

ANALISIS AKTIFITAS ANGKAT BEBAN DITINJAU DARI ASPEK BIOMEKANIKA DAN FISILOGI

Etika Muslimah¹, Muchlison Anis², Rina Asri Mulyaningrum³

Jurusan Teknik Industri, Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Surakarta
Jl. A. Yani Tromol Pos 1 Pabelan Kartasura 57102 Telp 0271 717417
Email: etika_muslimah@yahoo.com

Abstrak

Aktifitas Manual Material Handling, merupakan aktifitas angkut angkut yang dilakukan secara manual, tanpa bantuan alat. Sehingga pada beberapa aktifitas dapat menimbulkan resiko cedera tulang belakang. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis sebuah aktifitas MMH berdasarkan aspek biomekanika yaitu besarnya gaya tekan (Force Compression) yang terjadi di L5/S1. Batasan untuk FC adalah 3400N. Apabila melebihi 3400N berarti aktifitas tersebut beresiko menimbulkan cedera tulang belakang.

Berdasarkan analisis biomekanika, besarnya gaya tekan (FC) masing-masing operator adalah sebesar 12429,884 N, 10632,996 N, 10851,816 N, 12272,066 N, 10857,373 N, dan 9678,9668 N. Hal ini menunjukkan bahwa pekerjaan tersebut menimbulkan resiko cedera di L5/S1. Sedangkan berdasarkan perhitungan konsumsi energi terlihat bahwa energi yang dikeluarkan masih dalam kondisi tidak melebihi batas yang ditentukan sebesar 4,7 Kkal/menit. Sedangkan untuk hasil perhitungan konsumsi energi masing-masing operator adalah 1,41114 Kkal/menit, 1,89399 Kkal/menit, 1,94871 Kkal/menit, 1,94871 Kkal/menit, 1,84189 Kkal/menit, dan 1,86663 Kkal/menit. Usulan rancangan perbaikan yaitu berupa perbaikan postur kerja operator.

Kata Kunci : Angkat beban; Biomekanika; Fisiolog; Gaya Tekan; Konsumsi Energi

Pendahuluan

Aktivitas pemindahan material secara manual (manual material handling) merupakan aktivitas yang masih banyak ditemui di dunia industri. Hal ini disebabkan oleh adanya kelebihan dari penanganan secara manual dibandingkan dengan penanganan material menggunakan alat bantu, misalnya saja penanganan material secara manual lebih fleksibel dalam gerakan sehingga untuk memindahkan beban dalam ruang yang terbatas akan lebih efisien. Akan tetapi dibalik keuntungan tersebut terdapat kekurangan, yaitu dalam hal keselamatan yang disebabkan kesalahan penanganan material tersebut, misalnya posisi tubuh yang salah (*awkward posture*) dalam bekerja, serta adanya beban kerja yang berat (*forcefull exertions*). Oleh karena itu dalam merancang sistem kerja atau elemen-elemen pendukung sistem kerja, seperti alat bantu kerja harus memperhatikan aspek-aspek ergonomi. Manusia sebagai faktor utama yang memiliki kemampuan dan keterbatasan harus diperhatikan keselamatannya.

Sistem kerangka manusia mempunyai beberapa titik rawan, yaitu pada ruas tulang leher, ruas tulang belakang (L5/S1), dan pada pangkal paha. Titik ruas tulang belakang (L5/S1) merupakan titik yang paling rawan terhadap kecelakaan kerja. Pada titik tersebut terdapat *disk* (selaput yang berisi cairan) yang berfungsi untuk meredam pergerakan antar ruas *lumbar* ke-5 dan *sacrum* ke-1. Jika tekanan yang diakibatkan pengangkatan beban kerja melebihi batasan maximum, maka akan mengakibatkan pecahnya *disk* sehingga pekerja akan mengalami kelumpuhan.

Batasan gaya angkat normal yang diberikan oleh NIOSH (*National Institute of Occupational Safety and Health*) meliputi batasan dari aspek psikofisik, biomekanik dan fisiologi. Batasan psiko-fisik adalah beban yang diangkat harus dapat diterima oleh 75% wanita dan 90% pria. Batasan biomekanik membatasi besarnya gaya tekan sebesar 3,4 KN (770 lbs) pada tulang punggung (L5/S1), dan batasan fisiologi membatasi pengeluaran energi maksimum sebesar 2,2 – 4,7 Kkal/min.

Tabel 1. Batasan angkat Beban menurut NIOSH

Aspek	Kriteria	Nilai Batasan
Biomekanika	Gaya tekan maksimum di L5/S1	3,4 kN
Fisiologi	Energi Maksimum	2,2 – 4,7 kkal/menit
Psikofisik	Berat maksimum yang dapat diterima	Diterima oleh 75% wanita dan 90% pria

Landasan teori

a. Biomekanika

Biomekanika dari gerakan manusia adalah ilmu yang menyelidiki, menggambarkan dan menganalisa gerakan-gerakan manusia. Teknik dan pengetahuan untuk menganalisa biomekanika diambil dari pengetahuan dasar seperti fisika, matematika, kimia, fisiologi, anatomi, dan konsep rekayasa untuk menggambarkan gerakan pada segmen tubuh manusia dengan menganalisa gaya yang terjadi pada segmen tubuh tersebut didalam melakukan aktifitas sehari-hari.

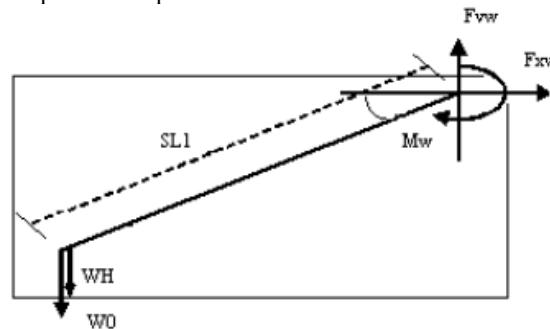
Mekanika dalam tubuh mengikuti hukum Newton mengenai gerak, kesetimbangan gaya dan kesetimbangan momen. Hukum Newton mengenai gerak dinyatakan jika, gaya resultan yang bereaksi pada suatu partikel sama dengan nol, partikel tersebut akan tetap diam (bila semua dalam keadaan diam) atau akan bergerak dengan kelajuan tetap pada suatu garis lurus (bila semua dalam keadaan bergerak). Sebuah benda tegar dalam kesetimbangan jika gaya eksternal yang bereaksi padanya membentuk sistem gaya ekuivalen dengan nol. Syarat perlu dan cukup untuk kesetimbangan secara analitis dirumuskan sebagai berikut:

$$\Sigma F_x = 0, \Sigma F_y = 0, \Sigma MA = 0 \quad F_x \quad F_y \quad (1)$$

Perhitungan Gaya Tekan di L5/S1

Chaffin dan Andersson (1991) menggambarkan tentang biomekanika statis pada tubuh ketika bekerja. Gambaran tersebut adalah perkiraan besarnya gaya tekan pada L5/S1 untuk suatu kegiatan angkat yang spesifik. Model ini dapat juga untuk memprediksi proporsi populasi yang akan mempunyai kekuatan pada masing-masing sambungan badan (*joint*) untuk aktivitas angkat (Chaffin dan Anderson; 1991).

Mengacu pada Chaffin bahwa badan operator terbagi menjadi beberapa bagian. Untuk keseimbangan statis dengan adanya pengaruh gaya luar (*external force*) maka momen dan gaya pada masing-masing pusat sambungan (*link centers*) dapat ditentukan besarnya. Kalau diperhatikan bahwa model tersebut meliputi system penyambungan antara sambungan pinggul dan segmen tulang belakang (*disc L5/S1*). Model tersebut juga meliputi pengaruh dari tekanan perut (*abdominal pressure*) yang berfungsi untuk membantu kestabilan badan dari pengaruh momen dan gaya yang ada. Dengan menggunakan teknik perhitungan keseimbangan gaya pada setiap segmen tubuh manusia, maka didapat momen resultan pada L5/S1, (Tayyari, 1997). Resultan tersebut diperhitungkan mulai dari perhitungan resultan di tangan, lengan bawah, lengan atas dan punggung- seperti yang terlihat pada gambar-gambar dan persamaan-persamaan dibawah ini.



Gambar1. Keseimbangan gaya pada tangan

Persamaan yang digunakan untuk menghitung gaya dan momen adalah persamaan 2 dibawah ini.

$$\Sigma F_x = F_{yw} = 0$$

$$\Sigma F_y = F_{yw} - W_0 - W_H = 0$$

$$\Sigma M = M_w - (W_0 + W_H) \cdot SL_1 \cdot \cos \theta_1 = 0$$

$$W_H = m_H \times g$$

$$F_{yw} = \frac{W_0}{2} + W_H$$

$$M_w = \left(\frac{W_0}{2} + W_H \right) \times SL_1 \times \cos \theta_1$$

(2)

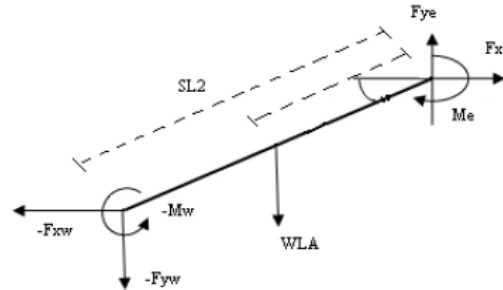
Keterangan :

W0 = Gaya berat benda (Newton).

WH = Gaya berat yang diterima tangan (Newton).

Fyw = Resultan gaya (y) pada tangan (Newton).

- F_{xw} = Resultan gaya (x) pada tangan (Newton).
- M_w = Resultan moment pada tangan (N . m).
- SL_1 = Panjang tangan (m).
- θ_1 = Sudut inklinasi tangan relatif terhadap horizontal.



Gambar2. Keseimbangan gaya pada lengan bawah

Persamaan yang digunakan untuk menghitung gaya dan momen adalah persamaan 3 dibawah ini.

$$\sum F_x = - F_{xw} + F_{xe} = 0$$

$$\sum F_y = - F_{yw} - W_{LA} + F_{ye} = 0$$

$$\sum M_e = M_e - M_w - (W_{LA} \cdot \lambda_2 \cdot SL_2 \cdot \cos \theta_2) - (F_{yw} \cdot SL_2 \cdot \cos \theta_2)$$

$$- (F_{xw} \cdot SL_2 \cdot \sin \theta_2) = 0$$

$$W_{LA} = m_{LA} \times g$$

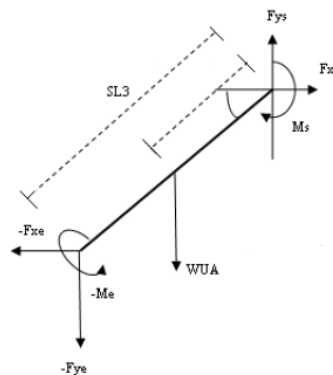
$$F_{ye} = F_{yw} + W_{LA}$$

$$M_e = M_w + (W_{LA} \times \lambda_2 \times SL_2 \times \cos \theta_2) + (F_{yw} \times SL_2 \times \cos \theta_2)$$

(3)

Keterangan :

- W_{LA} = Gaya berat yang diterima lengan bawah (Newton).
- F_{ye} = Resultan gaya (y) pada lengan bawah (Newton).
- F_{xe} = Resultan gaya (x) pada lengan bawah (Newton).
- M_e = Resultan moment pada lengan bawah (N . m).
- F_{yw} = Resultan gaya (y) pada pergelangan tangan (Newton)
- F_{xw} = Resultan gaya (x) pada pergelangan tangan (Newton)
- M_w = Resultan momen pada pergelangan tangan (N.m)
- SL_2 = Panjang lengan bawah (m).
- λ_2 = Proporsijarak pusat masa ke siku (elbow) (43%)
- θ_2 = sudut inklinasi lengan bawah relative terhadap horizontal.



Gambar 3. Keseimbangan Lengan Atas

Persamaan yang digunakan untuk menghitung gaya dan momen adalah persamaan 4 dibawah ini.

$$\sum F_x = -F_{xe} + F_{xs} = 0$$

$$\sum F_y = -F_{ye} - W_{UA} + F_{ys} = 0$$

$$\sum M_s = M_s - M_e - (W_{UA} \cdot \lambda_3 \cdot SL_3 \cdot \cos \theta_3) - (F_{ye} \cdot SL_3 \cdot \cos \theta_3)$$

$$- (F_{xe} \cdot SL_3 \cdot \sin \theta_3) = 0$$

$$W_{UA} = m_{UA} \times g$$

$$F_{ys} = F_{ye} + W_{UA}$$

$$M_s = M_e + (W_{UA} \times \lambda_3 \times SL_3 \times \cos \theta_3) + (F_{ye} \times SL_3 \times \cos \theta_3)$$

(4)

Keterangan :

WUA = Gaya berat yang diterima lengan atas (Newton).

Fys = Resultan gaya (y) pada lengan atas (Newton).

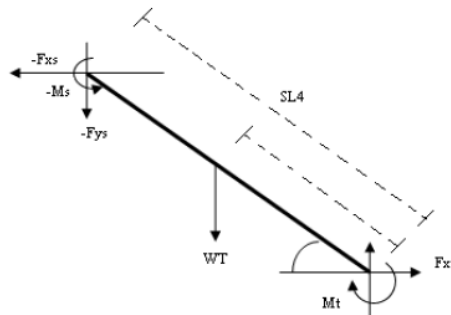
Fxs = Resultan gaya (x) pada lengan atas (Newton).

Ms = Resultan moment pada lengan atas (N . m).

SL3 = Panjang lengan atas (m).

θ_3 = Sudut inklinasi lengan atas relatif terhadap horizontal.

λ_3 = Proporsi jarak pusat massa ke bahu (43,6%).



Gambar 5. Keseimbangan Punggung

Persamaan yang digunakan untuk menghitung gaya dan momen adalah persamaan 5 dibawah ini.

$$\sum F_x = -F_{xs} + F_{xt} = 0$$

$$\sum F_y = -F_{ys} - W_{\gamma} + F_{yt} = 0$$

$$\sum M_t = M_t - M_s - (W_{\gamma} \cdot \lambda_4 \cdot SL_4 \cdot \cos \theta_4) - (F_{ys} \cdot SL_4 \cdot \cos \theta_4)$$

$$- (F_{xs} \cdot SL_4 \cdot \sin \theta_4) = 0$$

$$W_{\gamma} = m_{\gamma} \times g$$

$$F_{yt} = F_{ys} + W_{\gamma}$$

$$M_t = M_s + (W_{\gamma} \times \lambda_4 \times SL_4 \times \cos \theta_4) + (F_{ys} \times SL_4 \times \cos \theta_4)$$

(5)

Keterangan :

W γ = Gaya berat yang diterima punggung (Newton).

Fyt = Resultan gaya (y) pada punggung (Newton).

Fxt = Resultan gaya (x) pada punggung (Newton).

Mt = Resultan moment pada punggung (N . m).

SL4 = Panjang punggung (m).

θ_4 = Sudut inklinasi punggung relatif terhadap horizontal.

λ_4 = Proporsi jarak pusat massa ke L5/S1 (67%).

Kemudian untuk mencapai keseimbangan tubuh pada aktivitas pengangkatan, momen pada L5/S1 tersebut diimbangi gaya otot pada *spinal erector* (FM) yang cukup besar. Gaya otot pada *spinal erector* telah dirumuskan oleh Chaffin (1991) sebagai berikut :

$$FM \cdot E = Mt - FA \cdot D \text{ (Newton)} \quad (6)$$

Untuk mencari gaya perut (FA) maka perlu dicari tekanan perut

$$P_A = \frac{10^{-4} [43 - 0,36(\theta_H + \theta_T)] [M_t]^{1,8}}{0,0075} \text{ (N/m}^2\text{)} \quad (7)$$

$$FA = PA \times AA \text{ (Newton)} \quad (8)$$

$$W_{tot} = W_0 + 2WH + 2WLA + 2WAU + W_y \text{ (Newton)} \quad (9)$$

Kemudian gaya tekan atau kompresi pada L5/S1 dirumuskan sebagai berikut :

$$FC = W_{tot} \cdot \cos \theta_4 - FA + FM \text{ (Newton)} \quad (10)$$

Keterangan ;

FM = Gaya otot pada *spinal erector* (Newton).

E = Panjang lengan momen otot *spinal erector* dari L5/S1 (estimasi 0,05 m) (Nurmianto,1996)

Mt = Momen resultan pada L5/S1.

D = Jarak dari gaya perut ke L5/S1 (0,11 m) (Nurmianto,1996)

FA = Gaya perut (Newton).

θ_H = Sudut inklinasi badan terhadap horizontal.

θ_T = Sudut inklinasi kaki terhadap horizontal.

AA = Luas diafragma perut (465 cm²) (Nurmianto,1996)

PA = Tekanan perut (N/m²).

W_{tot} = Gaya keseluruhan yang terjadi (Newton).

FC = Gaya tekan pada L5/S1 (Newton)

b. Fisiologi

Fisiologi adalah ilmu yang mempelajari fungsi organ tubuh manusia yang dipengaruhi oleh tekanan pada otot. Ahli fisiologi telah memikirkan system pekerjaan yang mengijinkan individu untuk memenuhi pekerjaan mereka tanpa dipengaruhi oleh kelelahan yang berlebihan. Sehingga pada saat pekerjaan berakhir, mereka tidak hanya dapat memulihkan diri dari kelelahan untuk kembali bekerja pada hari berikutnya, tetapi mereka juga akan mampu menikmati kegiatan pada saat mereka tidak bekerja. (Tayyari,1997).

Kriteria fisiologi membatasi pada *metabolic stress and fatigue associated* dengan beban pekerjaan angkat yang repetitif (Grandjean, 1993). Aktivitas seperti berjalan, membawa beban dan mengangkat beban dengan repetitif menggunakan kelompok otot yang lebih banyak dari pada pekerjaan dengan *infrequent*. Jenis pekerjaan tersebut membutuhkan lebih banyak energi expenditure yang tidak boleh melebihi kapasitas energi pekerja. Kriteria fisiologi menetapkan batas dari *maximum* energi expenditure untuk pekerjaan angkat adalah 2,2 – 4,7 kcal/min. Berat atau tingginya kerja yang harus dilakukan seorang pekerja akan bisa ditentukan oleh gejala-gejala perubahan yang tampak dan bisa diukur lewat pengukuran anggota tubuh atau fisik manusia antara lain seperti : (Wignjosoebroto, 2000).

- Laju detak jantung (*heart rate*)
- Tekanan darah (*blood pressure*)
- Temperatur badan (*body temperature*)
- Laju pengeluaran keringat (*sweating rate*)
- Konsumsi oksigen yang dihirup (*oxygen consumption*)
- Kandungan kimiawi dalam darah (*lactic acid content*)

Pengukuran denyut jantung sebelum dan sesudah bekerja dapat digunakan untuk mengukur besarnya ingkat konsumsi energi. Untuk mencoba merumuskan hubungan antara energi dan kecepatan denyut jantung, icari pendekatan kuantitatif dengan analisis regresi. Bentuk hubungan regresi hubungan energi dengan kecepatan denyut jatung adalah :

$$Y = 1,80411 - 0,0229038 (X^2) + 4,71733 (X^2)(10^{-4}) \quad (11)$$

Keterangan:

Y = Energi expenditure (kilo kalori per menit).

X = Kecepatan denyut jantung (denyut per menit).

Setelah itu besaran denyut jantung disetarakan dalam bentuk matematis sebagai berikut :

$$KE = Et - Ei \tag{12}$$

Keterangan

KE = Konsumsi energi untuk suatu kegiatan tertentu (Kkal/min).

Et = Pengeluaran energi pada saat waktu kerja tertentu (Kkal/min).

Ei = Pengeluaran energi pada saat istirahat (Kkal/min).

Metodologi

Obyek penelitian ini adalah aktifitas angkat beban (pupuk) seberat 20 kg secara manual yang dilakukan oleh para pekerja di sebuah gudang. Pekerja yang diamati sebanyak 6 orang. Data yang diambil meliputi berat badan pekerja, berat beban yang diangkat, panjang segmen tubuh (panjang telapak tangan, lengan atas dan bawah), dan sudut posisi tubuh yang dibentuk dari adanya pengangkatan serta denyut jantung pekerja.



Gambar 6. Aktifitas angkat angkut yang diamati

Hasil dan Pembahasan

Data yang diambil meliputi data aspek biomekanika dan data aspek fisiologi, seperti yang terlihat dalam tabel 2 dan 3.

Tabel 2. Data Pengamatan Biomekanika Tiap Pekerja

Pekerja	BB (Kg)	SL ₁ (m)	SL ₂ (m)	SL ₃ (m)	SL ₄ (m)	θ ₁	θ ₂	θ ₃	θ ₄	θ _H	θ _T
Hartono	72	0,125	0,26	0,33	0,62	82,3°	80,7°	88,7°	22,5°	31°	80,2°
Margono	71	0,12	0,24	0,3	0,57	70,6°	74,8°	88,6°	9,7°	17,3°	69,6°
Yahbi	72	0,135	0,27	0,35	0,69	80,7°	76,5°	94,4°	0°	11°	62,8°
Agus	73	0,137	0,285	0,37	0,69	75,5°	77,6°	92,5°	20,7°	15,2°	77,9°
Supriyono	70	0,105	0,25	0,29	0,57	81,1°	68,5°	85,1°	10,7°	18,8°	71,3°
Suparjo	73	0,11	0,25	0,25	0,57	60,2°	643°	84,3°	8,2°	2,7°	67°

Keterangan :

BB = Berat badan (Kg).

SL₁ = Panjang tangan (m).

SL₂ = Panjang lengan bawah (m).

SL₃ = Panjang lengan atas (m).

SL₄ = Panjang punggung (m).

θ₁ = Sudut inklinasi tangan relatif terhadap horizontal.

θ₂ = Sudut inklinasi lengan bawah relatif terhadap horizontal.

θ₃ = Sudut inklinasi lengan atas relatif terhadap horizontal.

θ₄ = Sudut inklinasi punggung relatif terhadap horizontal.

θ_H = Sudut inklinasi badan terhadap horizontal.

θ_T = Sudut inklinasi kaki terhadap horizontal.

Tabel 3. Data Pengamatan Fisiologi Tiap Pekerja

Pekerja	Denyut Jantung Sebelum Aktifitas (<i>Pulse/menit</i>)	Denyut Jantung Setelah Aktifitas (<i>Pulse/menit</i>)
Hartono	85	106
Margono	79	108
Yahbi	81	110
Agus	81	110
Supriyono	80	108
Suparjo	78	107

Tabel 4. Hasil Perhitungan Gaya Tekan di L5/S1

Pekerja	Gaya Kompresi pada L5/S1 (Newton)
Hartono	12429.884
Margono	10632.996
Yahbi	10851.816
Agus	12272.066
Supriyono	10857.373
Suparjo	9678.9668

Tabel 4 menunjukkan besarnya gaya tekan yang terjadi di L5/S1 pada setiap pekerja. Terlihat bahwa semua pekerja memiliki gaya tekan (kompresi) di L5/S1 yang melebihi batas aman yaitu 3,4 KN (3400 N). Berarti bahwa pekerjaan yang dilakukan melebihi batas aman, sehingga beresiko terhadap cedera tulang belakang. Apabila hal tersebut terjadi dalam waktu yang lama, maka dapat mengakibatkan rusaknya ruas tulang belakang di L5/S1.

Tabel 5. Hasil Perhitungan Energi

Pekerja	<i>Energy Expenditure</i> (Kkal/min.)
Hartono	1.411141263
Margono	1.893997859
Yahbi	1.948718887
Agus	1.948718887
Supriyono	1.841896112
Suparjo	1.866637345

Tabel 5 menunjukkan besarnya energi yang dikeluarkan oleh setiap pekerja. Semua pekerja ternyata memiliki energi yang besarnya masih dibawah batas yang telah ditentukan yaitu 4,7 kkal/menit. Hal itu menunjukkan bahwa apabila ditinjau dari aspek fisiologi dalam hal ini denyut jantung, maka pekerjaan yang dilakukan masih tergolong pekerjaan yang aman dilakukan. Faktor kebiasaan dari pekerja yang melakukan pekerjaan tersebut setiap hari menyebabkan denyut jantung yang terukur tidak berubah secara signifikan. Pekerja tidak merasakan pekerjaan tersebut membuatnya memerlukan energi yang banyak, sehingga denyut jantung yang terukurpun tidak berbeda jauh dengan sebelum bekerja.

Kesimpulan

Perhitungan aspek biomekanika statis diperoleh besarnya gaya tekan di L5/S1 setiap pekerja, semuanya melebihi batas aman 3,4 KN. Hal tersebut berarti pekerjaan dengan posisi tersebut beresiko terhadap cedera tulang belakang.

1. Perhitungan aspek fisiologi menunjukkan bahwa besarnya energi yang dikeluarkan pekerja tidak melebihi batas yang ditentukan sebesar 4,7 Kkal/menit.
2. Keluhan yang dirasakan pekerja selama ini adalah rasa capek dan pegal-pegal pada bagian tubuh tertentu (bahu, punggung, dan pinggang).

Saran

1. Pekerjaan angkat angkut yang dilakukan sebaiknya menggunakan alat Bantu, misalnya troli, sehingga resiko cedera pekerja dapat diminimalkan.
2. Cara pengangkatan sebaiknya diperbaiki, misalnya dengan meletakkan beban agak tinggi dari lantai sehingga punggung tidak terlalu membungkuk.

Daftar Pustaka

Chaffin, D. B. and Andersson, G. B. J., (1991), "*Occupational Biomechanics*", second edition, John Wiley & Sons. Inc, USA

Grandjean, E., (1993), "*Fitting the Task to the man*", 4th ed, Taylor and Francis Inc. London

Nurmianto, Eko, (1996), "*Ergonomi, Konsep Dasar dan Aplikasinya*", Guna Widya, Surabaya, 1998

Tayyari, F., and Smith, J.L., (1997), "*Occupational Ergonomics*", Chapman and Hall, London, 1997

Wignjosoebroto, Sritomo, (2000), "*Ergonomi, Studi Gerak dan Waktu*", Guna Widya, Surabaya