serial USB*. Pengujian dilakukan pada semua pasien saat berdiri tegak menggunakan sepatu datar (tinggi hak 0 cm), seperti diperlihatkan pada Gambar 4b.



**Gambar 4. Pengujian beban di daerah tumit menggunakan sensor FSR 402**

Pemodelan MEH dilakukan untuk setiap pasien dan untuk setiap variasi luas kontak telapak kaki pada sol sepatu. Dalam penelitian ini luas area sol sepatu divariasikan 0%, 25%, 50%, 75%, dan 100% terhadap luas telapak kaki yang diperoleh dari 3D *scan* (Gambar 3). Luas telapak kaki hasil *scanning* menggunakan *digital footprint* (Gambar 2b) ekuivalen dengan luas area sol sepatu 0%, sedangkan luas telapak kaki hasil 3D *scan* (Gambar 3b) ekuivalen dengan luas area sol sepatu 100%. Evaluasi luas kontur dilakukan menggunakan *software Rhinoceros*. Karena fungsi modifikasi luas area sol sepatu tidak diberikan oleh pabrikan, maka harus di-*generate* sendiri

dengan cara: *trial error* modifikasi koordinat di *software Microsoft Excel*, input data koordinat ke *software AutoCAD*, dan evaluasi luas areanya menggunakan *software Rhinoceros*. Hasil evaluasi kontur sol sepatu untuk luas area 0% - 100% diperlihatkan pada Gambar 5.



**Gambar 5. Kontur sol sepatu dengan luas area 0 – 100%**

Untuk mensimulasikan interaksi permukaan antara telapak kaki dan sol sepatu, *software ABAQUS* secara otomatis menggunakan algoritma kontak permukaan-ke-permukaan dimana telapak kaki didefinisikan sebagai *slave surface* sementara sol sepatu sebagai *master surface*. Karena sifat alami ke dua permukaan yang berkontak saling melumasi, maka perilaku kontak antar dua permukaan tersebut dapat dianggap tanpa gesekan. Langkah selanjutnya adalah bagian yang diberi sifat material. Sol sepatu diasumsikan sebagai benda kaku sedangkan material telapak kaki diasumsikan sama dengan kulit manusia dengan modulus elastisitas Young  $E = 4.2 \times 10^5 \text{ N/m}^2$  dan rasio Poisson  $\nu = 0.1$  [16]. Untuk mensimulasikan gerakan kaki mengikuti kontur sol sepatu ke arah vertikal saat berdiri, bagian bawah sepatu ditahan dan sisi telapak kaki diberi syarat batas yang hanya bisa bergerak ke arah vertikal (sumbu  $z$ ). Pembebanan berupa tekanan yang diberikan pada permukaan atas kaki sebesar setengah berat badan (dalam N) dibagi dengan luas telapak kaki bagian atas (dalam,  $\text{m}^2$ ).

Prosedur untuk memperoleh tekanan puncak di area tumit (ekivalen dengan telapak kaki bagian belakang [2]) untuk masing-masing luas area kontak tumit adalah sebagai berikut: 1) salin semua data koordinat dan tekanan setelah simulasi MEH ke *software* MS Excel, 2) telusuri nilai tekanan puncak di area tumit (z-value) dan rekam koordinat xy-nya. Dari hasil tersebut dapat diketahui perbedaan nilai tekanan puncak dengan tekanan pada CH dan jarak lokasi tekanan puncak terhadap CH pada area tumit untuk setiap luas area kontak masing- masing pasien.

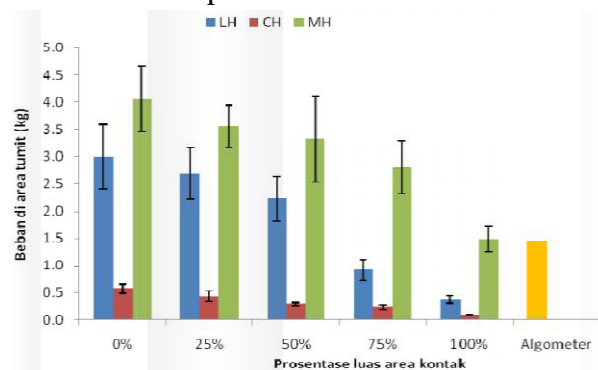
### 3. Hasil dan Pembahasan

Tabel 2 memperlihatkan rata-rata beban/berat badan (dalam %) di area tumit pada berbagai variasi luas kontak telapak kaki saat pasien berdiri tegak, yang diukur menggunakan sensor FSR. Representasi hasil pengujian beban yang dinormalisasi terhadap berat badan (BW) ini memungkinkan dilakukan perbandingan antara data pengujian pasien satu dengan yang lainnya [17]. Ketika luas kontak telapak kaki dinaikkan beban di area tumit turun secara signifikan. Penurunan terlihat di area CH pada luas kontak telapak kaki 0% ke 50% turun dari 1.86% menjadi 0.95% atau turun sebesar 48.9%. Sementara di area LH dan MH hanya turun masing-masing sebesar 25.9% dan 17.7%. Untuk semua prosentase luas kontak telapak kaki juga terlihat beban di area MH jauh lebih besar dibanding di area LH yang berarti saat berdiri tegak posisi kaki pasien cenderung menekuk ke dalam di bagian tumit (*pronation*)

**Tabel 1 Rata-rata beban/BW (%) di area tumit**

Area Sensor	Beban/BW (%) pada luas kontak telapak kaki				
	0%	25%	50%	75%	100%
LH (6)	9.63 ± 0.40	8.66 ± 0.17	7.14 ± 0.23	2.98 ± 0.48	1.20 ± 0.05
CH (7)	1.86 ± 0.03	1.36 ± 0.11	0.95 ± 0.05	0.77 ± 0.00	0.31 ± 0.06
MH (8)	13.10 ± 0.06	11.55 ± 0.47	10.64 ± 0.86	9.06 ± 0.16	4.85 ± 0.93

Gambar 6 memperlihatkan perbandingan antara beban di area tumit pada berbagai variasi prosentase luas kontak telapak kaki 0% - 100% dengan rata-rata gaya tekan minimum nyeri yang diukur dengan Algometer. Ketika luas kontak telapak kaki dinaikkan nilai beban puncak di area CH nampak jauh lebih rendah dibandingkan gaya tekan minimum nyeri dan terdapat sedikit perbedaan di area LH pada luas kontak telapak kaki 50% yaitu sekitar 34% dibandingkan dengan gaya tekan minimum nyeri. Sedangkan perbedaan antara nilai beban puncak rata-rata di area MH dengan gaya tekan minimum nyeri rata-rata pada luas kontak telapak kaki 25% dan 50% masing-masing adalah 58.7% dan 56%. Untuk luas kontak telapak kaki 75% dan 100%, baik di area LH dan CH nilai beban puncak rata-ratanya jauh lebih kecil dibandingkan gaya tekan minimum nyeri rata-rata, kecuali di area MH yang nilainya masih lebih besar dibandingkan gaya tekan minimum nyeri rata-rata yaitu 47.8% pada luas kontak telapak kaki 75% dan 1% pada luas kontak telapak kaki 100%.

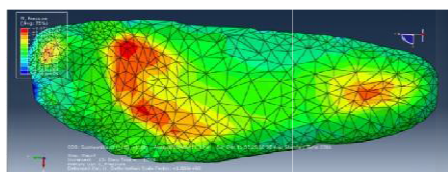


**Gambar 6. Beban di area tumit pada berbagai variasi luas kontak telapak kaki**

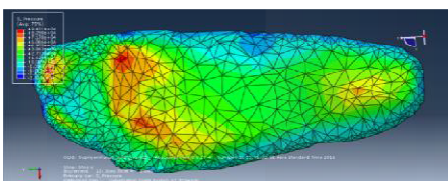
Representasi hasil pengujian beban di area LH, CH, dan MH untuk setiap prosentase luas kontak telapak kaki dalam bentuk beban yang terukur ini menghasilkan disparitas nilai yang cukup besar antara pasien satu dan yang lainnya. Hal ini

terlihat dari nilai standar deviasi (SD) yang besar pada setiap hasil pengujian [19]. Namun hal ini harus dilakukan untuk membandingkan dengan gaya tekan minimum nyeri yang tidak bisa dinyatakan dalam bentuk prosentase normalisasi terhadap berat badan.

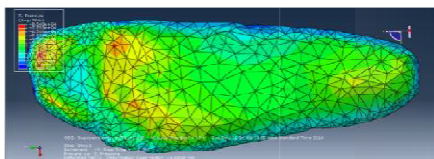
Gambar 7 memperlihatkan distribusi beban tekanan di telapak kaki untuk berbagai variasi luas area kontak sol sepatu yang menunjukkan semakin besar luas area semakin kecil beban di area *heel*-nya. Dari hasil analisis MEH ini dapat diperoleh korelasi antara luas area kontak sol sepatu dengan rasio beban/BW (%) seperti diperlihatkan pada Gambar 8, yang menunjukkan semakin besar luas area sol sepatu semakin kecil pula beban di area tumitnya.



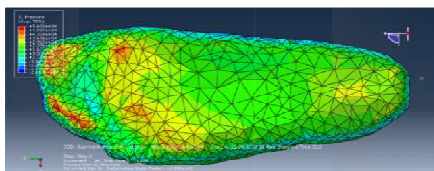
(a) luas area kontak 0%



(b) luas area kontak 25%

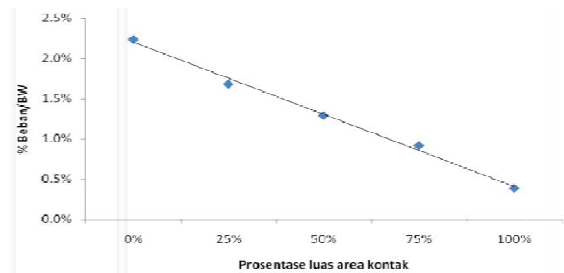


(c) luas area kontak 50%



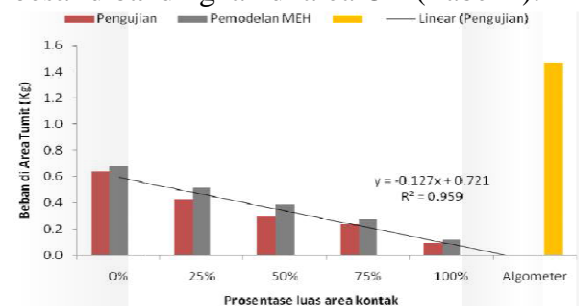
(d) luas area kontak 75%

**Gambar 7. Distribusi beban di telapak kaki pada berbagai luas area kontak sol sepatu**



**Gambar 8. Korelasi beban di telapak kaki dengan luas area kontak sol sepatu**

Gambar 9 memperlihatkan perbandingan antara beban di area tumit hasil pengujian dengan hasil pemodelan MEH. Berdasarkan hasil pengujian ketika menaikkan luas area dari 0% ke 25%, 25% ke 50%, 50% ke 75%, dan 75% ke 100% beban pada area CH turun masing-masing sebesar 25.9%, 31.5%, 18.5%, dan 59.7%. Penurunan beban pada CH ini juga dapat dilihat dari hasil pemodelan MEH yaitu masing-masing sebesar masing-masing sebesar 24.7%, 23.3%, 28.8%, dan 57.3%. Dengan demikian selisih perbedaan antara hasil pengujian dengan pemodelan MEH yaitu pada luas area kontak 0% sebesar 18.1%, luas area kontak 25% sebesar 20.0%, luas area kontak 50% sebesar 34.2%, luas area kontak 75% sebesar 17.2%, dan luas area kontak 100% sebesar 24.0%. Perbedaan ini disebabkan saat dilakukan pengujian kebanyakan kaki pasien cenderung *pronation*, terlihat dari nilai rata-rata beban/BW di area MH yang signifikan lebih besar dibandingkan di area CH (Tabel 2).



**Gambar 9. Perbandingan beban di area tumit hasil pengujian dan pemodelan MEH**

Nilai rata-rata beban di area CH, baik dari hasil pengujian maupun pemodelan MEH, yang jauh lebih rendah dibandingkan gaya tekan nyeri minimum untuk semua prosentase luas area kontak ini menunjukkan sol sepatu dengan luas area kontak 0% - 100% nyaman dipakai setiap pasien untuk mengurangi nyeri akibat *calcanea spur*. Namun jika mendasarkan pada beban di area LH hasil pengujian nampak hanya sol sepatu dengan luas area kontak 75% dan 100% yang dapat digunakan pada setiap pasien karena beban puncaknya lebih kecil dari pada gaya tekan nyeri minimum (Gambar 6). Tetapi karena proses pembuatan sol sepatu dengan prosentase luas kontak telapak kaki 100% biayanya mahal, maka dipilih prosentase luas kontak telapak kaki 50% untuk pasien perempuan dan 75% untuk pasien laki-laki. Penentuan prosentase luas kontak telapak kaki yang lebih besar pada pasien laki-laki ini dikarenakan area kontak telapak kaki laki-laki lebih besar dibandingkan perempuan [20].

#### 4. Kesimpulan

Pemodelan MEH terbukti sangat bermanfaat dalam menentukan lokasi peletakan sensor FSR untuk mengukur distribusi beban di telapak kaki. Melalui pemodelan MEH ini juga dapat diketahui dengan pasti beban terbesar dan lokasinya untuk setiap prosentase luas area kontak sol sepatu yang sangat bermanfaat bagi perancang sepatu *orthotic* untuk memodifikasi beban tekan di daerah tumit.

Dari hasil penelitian diketahui hanya sol sepatu dengan luas area kontak 75% dan 100% yang dapat digunakan pada setiap pasien untuk mengurangi nyeri akibat *calcanea spur*. Tetapi karena biaya proses pembuatan sol sepatu dengan prosentase luas kontak telapak kaki 100% mahal, maka dipilih prosentase luas kontak telapak

kaki 50% untuk pasien perempuan dan 75% untuk pasien laki-laki. Pada prosentase luas kontak telapak kaki 50% terlihat masih menimbulkan nyeri saat sepatu digunakan untuk berjalan tetapi tidak signifikan, karena beban di LH hanya berbeda 34% lebih tinggi dibandingkan dengan gaya tekan minimum nyeri.

#### 5. Daftar Pustaka

- Cubucku, S., Alimoglu, M. K., Balci, N., & Beyazova, M. (2005). *Plantar arch type and strength profile of the majory ankle muscle groups: a morphometric-isokinetic study*. *Isokinetics and Exercise Science*, 13, 217-222.
- Peter R. Cavanagh and Mary M. Rodgers, *The Arch index: a useful measure from footprints*, *J. Biomechanics* Vol. 20, No. 5, pp. 547-551, (1987)
- Chia, Jason, et al., 2009, “*Comparative Trial of The Foot Pressure Patterns Between Corrective Orthotics, Formthotics, Bone Spur and Flat Insoles in Patients with Chronic Plantar Fasciitis*”, *Ann Acad Med Singapore*, 2009; 38: 869 – 75.
- L. Giddings, Virginia, et al., 2000, “*Calcaneal Loading During Walking and Running*”, *Medicine & Science in Sport & Exercise*, American College of Sports Medicine Publication.
- Stephen L. Barrett and Robert O’Malley, 1999, “*Plantar Faciitis and Other Causes of Heel Pain*”, *Am Fam Physician* 59: 2200 – 2206
- J. Bartold, Simon, 2004, “*The Plantar Fascia as a Source of Pain – Biomechanics, Presentation and Treatment*”, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, Elsevier
- Young CC, Rutherford DS, Niedfeldt

- MW, 2001, “*Treatment of Plantar Fasciitis*”, Am Fam Physician, 63: 467 – 474, 477 – 478
- Turlik, M. A., et al., 1999, “*A Comparison of Shoe Inserts in Relieving Mechanical Heel Pain*”, The Foot, 9: 84 – 87
  - Rompe, J. D., 1996, “*Low-Energy Extracorporeal Shock Wave Therapy for Painful Heel: A Prospective Controlled Single Blind Study*”, Arch Orthop Trauma Surg, 115: 75 – 79, Springer – Verlaag
  - Dwi Basuki W., Rudiansyah H., Achmad W., Gunawan D.H. and Mochammad A. The effectiveness of raising the heel height of shoes to reduce heel pain in patients with calcaneal spurs. J. Phys. Ther. Sci. 29: 2068-2074, 2017
  - Bonnie Yuk San Tsung, Ming Zhang, Arthur Fuk Tat Mak and Margaret Wan Nar Wong. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. JRRD. Vol 41, Number 6A, 2004
  - Dwi Basuki W., Oky Dwi N., Achmad W., Gunawan DH, Mochamad A. Development of flatbed document scanner for foot scanner to identify flat foot. Jurnal Teknologi Malaysia (Sedang dalam proses review), 2017
  - Wagner Instruments. Wagner FPTX Series Economy Manual Pain Threshold Testers. PAIN TEST™ ALGOMETER, USA
  - ScanPod3D, 2013. 3D Scanner Mini and Scansoft for Foot Orthotic. Vismach Technology Ltd., [www.scanpod3d.com](http://www.scanpod3d.com)
  - Interlink Electronics, *FSR Force Sensing Resistor – Integration Guide and Evaluation Parts Catalog*, 400 Series Evaluation Parts with Suggested Electrical Interfaces, 546 Flynn Road, Camarillo, CA 93012
  - P. G. Agache., C. Monneur., J. L. Leveque., J. De Rigal. Mechanical properties and young’s modulus of human skin. Arch Dermatol Res 269, 221-232, 1980
  - Theresa Albon. “*Plantar force distribution for increasing heel height within women’s shoes*”. Physics Department, The College of Wooster, Wooster, Ohio, December 2011
  - Jason Tak-Man Cheung and Ming Zhang. Finite element modeling of the human foot and footwear. ABAQUS Users’ Conference. 2006
  - Yan Cong, Jason Tak-Man Cheung, Aaron KL Leung and Ming Zhang. “*Effect of heel height on in-shoe localized triaxial stresses*”. Journal of Biomechanics 44 (2011) 2267-2272
  - Periyasamy, R., et al, 2011, “*Preliminary investigation of foot pressure distribution variation in men and women adults while standing*”, The Foot 21 (2011) 142-148, Elsevier