

LAPORAN PENELITIAN



**PENGARUH KELELAHAN OTOT ANGGOTA
GERAK BAWAH TERHADAP
KESEIMBANGAN POSTURAL PADA
SUBYEK SEHAT**

Laporan Penelitian ini diajukan sebagai salah satu syarat
untuk mendapatkan sebutan Dokter Spesialis Rehabilitasi Medik

Suhartono

NIM: G3P001117

**PROGRAM STUDI REHABILITASI MEDIK
FAKULTAS KEDOKTERAN UNIVERSITAS DIPONEGORO
SEMARANG**

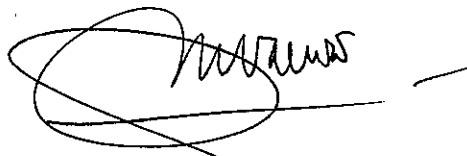
2005

UPT-PUSTAK-UNDIP	
No. Daft:	4829/T/PK/C1
Tgl.	5 - 10 - 06

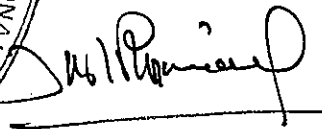
LEMBAR PERSETUJUAN

Penelitian ini disetujui oleh
Program Pendidikan Dokter Spesialis I Ilmu Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi
Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro Semarang

Semarang, April 2005



Dr. Endang Ambarwati, SpRM
Pembimbing



Dr. A. Marlani, SpRM-K
Ketua Program Studi Ilmu Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi FK UNDIP

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa atas berkatnya, sehingga saya dapat menyelesaikan penelitian ini.

Penelitian ini disusun sebagai salah satu syarat dalam menempuh Program Pendidikan Dokter Spesialis I (PPDS-I) Ilmu Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro Semarang.

Pada kesempatan ini, saya menyampaikan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Dekan Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro, atas perkenannya sehingga saya dapat menempuh Program Pendidikan Dokter Spesialis I (PPDS-I) Ilmu Rehabilitasi Medik Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro, Semarang.
2. Direktur RS Dr. Kariadi, atas perkenannya sehingga saya dapat memperdalam Ilmu Rehabilitasi Medik di RS Dr. Kariadi Semarang.
3. Dr. A. Marlina, SpRM-K, Ketua Program Studi Ilmu Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi, Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro dan Ketua Staf Medik Fungsional (SMF) Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi Semarang, yang memberikan bimbingan, dorongan, nasihat serta petunjuk sejak awal pendidikan termasuk penelitian hingga selesainya.
4. Dr. Setyowati Budi Utami, SpRM, Manajer Divisi Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi, yang telah memberikan bimbingan, dorongan, nasihat selama pendidikan, serta memperkenankan penelitian ini dilakukan di Divisi Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi Semarang.
5. Dr. Rudy Handoyo, SpRM, Sekretaris Program Studi Ilmu Rehabilitasi Medik Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro, Asisten Manajer Divisi Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi yang telah memberi bimbingan dan pengarahan selama pendidikan.
6. Dr. Surya Widjaja, SpS-KRM, guru saya, yang telah memberikan bimbingan, dorongan dan nasehat serta petunjuk dalam bidang Ilmu Rehabilitasi Medik.
7. Dr. Endang Ambarwati, SpRM, Staf Medik Fungsional Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi, yang telah memberikan bimbingan, nasihat serta petunjuk selama

- pendidikan. Pembimbing saya dalam penelitian ini, yang telah memberikan bimbingan, nasihat serta petunjuk selama pendidikan, penelitian maupun dalam penyusunan laporan penelitian ini.
8. Dr. Handojo Pudjowidyanto, SpS, Staf Medik Fungsional Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi yang telah memberikan bimbingan, nasihat serta petunjuk selama pendidikan.
 9. Dr. Lanny Indriastuti, SpRM, Staf Medik Fungsional Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi, yang telah memberikan bimbingan, nasihat serta petunjuk selama pendidikan.
 10. Alm. Dr. Sri Purwati, SpRM yang telah memberikan bimbingan dan nasihat kepada saya semasa hidupnya.
 11. Dr. Sri Wahyudati, SpRM, yang telah memberikan masukan-masukan selama pendidikan dan penelitian saya.
 12. Dr. I. Made Widagda, SpRM, yang telah memberikan masukan-masukan selama pendidikan dan penelitian ini.
 13. Seluruh staf pengajar di Bagian/ SMF Radiologi, Ilmu Bedah, Ilmu Bedah Saraf, Ilmu Penyakit Dalam, Ilmu Penyakit Jantung, Ilmu Penyakit Saraf, Ilmu Kesehatan Anak Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro/ RS Dr. Kariadi Semarang, atas bimbingan dan petunjuk selama menjalani stase dalam rangka pendidikan saya.
 14. Dr. Herman Sukarman, SpBO, sesepuh dalam bidang rehabilitasi medik, yang telah memberikan bimbingan dan petunjuk selama saya menjalani stase di Pusat Pengembangan Rehabilitasi Bersumber-daya Masyarakat (PPRBM) Prof. Dr. Soeharso, Surakarta.
 15. Bapak Jonathan Maratmo, Direktur Pusat Pengembangan Rehabilitasi Bersumber-daya Masyarakat (PPRBM) Prof. Dr. Soeharso, Surakarta, atas bimbingan dan petunjuk selama menjalani stase dalam rangka pendidikan saya.
 16. Dr. Akieb Kemas, SpR (Spesialis Radiologi), . Direktur Rumah Sakit Ortopedi (RSO) Prof. Dr. Soeharso Surakarta beserta seluruh staf, yang telah memberikan bimbingan dan petunjuk selama menjalani stase di RSO Prof. Dr. Soeharso Surakarta dalam rangka pendidikan saya.

17. Dr. Hj. Isi Mularsih, MARS, Direktur RS Tugurejo Semarang, beserta seluruh staf, yang telah memberikan bimbingan dan petunjuk selama menjalani stase dalam rangka pendidikan saya.
18. Ibu Ketua Yayasan beserta seluruh staf YPAC Cabang Semarang, yang telah memberikan bimbingan dan petunjuk selama menjalani stase dalam rangka pendidikan saya.
19. Dr. Hardian, yang telah memberikan bimbingan dan petunjuk dalam bidang statistik, sejak awal hingga akhir penyusunan laporan penelitian saya.
20. Bapak Slamet Parjoto, SmPh, yang telah membantu saya sejak dari awal penelitian, memberi bimbingan dan dorongan dalam proses penyusunan proposal, bersungguh hati memberi masukan dan ilmu selama pendidikan saya.
21. Para Koordinator Sub Unit, seluruh terapis dan karyawan/ wati di lingkungan Divisi Rehabilitasi Medik RS Dr. Kariadi Semarang, atas kerjasamanya yang baik selama pendidikan saya.
22. Seluruh teman sejawat PPDS I Program Studi Ilmu Rehabilitasi Medik Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro, atas bantuan dan kerjasamanya selama pendidikan saya.
23. Akhirnya, ucapan terima kasih yang tak terhingga kepada ibunda dan keluarga saya yang tercinta, yang selalu memberikan perhatian, dukungan doa, semangat dan pengorbanan selama saya menempuh pendidikan hingga selesainya penelitian ini.

Saya menyadari, bahwa tulisan ini kurang dari sempurna. Oleh karenanya, kritik serta saran yang membangun sungguh saya harapkan dan semoga laporan penelitian ini dapat berguna bagi pembaca sekalian.

Semarang, 10 April 2005

Suhartono.
Peneliti

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Lembar Persetujuan	ii
Kata Pengantar	iii
Daftar Isi	vi
Daftar Gambar.....	viii
Daftar Tabel.....	ix
Abstrak	x
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah	3
1.3. Tujuan Penelitian	3
1.4. Manfaat Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	4
2.1. Kelelahan otot (fatigue).....	4
2.1.1. Definisi	4
2.1.2. Jenis-jenis fatigue.....	4
2.1.3. Morfologi otot rangka.....	5
2.1.4. Faktor-faktor yang menyebabkan kelelahan otot.....	12
2.1.5. Cara pengukuran fatigue.....	17
2.2. Keseimbangan postural	18
2.2.1. Definisi	18

2.2.2. Mekanisme kontrol keseimbangan postural	20
2.2.3. Jenis keseimbangan postural.....	26
2.2.4. Faktor-faktor yang mempengaruhi kesimbangan	26
2.2. 5. Cara mengukur keseimbangan.....	29
2.3. Kerangka Teori	37
2.4. Kerangka Konsep	38
2.5. Hipotesis	38
BAB III METODA PENELITIAN.....	39
3.1. Ruang lingkup penelitian.....	39
3.2. Tempat dan Waktu	39
3.3. Jenis dan rancangan penelitian.....	39
3.4. Populasi dan Sampel	39
3.5. Variabel penelitian.....	41
3.6. Definisi operasional.....	41
3.7. Cara pengumpulan data	42
3.8. Wingate Cycle Test (WCT).....	43
3.9. Balance Rail Test (BRT).....	44
3.10. Alur penelitian	45
3.11. Analisis data.....	46
3.12. Etika penelitian.....	47
BAB IV. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN.....	48
BAB V. PENUTUP.....	58
5.1. Simpulan.....	58
5.2. Saran	58
Daftar Kepustakaan.....	60
Lampiran.....	64

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 1 a Morfologi otot rangka & sliding filament molecular model.....	6
Gambar 1 b A. Miofilamen Aktin. B. Miofilamen miosin.....	7
Gambar 1 c Retikulum sarkoplasma secara 3 dimensi.....	7
Gambar 2. Refleks tendon patella (suatu refleks regang).....	12
Gambar 3 Algoritme terjadinya muscle fatigue dan penimbunan asam laktat...	14
Gambar 4. Ringkasan proses glikolisis.....	15
Gambar 5. Center of masss (COM) pada bagian-bagian tubuh	19
Gambar 6 Komponen mekanisme keseimbangan postural.....	20
Gambar 7 Susunan proprioseptif.....	24
Gambar 8. Mekanisme keseimbangan dan sistem vestibuler.....	29
Gambar 9. Alat posturografi dan cara menggunakannya.....	32
Gambar 10. <i>Wingate cycle Test (WCT)</i>	44
Gambar 11. <i>Balance Rail Test (BRT)</i>	45
Gambar 12 <i>Fatigue index</i> menurut jenis kelamin.....	51
Gambar 13. Skala kelelahan <i>extremitas</i> bawah menurut jenis kelamin.....	51
Gambar 14. <i>Fatigue index</i> pada semua subyek penelitian.....	52
Gambar 15 Skala kelelahan <i>extremitas</i> bawah pada semua subyek penelitian....	53
Gambar 16 <i>Fatigue index</i> pada kategori hasil BRT II setelah latihan.....	55
Gambar 17 Skala kelelahan <i>extremitas</i> bawah pada kategori hasil <i>BRT II</i> setelah latihan.....	56

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 1. Jenis serabut otot dan karakteristiknya.....	16
Tabel 2. Skala kelelahan otot anggota gerak bawah.....	17
Tabel 3. Skor keseimbangan metode <i>Tinetti</i>	33
Tabel 4. Berg Balance Scale.....	36
Tabel 5. Koefisien korelasi dan interpretasinya.....	47
Tabel 6. Karakteristik subyek penelitian berdasarkan jenis kelamin.....	48
Tabel 7. Parameter pemeriksaan <i>Wingate Cycle Test (WCT)</i>	49
Tabel 8. <i>Fatigue index</i> dan skala kelelahan <i>extremitas</i> bawah.....	52

ABSTRAK

Suhartono. Pengaruh kelelahan otot anggota gerak bawah terhadap kontrol keseimbangan postural pada subyek sehat.

Tujuan : untuk mengetahui efek kelelahan otot anggota gerak bawah terhadap kontrol keseimbangan postural pada subyek sehat.

Rancangan : The two groups post test design only.

Subyek : 30 subyek sehat, yang berumur 17-19 tahun, yang terbagi menjadi 2 group secara acak yaitu grup laki-laki dan grup perempuan.

Tempat : Divisi Rehabilitasi Medik RS Dr Kariadi Semarang.

Waktu : Maret - April 2005.

Perlakuan : Semua subyek penelitian menjalani Wingate Cycle Test (WCT), yaitu mengayuh ergocycle secepat-cepatnya dan melawan beban maksimum yang diberikan sesuai dengan 7,5% dari berat badannya selama 30 detik. Kemudian diukur keseimbangannya dengan Balance Rail Test (BRT).

Ukuran hasil utama : Skala kelelahan extremitas bawah, fatigue index, BRT (Balance Rail Test) II.

Hasil : Rerata usia subyek pria adalah sama dengan wanita yaitu $17,93 \pm 0,079$ tahun. Rerata berat badan dan tinggi badan pria adalah lebih besar dibanding wanita. BMI semua subyek adalah normal. Rerata fatigue index 66,1%. Skala kelelahan extremitas bawah 6,7. Jumlah subyek yang dapat menyelesaikan BRT II sebanyak 17 orang (>20 detik), 13 subyek lainnya gagal (<20 detik). Ada hubungan yang bermakna antara fatigue index, skala kelelahan extremitas bawah dan lama berdiri pada BRT II ($p < 0,05$).

Simpulan : Ada pengaruh kelelahan anggota gerak bawah terhadap kontrol keseimbangan postural.

Kata kunci : *Wingate Cycle Test, Skala Kelelahan Extremitas Bawah, Fatigue Index, Balance Rail Test.*

ABSTRACT

Suhartono. The effect of lower extremity muscle fatigue on postural control in healthy subject. Thesis 2005.

Objective : To examine the effect of lower extremity muscle fatigue on postural control.

Design : The two groups post test design only.

Participants : Thirty healthy subjects, from 17 to 19 years old were divided into two randomized groups, i.e male and female group.

Setting : Medical Rehabilitation Division of Dr Kariadi Hospital, Semarang

Time : March, 2005 to April, 2005

Intervention : All subjects underwent Wingate Cycle Test (WCT) i.e pedaling the ergocycle for thirty seconds as fast as they could with the maximum load which was 7,5 % of the body weight. The test was followed by balance assessment using Balance Rail Test.

Main Outcome Measure : Fatigue scale of lower extremity, fatigue index, BRT (Balance Rail Test) II.

Results : The average age of male and female subject was the same i.e $17,93 \pm 0,079$ years old. The average weight and height of male was higher than female. BMI of all subjects was normal. Fatigue index was 66,1 %. Fatigue scale of lower extremity was 6,7. Seventeen subjects could complete BRT II (> 20 seconds). Thirteen subjects failed to complete BRT II (< 20 seconds). There is a significant correlation between fatigue index, fatigue scale of lower extremity and standing time at BRT II ($p < 0,05$).

Conclusion : There is a significant effect of lower extremity muscle fatigue on postural control.

Key word : *Wingate cycle test (WCT), fatigue index, fatigue scale of lower extremity, balance rail test (BRT II).*

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. LATAR BELAKANG

Pada setiap aktifitas, tubuh selalu membutuhkan kontrol keseimbangan postural dengan tujuan untuk mencapai postur berdiri yang stabil, karena pada dasarnya setiap aktifitas fisik baik statis maupun dinamis akan menempatkan seseorang pada posisi yang tidak stabil dengan resiko yang besar untuk mengalami kejadian jatuh.^{1,2,3,4}

Fatigue (kelelahan otot) telah dianggap sebagai petunjuk dini tentang efek yang kurang baik terhadap mekanisme kontrol keseimbangan postural. *Fatigue* merupakan suatu fenomena menarik yang belum seluruhnya dimengerti karena banyak faktor yang mempengaruhinya. Selain sistem visual, sistem vestibular, sistem skeletal, maka sistem neuromuskular (misalnya adanya kelelahan otot) juga mempengaruhi kontrol keseimbangan postural.^{5,6,7,8}

Gangguan kontrol keseimbangan postural dapat menimbulkan masalah besar pada kualitas hidup seseorang, seperti hilangnya rasa percaya diri dalam beraktifitas karena adanya rasa takut akan jatuh, patah tulang, cedera kepala serta kecelakaan lainnya akibat kecenderungan jatuh. Semuanya akan mampu menurunkan kualitas hidup dan meningkatkan ketergantungan seseorang dalam melakukan aktifitas hidup.^{17,34}

Gangguan keseimbangan postural masih merupakan suatu permasalahan baik dalam diagnosis maupun penatalaksanaannya, karena gangguan ini dapat terjadi tanpa disertai adanya keluhan yang nyata secara

klinis dan tanpa adanya gangguan dalam sensasi gerak terutama pada kasus-kasus dengan kompensasi sentral vestibular yang tidak adekuat. Masalah ini sering menyebabkan penderita harus mengeluarkan biaya yang tidak sedikit dalam mencapai hasil terapi yang efektif dan efisien.^{3,4}

Gangguan keseimbangan postural juga dapat mengakibatkan kesulitan untuk melakukan AKS secara mandiri, misalnya pada lansia. Gangguan keseimbangan dibagi menjadi statik (saat diam, misalnya duduk, berdiri) dan dinamik (saat melakukan gerakan atau aktivitas yang bertujuan). Keduanya diperlukan sebagai landasan dalam melakukan mobilisasi dan gerakan volunter yang bertujuan.^{1,3,5}

Untuk dapat meningkatkan kualitas hidup dan kemandirian serta efisiensi penanganan, perlu dilakukan identifikasi secara dini adanya gangguan keseimbangan postural. Diperlukan pula pendekatan dari beberapa disiplin ilmu kedokteran agar diperoleh diagnosis yang pasti dan penanganan yang tepat.⁵

Mempertahankan keseimbangan tegak (*upright balance*) pada manusia merupakan tugas yang sulit, karena tubuh manusia terdiri dari berbagai segmen yang masing-masing memiliki derajat kebebasan bergerak sangat bervariasi. Kontrol keseimbangan tegak akan menyegarkan tiap segmen dari kaki sampai kepala. Tubuh bagian atas mempunyai massa yang besar yaitu kira-kira dua per tiga massa tubuh keseluruhan, sehingga secara biomekanik, posisi dan gerakannya sangat berpengaruh terhadap kestabilan keseimbangan tegak secara keseluruhan.⁵

Penelitian di senter pendidikan spesialis IKFR (Ilmu Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi) dan Kedokteran Olahraga tentang pengaruh kelelahan otot anggota gerak bawah terhadap keseimbangan postural belum banyak dibahas. Oleh karena itu peneliti ingin membuktikan apakah ada hubungan antara kelelahan otot (*fatigue*) anggota gerak bawah dan kontrol keseimbangan postural pada subyek sehat. Kelelahan diprovokasi dengan protokol test Wingate, karena test ini lebih praktis, murah, tidak invasif dan mudah dilaksanakan. Sedangkan test keseimbangan dilakukan dengan *Balance Rail Test*, karena lebih praktis, murah, dan waktu test 20 detik lebih cocok untuk keadaan test anaerobik. Diharapkan melalui penelitian ini, kita dapat

mengurangi resiko terjadinya gangguan keseimbangan postural sehingga dapat mencegah jatuh.^{3,4,45}

I.2. RUMUSAN MASALAH

- Apakah ada hubungan antara tingkat kelelahan otot anggota gerak bawah (fatigue index) dengan keseimbangan postural pada subyek sehat yang diukur dengan *Balance Rail Test*
- Apakah ada hubungan antara skala kelelahan otot anggota gerak bawah dengan keseimbangan postural pada subyek sehat yang diukur dengan *Balance Rail Test*

I.3. TUJUAN PENELITIAN

I.3.1. Tujuan Umum

Untuk mengetahui efek dari kelelahan otot anggota gerak bawah terhadap keseimbangan postural

I.3.2. Tujuan khusus

- I.3.2.1. Mendiskripsikan fatigue index dan tingkat keseimbangan pada subyek sehat
- I.3.2.2. Mengetahui hubungan antara fatigue index dengan keseimbangan postural pada subyek sehat yang diukur dengan *Balance Rail Test*
- I.3.2.2. Mengetahui hubungan antara skala kelelahan otot ekstremitas bawah dengan keseimbangan postural pada subyek sehat yang diukur dengan *Balance Rail Test*

1.4. MANFAAT PENELITIAN

- 1.4.1. Mengetahui sejauh mana kelelahan otot akibat latihan anaerobik yang menyebabkan gangguan keseimbangan postural.
- 1.4.2. Mampu menggunakan Balance Rail Test (BRT) untuk menilai tingkat keseimbangan pada subyek sehat.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1. KELELAHAN OTOT (FATIGUE)

2.1.1. Definisi

Ada beberapa batasan fatigue yang dikemukakan dalam berbagai kepustakaan yaitu :^{6,7,8,9}

- a. Kelelahan otot (Fatigue, fatigatio, tiredness) adalah suatu keadaan yang ditandai dengan ketidakmampuan otot untuk berkontraksi akibat menurunnya ATP serta peningkatan penimbunan asam laktat dalam darah.⁶
- b. Kelelahan otot merupakan ketidakmampuan mempertahankan tegangan otot pada tingkat tertentu walaupun rangsangan / stimuli diberikan. Dengan perkataan lain, kelelahan otot terjadi jika otot yang diberikan latihan tidak dapat lagi berespons terhadap rangsangan dengan tingkat aktifitas kontraktile yang setara.⁷
- c. Kelelahan otot merupakan suatu keadaan meningkatnya ketidaknyamanan dan menurunnya efisiensi akibat pekerjaan berkepanjangan atau berlebihan, sehingga kehilangan tenaga atau kemampuan untuk menjawab rangsangan.⁸
- d. Kelelahan otot merupakan penurunan pada *tension capacity* atau *output power*, sesudah kontraksi yang berulang-ulang.⁹

Penulis memakai definisi pada point a di atas.

2.1.2. Jenis-jenis fatigue^{10, 11,12,18,20,36}

- a. Local muscular fatigue

Ada 2 jenis *local muscular fatigue*, yakni :^{10,11}

a.1. *Contraction fatigue*

Pada jenis fatigue ini, penyebab terjadinya fatigue adalah gangguan pada mekanisme kontraksi otot itu sendiri.

a.2. *Myoneural-junction fatigue.*

Pada jenis fatigue ini, neuron motorik aktif tidak mampu mensintesis asetilkolin dengan cukup cepat untuk mempertahankan transmisi kimiawi potensial aksi dari neuron motorik ke otot. Kelelahan ini ditandai dengan penurunan kontraksi otot yang disertai dengan penurunan sintesis dan pelepasan asetilkolin. Misalnya pada miastenia gravis, botulism. Ada bukti-bukti yang mengisyaratkan bahwa faktor pembatas pada aktifitas latihan yang kuat dan cepat mungkin terletak pada taut neuromuscular (*neuromuscular junction*).

Pada penelitian ini, akan diteliti *local muscular fatigue* yaitu efek kelelahan otot tungkai bawah saja terhadap kontrol keseimbangan postural.

b. *General muscular fatigue (Central fatigue)*¹⁸

Kelelahan ini timbul bila SSP (Susunan Saraf Pusat) tidak dapat lagi secara adekuat mengaktifkan neuron motorik yang mempersarafi otot yang bekerja. Contohnya pada flu karena infeksi virus, SCI (spinal cord injury), dan lain-lain.

2.1.3. Morfologi otot rangka

Otot rangka terdiri dari kumpulan *muscle bundles*, dimana lapisan luar yang membungkus kelompok *muscle bundles (fasciculi)* menjadi suatu otot secara keseluruhan disebut *epimysium*. Setiap *muscle bundle (fasiculus)* terikat pada jaringan fibrosis putih yang dinamakan *perimysium*. *Muscle bundles* terdiri dari ribuan serabut otot (*muscle fibers*) yang dilapisi oleh selubung dari jaringan penyokong yang dinamakan *endomysium* (gambar 1a).^{6,7,13}

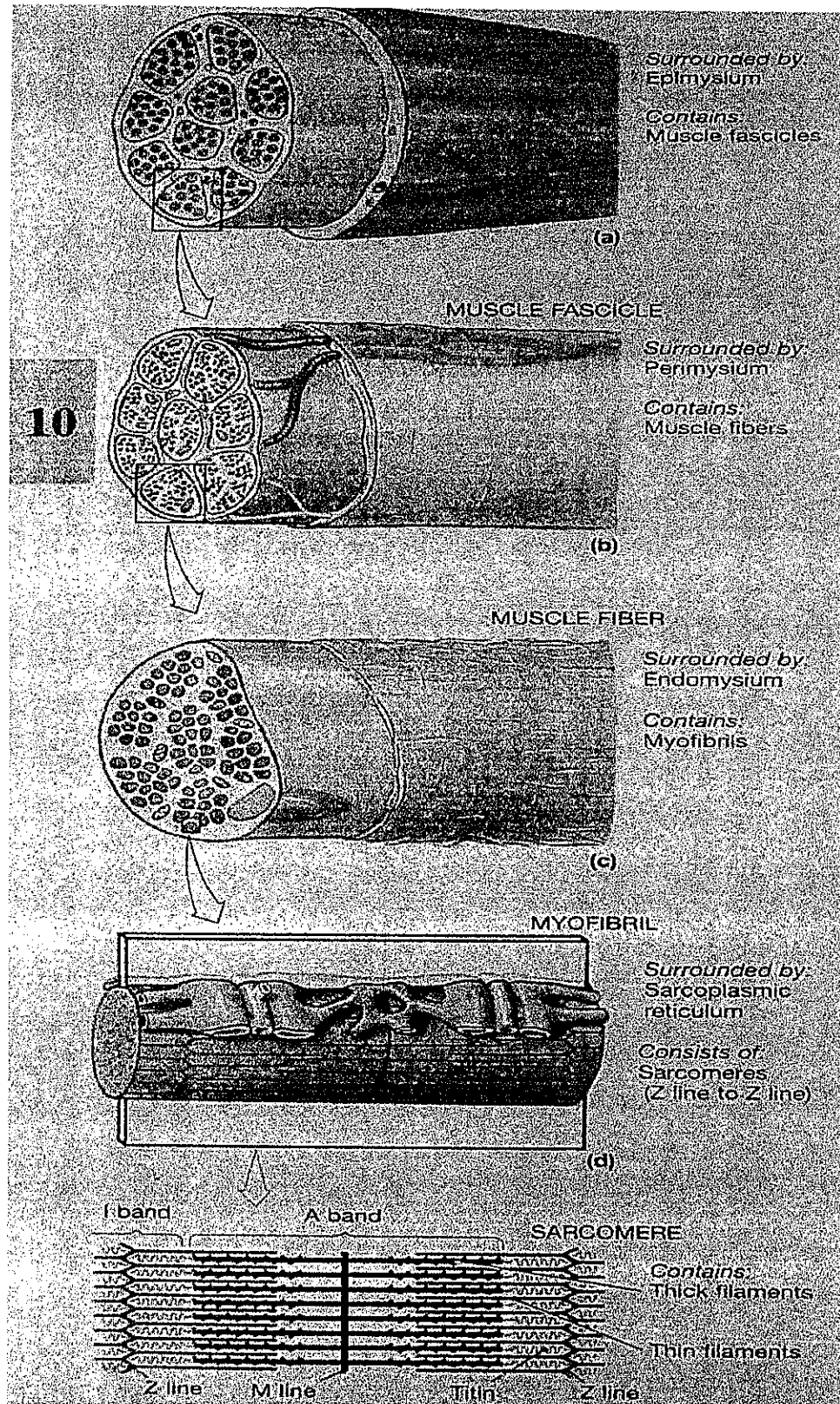
Diameter serabut otot 10-80 mikrometer (μm). Jumlah serabut otot bervariasi tergantung pada fungsi dan ukuran otot. Tiap serabut otot terdiri dari : sarkolema, sarkoplasma dan sitoplasma.^{13,16,17}

Sarkolema merupakan membran plasma yang mengelilingi serabut otot. Pada akhir dari tiap serabut otot, sarkolema menyatu dengan tendon yang menempel pada tulang. Tendon tersusun atas jaringan penyokong (*fibrous cord*) yang menyalurkan seluruh gaya melalui serabut otot ke tulang. Miofibril

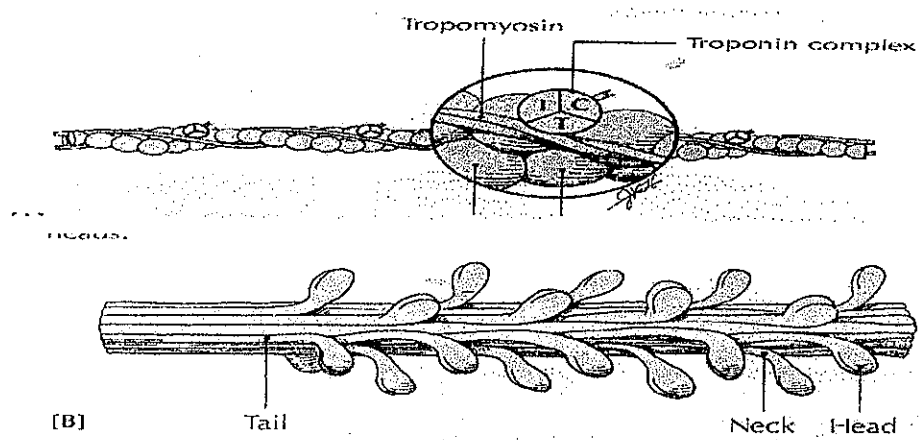
terendam dalam serabut otot di dalam suatu matriks yang dinamakan sarkoplasma. Sarkoplasma adalah substansi gelatin yang mengisi ruangan antar miofibril. Sebagian besar mengandung protein yang larut, mineral, glikogen, lemak dan bermacam-macam zat penting lainnya.^{13,17}

Sitoplasma terdiri dari miofibril terang dan gelap. Pusat miofibril A tampak lebih terang disebut zona H. Miofibril A dibagi dua oleh garis M dan miofibril I dibagi dua oleh garis Z. Daerah antar dua garis Z dinamakan sarkomer yang merupakan unit kontraktile. Miofibril dibentuk oleh batang protein (filamen). Filamen terdiri atas filamen aktin (filamen tipis) dan filamen miosin (filamen tebal). Diduga terdapat 3000 filamen aktin dan 1500 filamen miosin di dalam tiap miofibril. Filamen aktin membentuk pita I, dan daerah dimana filamen aktin dan miosin saling bertindihan terlihat sebagai pita A. Filamen miosin yang tersusun dari banyak molekul miosin yang bersifat asimetris dengan bagian C yang membentuk kepala globuler yang membesar. Kepala ini membentuk jembatan silang ke molekul aktin (*cross bridge*), yakni suatu tempat katalitik yang menghidrolisa ATP. Bagian sarkomer yang hanya terdiri dari filamen miosin disebut zona H dan menebal di bagian tengah sebagai garis M. Filamen aktin terdiri dari 3 komponen yakni : aktin, tropomiosin dan troponin. Molekul tropomiosin adalah filamen yang panjang terletak di dalam alur antara 2 rantai di dalam aktin. Molekul troponin merupakan globuler kecil yang letaknya pada interval sepanjang molekul. Troponin menghambat interaksi miosin dengan aktin dan troponin C yang mengandung tempat pengikatan untuk Ca yang mengawali kontraksi.^{13,17}

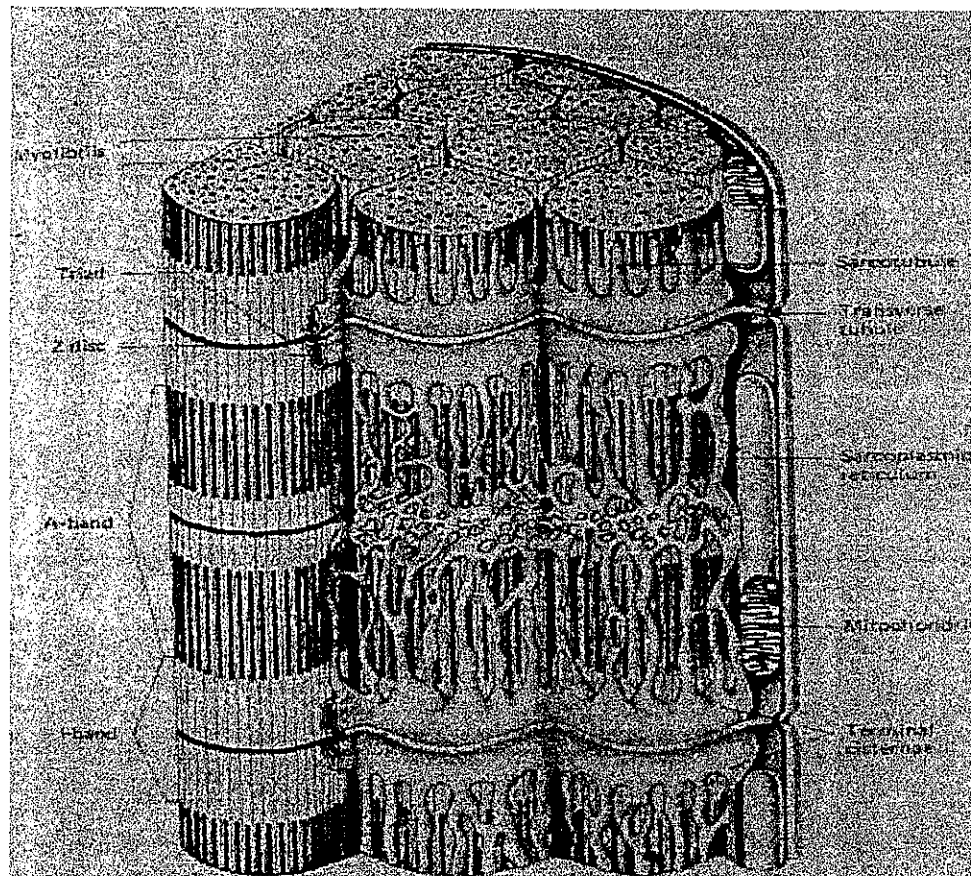
Serabut otot dikelilingi oleh struktur yang membentuk sarkotubulus, yang dibentuk dari sistem I dan suatu retikulum sarkoplasma. Retikulum sarkoplasma memiliki sistem terminalis yang membesar dalam hubungan erat dengan sistem T pada sambungan antara pita A dan pita I. Sistem T berperan sebagai hantaran cepat potensial aksi dari membran sel ke semua serabut otot. Retikulum sarkoplasma berhubungan dengan ion Ca dan metabolisme otot (Gambar 1b dan 1c).^{13,17}



Gbr 1a. Morfologi otot rangka dan sliding filament molecular model¹²



Gbr 1b. A. Miofilamen Aktin B. Miofilamen Miosin¹²



Gbr 1c. Retikulum sarkoplasma secara 3 dimensi¹²

2.1.4. Mekanisme fatigue (kelelahan otot) ^{6,7,17,19,25}

Kontraksi merupakan fungsi terpenting dari otot. Hal ini berkaitan dengan penggunaan adenosin triphosphate (ATP) sebagai energi kontraksi. Mekanisme kontraksi otot berlangsung melalui daur reaksi yang kompleks. Secara singkatnya terjadinya kontraksi otot juga dapat dijelaskan melalui teori pergeseran filamen (*sliding filament theory*). Pada saat otot secara aktif memendek, aktin dan miosin akan mengalami interaksi. Jumlah filamen aktin dan miosin akan mempengaruhi panjang sarkomer dan juga panjang otot secara total. Tiap serabut aktin mempunyai molekul permukaan yang disebut tropomiosin dan troponin. Molekul tersebut terdapat pada filamen aktin yang merupakan bagian yang aktif. Jika otot tidak berkontraksi, bagian aktif ini diselubungi oleh tropomiosin.^{6,7}

Jika mendapatkan stimulus akibat impuls saraf motorik melalui *motor endplate (neuromuscular junction)* dan melalui proses depolarisasi dan pelepasan asetilkolin, akan keluar ion kalsium dari retikulum sarkoplasma, yang menyebabkan terjadinya *cross bridge* antara miosin dan aktin, sehingga aktin bergeser menuju miosin, bersilangan dan membuat ukuran sarkomer berubah. Kekuatan maksimum otot dihasilkan jika terbentuk *cross bridge* aktin dan miosin dalam jumlah yang banyak untuk menimbulkan kontraksi.⁶

Keseluruhan proses ini membutuhkan energi yang diperoleh dari ATP yang disimpan dalam kepala miosin. Secara jelasnya dapat diterangkan tahapan kontraksi otot hingga relaksasi sbb : ^{6,7,13}

1. Pada *neuromuscular junction*, asetilkolin dilepaskan dari *synaptic terminal* menuju reseptor dalam sarkolema.
2. Hasil perubahan potensial transmembran dari serabut otot akan menghasilkan potensial aksi yang menyebar melintasi seluruh permukaan dan sepanjang tubulus T.
3. Retikulum sarkoplasma melepaskan cadangan ion kalsium, sehingga meningkatkan konsentrasi kalsium di sarkoplasma dan sekitar sarkomer.
4. Ion kalsium berikatan dengan troponin dan menghasilkan perubahan orientasi kompleks troponin-tropomiosin yang terlihat pada bagian yang aktif

dari aktin. *Myosin cross bridge* terbentuk pada saat kepala miosin berikatan dengan bagian aktif.

5. Kontraksi otot dimulai sebagai siklus yang berulang dari *cross bridge binding*. Siklus ini terjadi dengan adanya hidrolisa ATP. Proses ini menimbulkan pergeseran filamen dan pemendekan serabut otot.
6. Potensial aksi dibangkitkan dengan pemecahan asetilkolin oleh asetilkolinesterase.
7. Retikulum sarkoplasma akan menyerap kembali ion kalsium sehingga konsentrasi ion kalsium dalam sarkoplasma menurun.
8. Saat konsentrasi ion kalsium mendekati fase istirahat (normal), kompleks troponin - tropomiosin akan kembali ke posisi awal. Perubahan ini menyebabkan kembalinya bagian aktif dan mencegah interaksi *cross bridge* lebih lanjut..
9. Tanpa interaksi *cross bridge*, maka pergeseran filamen lebih lanjut tidak akan timbul dan kontraksi akan berhenti.
10. Relaksasi otot akan terjadi dan otot akan kembali secara pasif pada *resting - length*.

Selama ATP tersedia, daur tersebut dapat terus berlangsung. Pada keadaan kontraksi, ATP yang tersedia di dalam otot akan habis terpakai dalam waktu kurang dari 1 detik. Oleh karena itu ada jalur metabolisme produktif yang menghasilkan ATP. ATP dengan bantuan kreatin kinase akan segera menjadi kreatin fosfat. Persediaan kreatin fosfat ini hanya cukup untuk beberapa detik, selanjutnya ATP diperoleh dari fosforilasi oksidatif. Meskipun otot-otot mampu berkontraksi secara cepat, tetapi karena ATP yang dihasilkan dari glikolisis terbatas, maka kerja otot hanya mampu berlangsung dalam waktu yang singkat dan selanjutnya terjadi fatigue.⁷

Jadi fatigue merupakan keadaan otot yang mengalami penurunan kemampuan kontraksi, karena suplai oksigen dalam sel otot menurun. Penurunan suplai oksigen akan menyebabkan ATP yang dibutuhkan untuk tenaga kontraksi tidak dapat disintesa. Demikian pula karena terbentuknya asam laktat dan sisa metabolik lainnya menghalangi fungsi neuromuskular. Selanjutnya waktu untuk pemulihan dengan cara meningkatkan konsumsi

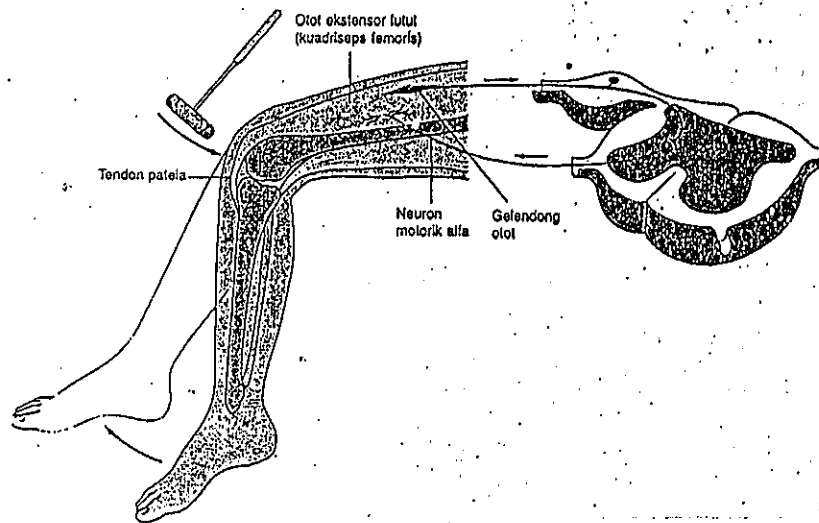
oksigen. Keadaan ini berlangsung sampai dicapai jumlah ATP yang cukup untuk kontraksi lagi, dan sisa metabolik kembali berada pada tingkat yang normal.⁷

Susunan proprioseptif, visual, vestibular dan neuromuskular (misalnya adanya kelelahan otot / fatigue) mempengaruhi kontrol keseimbangan postural. Susunan proprioseptif menerima masukan (input) dari reseptor muskulotendineus, kutaneus, artikuler termasuk di dalamnya *muscle spindle* dan organ tendon Golgi, yang mengirimkan sinyal-sinyal aferen tentang perubahan di dalam panjang dan tegangan otot. Ini semua menghasilkan teori bahwa fatigue mungkin melemahkan alat-alat proprioseptif dan kinestetik dari sendi dengan cara meningkatkan ambang batas rangsang *muscle spindle* (gelendong otot), mematahkan umpan balik aferen dan berturut-turut mengubah kewaspadaan tentang posisi sendi.^{3,4}

Sejumlah reseptor memberi masukan proprioseptif. Proprioseptor otot memberi informasi umpan balik mengenai tegangan dan panjang otot. Proprioseptor sendi memberi umpan balik mengenai akselerasi sendi, sudut dan arah gerakan. Proprioseptor yang paling kompleks dan mungkin yang paling penting adalah *muscle spindle*.⁶

Muscle spindle ini ditemukan di seluruh panjang otot tetapi cenderung terkonsentrasi di bagian pusat / tengahnya. Setiap *muscle spindle* terletak sejajar dengan serabut otot di dalam otot. *Muscle spindle* peka terhadap kecepatan perubahan panjang otot dan panjang akhir otot yang dicapai. Bila otot diregangkan, setiap *muscle spindle* di dalam otot tersebut juga teregang dan neuron aferen yang akson perifernya berujung di *muscle spindle* terangsang.⁷

Pengetukan tendon patella dengan palu refleks akan meregangkan *muscle spindle* di dalam otot kuadriseps femoris. Terjadinya refleks regang yang menimbulkan kontraksi otot kuadriseps femoris, sehingga timbul gerakan menendang yang khas (*knee jerk*). Penjelasan pada gambar 2.



Gbr 2. Refleks tendon patella (suatu refleks regang)¹⁴

Pada latihan intensitas tinggi, orang selalu berusaha merangsang *muscle spindle*, misalnya pada latihan ergometer sepeda dengan protokol test Wingate, lari jarak pendek (*sprinting*). Demikian juga pada orang yang mengalami kelemahan pada otot – otot paha (kuadriseps) secara tidak sadar merangsang *muscle spindle* dengan mendorong bagian tengah paha sewaktu mereka bangun dari posisi duduk. Kontraksi otot-otot kuadriseps menyebabkan ekstensi sendi lutut, sehingga paha lurus. Tindakan mendorong bagian tengah paha sewaktu bangun dari duduk sedikit meregangkan otot-otot kuadriseps di kedua tungkai, sehingga *muscle spindle* terangsang. Refleks regang yang timbul membantu kontraksi otot-otot kuadriseps dan mempermudah orang untuk berdiri. ^{13,14,31,32}

2.1.4. Faktor-faktor yang menyebabkan kelelahan otot^{10,13,14,15}

Penyebab mendasar terjadinya kelelahan otot hingga saat ini belumlah jelas.

Seperti diterangkan di atas, mekanisme timbulnya muscle fatigue merupakan suatu fenomena yang kompleks dimana melibatkan banyak faktor. Faktor – faktor yang diperkirakan terutama berperan yaitu :¹⁰

a. Penimbunan asam laktat

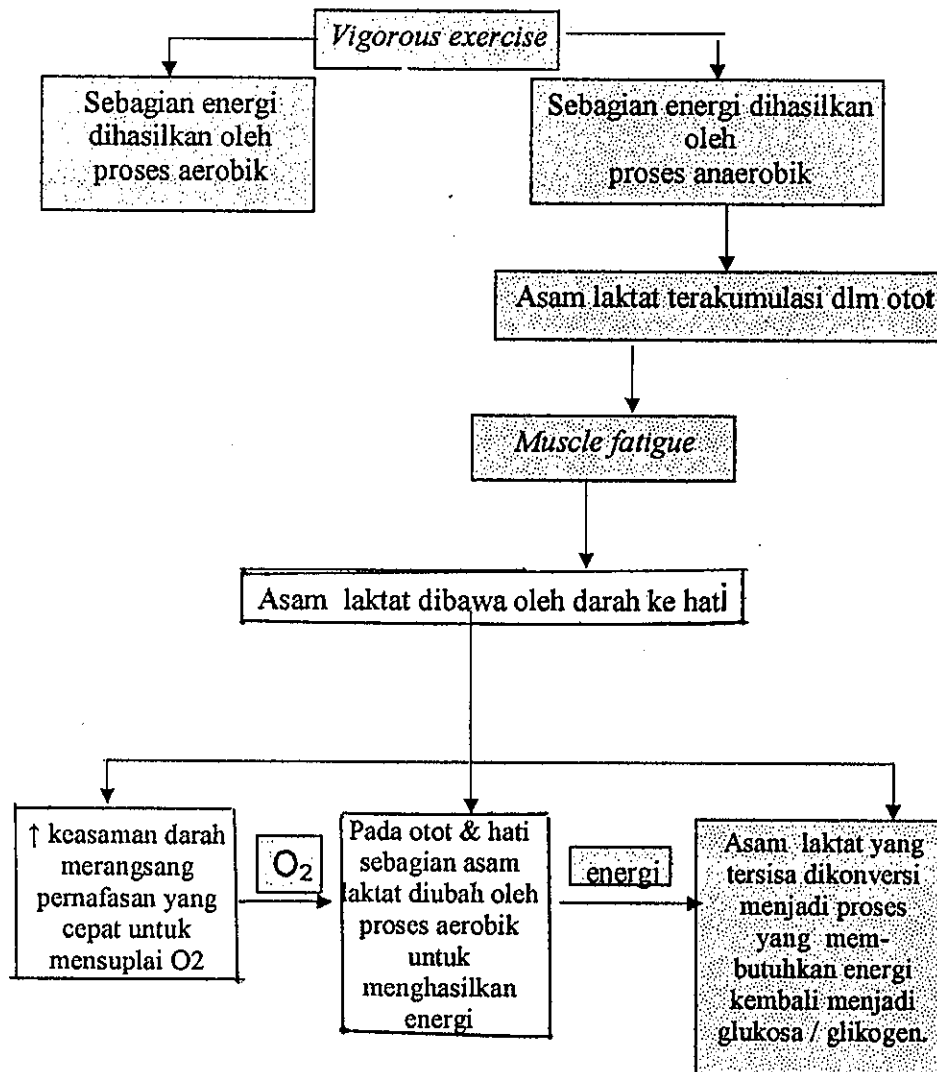
Akumulasi asam laktat dalam otot yang bermakna terjadi selama latihan dengan intensitas tinggi, dimana metabolisme non oksidatif merupakan sumber primer untuk menghasilkan energi. Asam laktat bersifat labil dan diubah menjadi laktat dan ion Hidrogen (H^+). Mekanisme kerja dimana H^+ mempengaruhi proses kontraksi adalah sbb. :¹³

- Penghambatan fosfofruktokinase, enzim pembatas kecepatan untuk glikolisis.
- Penghambatan transformasi fosforilase, dimana mengurangi glikogen diubah menjadi glukosa
- Mengurangi kekuatan otot dengan menghambat miosin ATP ase.
- Mengurangi eksitabilitas membran serabut otot.

Selain itu, ion Hidrogen juga menghambat mobilisasi asam lemak dari jaringan lemak, menyebabkan penggunaan cadangan glikogen yang meningkat. Jadi penimbunan asam laktat ini menyebabkan penurunan pH otot. Hal ini mungkin menghambat enzim-enzim kunci pada jalur-jalur penghasil energi atau proses penggabungan eksitasi-kontraksi. Penimbunan ini juga menimbulkan nyeri otot yang timbul saat latihan olahraga intensitas tinggi (latihan anerobik) sedang berlangsung. Aktifitas kontraktile di otot tertentu tidak dapat dipertahankan pada tingkat (level) yang telah ditentukan untuk selamanya. Pada akhirnya, tegangan otot menurun seiring dengan timbulnya kelelahan otot. Kemudian asam laktat dibawa oleh darah ke hati dan menimbulkan 3 keadaan di bawah ini^{14,15}:

- a. pH darah menurun. Hal ini akan merangsang pernafasan yang cepat untuk mensuplai O_2 .
- b. Pada otot dan hati sebagian besar asam laktat dikonversi untuk menghasilkan energi dengan proses aerobik.
- c. Sisa asam laktat dikonversi menjadi proses yang memerlukan energi kembali menjadi glukosa / glikogen.

(lihat gambar 3)



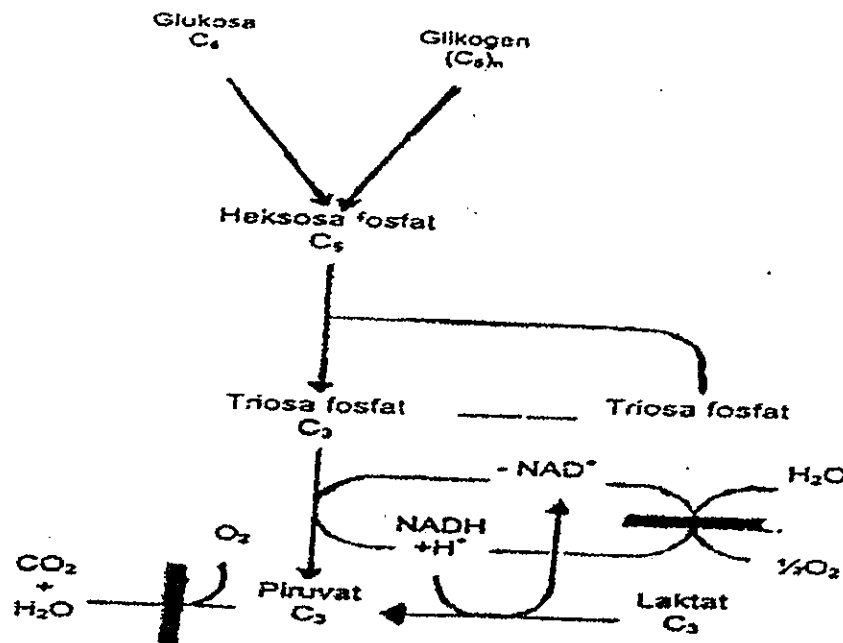
Gambar 3. Algoritme terjadinya *muscle fatigue* dan penimbunan asam laktat.^{14,15}

b. Habisnya energi ATP

Yang perlu dipahami yaitu pelunasan hutang oksigen (*oxygen debt*) yang dibuat selama latihan, saat aktifitas kontraktile ditunjang oleh ATP (Adenosine Tri Phosphate) yang berasal dari sumber-sumber non-oksidatif, misalnya kreatin fosfat dan glikolisis anaerobik. Oksigen diperlukan untuk pemulihan sistem energi ini. Selama latihan olahraga, simpanan kreatin fosfat pada otot-otot yang aktif berkurang, asam laktat menumpuk dan simpanan glikogen

mungkin terpakai. Besarnya pengaruh efek tersebut tergantung pada intensitas dan lamanya latihan.¹⁷

Selama masa *recovery*, pasokan ATP segar diberikan oleh proses fosforilasi oksidatif yang menggunakan oksigen yang baru diperoleh, yang disediakan oleh aktifitas pernafasan yang terus meningkat setelah latihan berhenti. Sebagian besar ATP ini digunakan untuk mensintesis ulang kreatin fosfat untuk memulihkan cadangannya. Hal ini dapat diselesaikan dalam waktu beberapa menit. Setiap asam laktat yang tertimbun diubah kembali menjadi asam piruvat, yang sebagian digunakan oleh sistem fosforilasi oksidatif untuk menghasilkan ATP. Asam piruvat sisanya diubah kembali menjadi glukosa oleh hati. Sebagian besar glukosa ini digunakan untuk memulihkan cadangan glikogen di otot dan hati yang telah habis terpakai selama latihan. Jalur proses glikolisis ini disebut *Emden – Meyerhof pathway*.²²



Gambar 3. Ringkasan proses glikolisis. ^{15,16}

Berbagai transformasi biokimiawi yang melibatkan asam piruvat ini memerlukan oksigen dan menghabiskan waktu beberapa jam untuk menghasilkan CO₂ dan H₂O. Dengan demikian, ketika hutang oksigen dilunas,

sistem kreatin fosfat dipulihkan, asam laktat dibersihkan, dan simpanan glikogen paling tidak sebagian diganti (gambar 3).^{15,16}

c. Jenis serabut otot

Ada perbedaan antara serabut otot tipe I dan II seperti tampak pada tabel 1.¹⁵

Tabel 1. Jenis serabut otot dan karakteristiknya.¹⁵

Karakteristik	Oksidatif lambat (tipe I)	Oksidatif cepat (tipe IIa)	Glikolitik cepat (tipe IIb)
Aktivitas ATPase myosin	rendah	tinggi	tinggi
Kecepatan kontraksi	lambat	cepat	cepat
Daya tahan terhadap kelelahan (fatigue)	tinggi	sedang	rendah
Kapasitas fosforilasi oksidatif	tinggi	tinggi	rendah
Enzim untuk glikolisis	rendah	sedang	tinggi
Mitokondria	banyak	banyak	sedikit
Kapiler	banyak	banyak	sedikit
Kandungan mioglobin	tinggi	tinggi	rendah
Warna serabut	merah	merah	putih
Kandungan glikogen	rendah	sedang	tinggi
Intensitas kontraksi	rendah	sedang	tinggi

Waktu timbulnya kelelahan otot berbeda-beda sesuai dengan jenis serabut otot, sebagian serabut otot lebih tahan terhadap kelelahan otot dibandingkan serabut otot lainnya. Serabut otot tipe IIb (serabut otot putih) dengan kadar mioglobin yang rendah, tetapi banyak memiliki ATP-ase yang bereaksi cepat terhadap rangsangan, namun lebih cepat mengalami fatigue. Sedangkan serabut

otot tipe II a (serabut otot merah) dengan kadar mioglobin yang tinggi, tetapi tidak banyak memiliki ATP-ase lebih tahan terhadap fatigue.¹⁵

d. Beban latihan

Latihan (exercise) dengan beban yang berat lebih cepat menimbulkan fatigue, dimana subyek berusaha sekuat tenaga melawan beban yang diberikan.¹⁷

2.1.5. Cara pengukuran fatigue

Banyak cara untuk mengukur berat ringannya fatigue antara lain^{29,30} :

a. Wingate Cycle Test^{21,23-5}

Para ahli fisiologi di Institut Wingate di Israel melakukan provokasi kelelahan otot dengan test kebugaran anaerobik selama 30 detik yang diberi nama *Wingate Cycle Test*. Index fatigue (dalam %) dihitung dengan memperbandingkan selisih jumlah putaran pedal lima detik pertama dan jumlah putaran pedal lima detik terakhir, dibagi dengan jumlah putaran pedal lima detik pertama, lalu dikali 100 %.^{26,33,34} Protokol Wingate Cycle Test tersebut diterangkan dalam Bab III.

b. Pengukuran kadar asam laktat darah^{29,30,35,36}

Dikatakan fatigue bila kadar asam laktat darah melebihi 20 mmol/l.

c. Skala kelelahan otot tungkai bawah modifikasi Borg yang bersifat subjektif.

Tabel 2. Skala kelelahan otot tungkai bawah³⁵

Skala	Derajat kelelahan
0	Tidak ada
0,5	Agak terasa
1	Sangat ringan
2	Ringan
3	Sedang
4	Agak berat
5	Berat

6	
7	Sangat berat
8	
9	Amat sangat berat
10	Maksimal

2.2. KESEIMBANGAN POSTURAL

2.2.1. Definisi^{2,52,53,54}

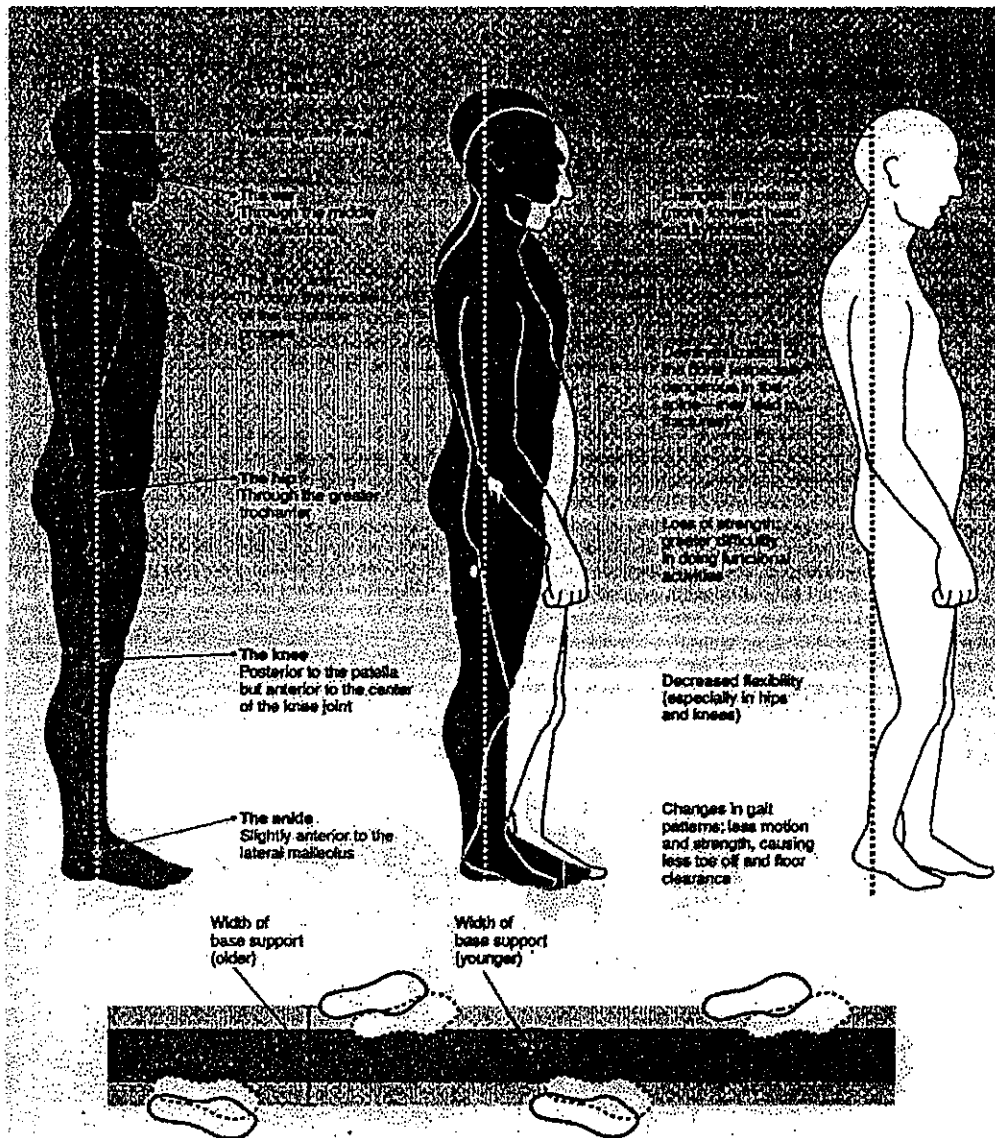
Keseimbangan postural (*balance / stability*) didefinisikan sebagai kemampuan tubuh untuk memelihara pusat dari massa tubuh dengan batasan stabilitas yang ditentukan dengan dasar penyangga. Batasan stabilitas adalah tempat pada suatu ruang dimana tubuh dapat menjaga posisi tanpa berubah dari dasar penyangga. Batasan ini dapat berubah sesuai dengan tugas, biomekanik secara individual dan aspek lingkungan.^{2,37}

Keseimbangan berdiri diartikan sebagai kemampuan untuk berdiri tanpa bantuan, tanpa terjatuh atau merubah dasar penyangga atau menggunakan tangan.^{2,37}

Jadi tubuh dikatakan dalam keseimbangan bila proyeksi dari pusat gravitasi tubuh jatuh di dalam *base of support* (landasan penunjang) dan resultan semua gaya yang bekerja padanya sama dengan nol.^{537,38}

Pusat massa tubuh (center of mass) adalah titik dimana jumlah gaya yang bekerja padanya sama dengan nol, sehingga tubuh selalu berada dalam keseimbangan. Posisi pusat massa tubuh berbeda pada tiap-tiap individu. Hal ini tergantung pada umur, proporsi dan posisi tubuh (lihat gambar 1). Pada individu normal yang berdiri dengan tenang, pusat gravitasi tubuh terletak di depan vertebra sacral ke -2 atau berada 55-57 % dari tinggi badan seseorang di atas tanah (lihat gambar 5).⁴⁷

Efek destabilisasi dari gravitasi selalu berusaha menarik tubuh ke bawah / ke bumi, sehingga terjadi deviasi minimal dari pusat gravitasi. Tanpa disadari, deviasi tersebut akan distabilkan oleh mekanisme keseimbangan postural dengan menghasilkan reaksi kontrol keseimbangan postural di sekitar sendi ankle dan penyokong tubuh lainnya, sehingga keseimbangan tubuh dapat dipertahankan.⁴⁷



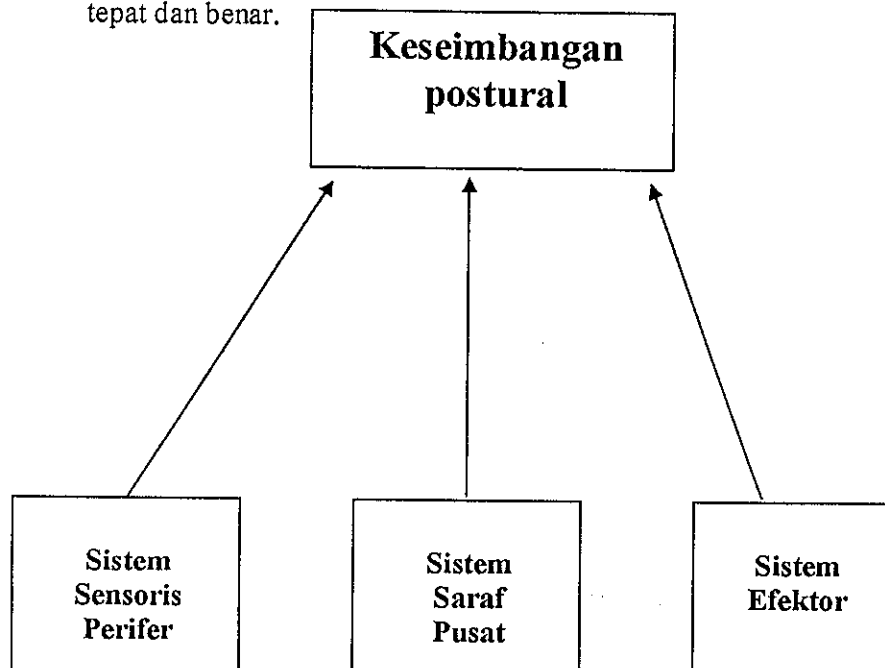
Gambar 5. Center of mass (COM) pada bagian-bagian tubuh dan base of support (BOS) pada orang muda dan lansia.⁴⁷

2.2.2. Mekanisme kontrol keseimbangan postural^{3, 35, 36, 61}

Kontrol keseimbangan pada dewasa normal biasanya terjadi pada tingkat bawah kesadaran dan berlangsung secara otomatis. Secara alami, mekanisme keseimbangan akan terus dipelajari, dipraktikkan dan diperhalus dalam berbagai situasi. Pada bayi, mekanisme keseimbangan timbul dalam bentuk yang masih kasar dan terus diperhalus dalam perjalanannya menuju dewasa.¹²

Dalam mempertahankan keseimbangan, mekanisme keseimbangan postural membutuhkan kerjasama dan interaksi dari 3 komponen kontrol postural, yakni :^{3,35}

- a. Sistem sensoris perifer, meliputi sistem visual, propioseptif dan vestibular, memberikan informasi secara kontinu tentang posisi dan gerakan dari seluruh bagian tubuh yang selalu dibutuhkan dalam mempertahankan keseimbangan postural.
- b. Sistem saraf pusat, mengintegrasikan impuls afferen dan mengawali terjadinya respon postural yang efektif dan tepat waktu.
- c. Sistem efektor, membutuhkan kekuatan dan fleksibilitas otot, sendi dan ligamentum yang baik, sehingga dapat dihasilkan respon motorik yang tepat dan benar.



Gbr 6. Komponen mekanisme keseimbangan postural.⁵

2.2.2.1. Sistem sensoris perifer

Dalam mempertahankan keseimbangan postural, dibutuhkan informasi tentang posisi tubuh terhadap kondisi lingkungan di sekitarnya yang didapat dari reseptor-reseptor sensoris perifer yang terdapat pada sistem visual, vestibular dan proprioseptif. Dari ketiga jenis reseptor ini, vestibular memiliki kontribusi yang paling besar dalam mempertahankan keseimbangan, disusul oleh visual dan proprioseptif.³

Kondisi lingkungan di sekitar kita dapat berada dalam keadaan stabil maupun tak stabil. Keadaan yang mampu menyebabkan kondisi lingkungan sekitar menjadi tak stabil misalnya gerakan objek yang cepat, permukaan lantai yang bergerak, permukaan pasir, busa, dan sebagainya. Tubuh kita akan membutuhkan kontrol postural yang lebih besar daripada lingkungan yang tidak stabil ini.³

2.2.2.1.1. Organ vestibular

Organ vestibular memberikan informasi ke CNS (Central Nervous System) tentang posisi dan gerakan kepala serta pandangan mata melalui reseptor makula dan krista ampularis yang terdapat di telinga dalam.³

2.2.2.1.2. Reseptor visual

Reseptor ini memberikan informasi tentang orientasi mata dan posisi tubuh / kepala terhadap kondisi lingkungan di sekitarnya. Lebih kurang 20% serabut saraf dari mata berinteraksi dengan organ vestibuler. Otot-otot mata akan berkontraksi untuk memelihara posisi bola mata dan otot-otot leher berkontraksi dengan menegakkan kepala, sehingga akhirnya dapat dicapai keseimbangan postural. Dalam keadaan normal, tampak masukan visual mampu mengkompensasi defisit dari input sensoris lainnya seperti susunan proprioseptif yang terganggu karena berdiri di landasan yang tidak stabil misalnya. Gangguan keseimbangan akan tampak lebih jelas lagi jika impuls

afferent untuk visual diabaikan, misalnya pada saat mata tertutup, maka kelihatan ayunan tubuh (sway) menjadi berlebihan.³⁵

2.2.2.1.3. Susunan proprioseptif⁴⁸

Susunan proprioseptif ini memberikan informasi ke CNS tentang posisi tubuh terhadap kondisi lingkungan di sekitarnya (eksternal) dan posisi antara segmen badan itu sendiri (internal) melalui reseptor-reseptor yang ada pada sendi, tendon, otot, ligamentum dan kulit seluruh tubuh terutama yang ada pada kolumna vertebralis dan tungkai. Informasi itu dapat berupa tekanan, posisi sendi, tegangan, panjang, dan kontraksi otot.³

Susunan Somesthesia

Somesthesia adalah perasaan yang dirasakan pada bagian tubuh yang berasal dari somatopleura, yaitu kulit, tulang, otot, dan jaringan pengikatnya. Sedangkan visceroesesthesia adalah perasaan yang dirasakan pada bagian tubuh yang tumbuh dari visceropleura, yaitu usus, paru-paru, limpa dan sebagainya.

Somesthesia terdiri dari perasa dangkal (perasa eksteroseptif), perasa dalam (perasa proprioseptif), dan perasa luhur. Somesthesia eksteroseptif sederhana ialah rasa-nyeri, rasa-suhu, dan rasa-raba. Somesthesia proprioseptif terdiri atas rasa-nyeri-dalam, rasa-getar, rasa-tekan, rasa-gerak, dan rasa-sikap. Somesthesia luhur ialah perasaan yang mempunyai sifat diskriminatif dan tiga-dimensional, misalnya, dengan meraba, menekan, dan merasai suhu suatu benda dengan mata tertutup, dapat ditentukan benda apa yang dipegang, dari bahan apa benda itu dibuat, dan sebagainya.

Susunan somesthesia merupakan perantara untuk menyadari dan merasakan rangsang dari dunia luar. Dari susunan saraf perifer, rangsang

diteruskan melalui neuron-neuron ke susunan saraf pusat yang mengolah impuls tersebut, sehingga dapat menghasilkan suatu perasaan. Impuls tersebut dinamakan impuls aferen. Ada dua macam susunan saraf yang digunakan untuk mengalirkan impuls aferen tersebut yaitu susunan eksteroseptif dan susunan propioseptif.

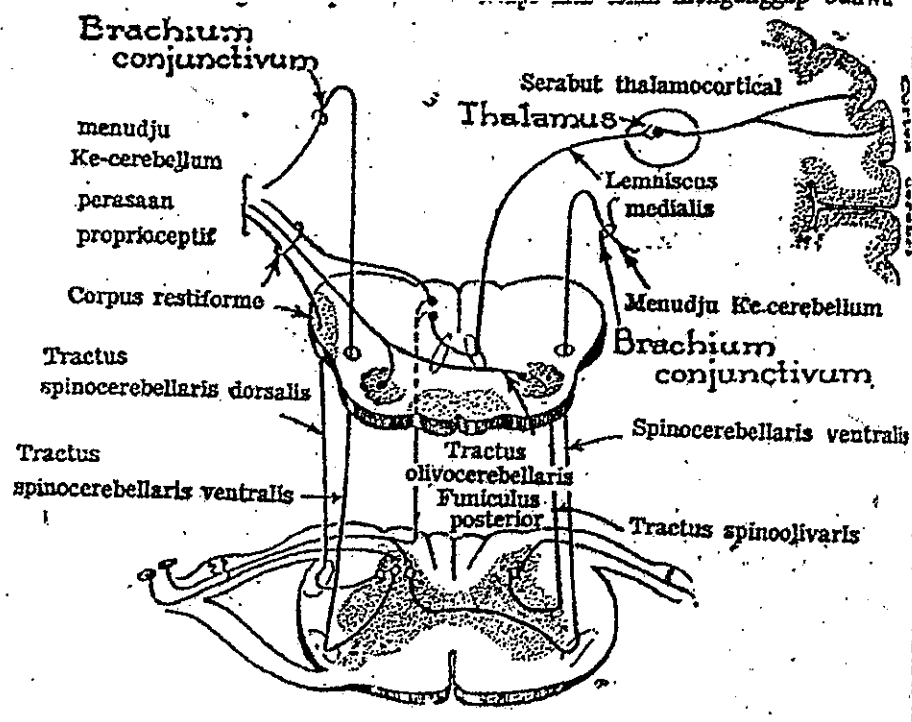
Susunan Proprioseptif

Susunan propioseptif adalah susunan saraf yang menghantarkan impuls rasa-tekan, rasa-getar, rasa-gerak, rasa-sikap, rasa-nyeri-dalam dan rasa diskriminatif. Sel neuron sistem propioseptif mempunyai neurit dan dendrit yang hampir sama panjangnya. Bagian dendrit berjalan dari reseptor sampai sel bipolar di ganglion spinalis dan bagian neuritnya mulai dari ganglion spinalis sampai nukleus kuneatus dan nukleus gracilis di medula oblongata. Neurit-neurit tersebut menyusun funikulus kuneatus dan funikulus gracilis. Neurit dari ganglion spinalis bagian sakralis, lumbalis dan torakalis berkumpul menjadi funikulus kuneatus.

Susunan propioseptif menyilang setelah neurit bagian perifernya berakhir di medula oblongata (setelah bagian perifernya bersinaps), yaitu di nukleus kuneatus dan nukleus gracilis (inti Burdach dan Goll). Neuron kedua susunan propioseptif mengeluarkan neuritnya yang dikenal sebagai serabut arkuata. Ia menyilang garis tengah medula oblongata, kemudian serabut tersebut membelok ke rostral dan berjalan di sebelah kontralateral. Dengan demikian lemniskus medialis dibentuk (Gambar 7).⁴⁸

Sebagian neurit ganglion spinalis yang ikut menyusun funikulus kuneatus dan grasilis (funikuli dorsales) bersinaps di nukleus kuneatus lateralis. Dari inti tersebut keluarlah serabut yang menuju ke serebelum.

Macam-macam reseptor dalam sistem propioseptif yaitu: korpus Vater-Pacini untuk rasa-tekan, letaknya di bagian bawah kulit dan jaringan ikat, organ Golgi di dalam tendon dan selaput sendi, "muscle spindle" ada dalam otot, berfungsi sebagai "stretch-reseptor", piring Golgi-Massoni ada dalam kulit untuk menangkap rasa-tekan halus.⁴⁸



Gambar 7. Susunan Proprioseptif⁶⁶

2.2.2.2. Sistem saraf pusat.

Sisten ini dibutuhkan dalam memelihara respon postural. CNS melalui jaras-jarasnya menerima informasi sensoris perifer dari sistem visual, vestibular

dan proprioseptif di *gyrus post central lobus parietal* kontralateral. Selanjutnya informasi itu diproses dan diintegrasikan pada semua tingkat sistem syaraf. Akhirnya dalam waktu latensi ± 150 mdet akan terbentuk suatu respon postural yang benar secara otomatis dan akan diekspresikan secara mekanis melalui effektor dalam suatu rangkaian pola gerakan tertentu. Tetapi pada aktifitas dengan pola baru yang belum pernah disimpan dalam otak, maka reaksi keseimbangan tubuh perlu dipelajari dan dilatih sampai reaksi tersebut dapat dilakukan dengan tanpa perlu berpikir lagi. Proses kontrol postural pada CNS dimulai dari : persepsi sensoris \rightarrow perencanaan motorik \rightarrow pelaksanaan motorik ke perifer.⁴

Gangguan atau kerusakan pada CNS dapat mengganggu mekanisme tersebut diatas, impuls afferen dari saraf sensoris perifer yang ada tak dapat dikenal, ditekan maupun diintegrasikan sehingga posisi dan gerakan tubuh tidak dapat ditentukan dan akhirnya respons yang akan dihasilkan tidak memadai.⁴

2.2.2.3. Sistem Efektor

Rencana gerakan tersebut di atas akan dilakukan oleh suatu kelompok sendi dan otot dari kedua sisi tubuh, maka komponen efektor yang normal harus ada, supaya dapat melakukan gerakan keseimbangan postural yang normal. Komponen efektor yang dibutuhkan adalah LGS (Lingkup Gerak Sendi), kekuatan dan ketahanan (endurance) dari kelompok otot kaki, pergelangan kaki, lutut, pinggul, punggung, leher dan mata. Gangguan pada komponen efektor akan mempengaruhi kemampuan dalam mengontrol postur sehingga akan terjadi gangguan keseimbangan postural.²⁸

Jadi dalam aktifitas kehidupan sehari-hari, mekanisme keseimbangan postural itu berjalan terus menerus untuk mempertahankan tubuh agar tetap dalam posisi tegak atau merubah posisinya supaya tidak jatuh jika berdiri pada landasan yang tidak stabil.^{4,28}

2.2.3. Jenis Keseimbangan Postural

Keseimbangan postural dapat dibagi menjadi : ^{2-5,39,42}

a. Keseimbangan statik.

Keseimbangan statik merupakan suatu keadaan dimana seseorang dapat memelihara keseimbangan tubuhnya pada suatu posisi tertentu selama jangka waktu tertentu, misalnya pada anak-anak yang menirukan patung.

b. Keseimbangan dinamik

Keseimbangan dinamik adalah pemeliharaan keseimbangan pada saat tubuh melakukan gerakan atau saat berdiri di atas landasan yang bergerak (*dynamic standing*) yang akan menempatkannya dalam kondisi yang tidak stabil. Dan pada keadaan ini kebutuhan akan kontrol keseimbangan postural semakin meningkat. Misalnya saat berjalan, naik di atas perahu, berlari di alat treadmill.

Dalam praktek kehidupan sehari-hari, keseimbangan statik dan dinamik saling bertumpang tindih dan tidak dapat dipisahkan secara mutlak karena tubuh manusia jarang sekali dalam keadaan diam yang sempurna tanpa gerakan sama sekali. Tubuh secara berkesinambungan melakukan pengaturan postur yang tidak dapat dirasakan secara sadar. Pengaturan postur ini mengatur posisi tubuh yang optimal untuk konservasi/ penghematan energi. ^{5,39}

2.2.4. Faktor-faktor yang Mempengaruhi Keseimbangan ^{4,7,9,39-41}

Kemampuan untuk mempertahankan keseimbangan tergantung dari banyak faktor yang berfungsi secara integratif. Keseimbangan tergantung pada pengaruh visual, vestibuler, proprioseptif, dan input taktil yang akan *di decode* secara kontinu dan diproses di dalam susunan saraf pusat, dimana akan menghasilkan tonus yang efektif, kekuatan otot dan fleksibilitas sendi untuk menyesuaikan diri dengan perubahan yang cepat. Pada sistem saraf pusat, keseimbangan ternyata dipengaruhi oleh otak tengah, serebelum dan vestibular.⁴

Masukan proprioseptif memberikan informasi ke CNS tentang posisi tubuh terhadap kondisi lingkungan di sekitarnya (*eksternal*) dan posisi antara segmen badan itu sendiri (*internal*) melalui reseptor-reseptor yang ada pada sendi, tendon, otot, ligamentum dan kulit seluruh tubuh terutama yang ada pada

kolumna vertebralis dan tungkai. Informasi itu dapat berupa tekanan, posisi sendi, tegangan, panjang, dan kontraksi otot.^{7,9}

Batasan biomekanik dari keseimbangan ini dapat berubah karena dipengaruhi oleh ada tidaknya defisit sistem neuromuskular, sistem skeletal, ada tidaknya nyeri, dll. Dengan demikian keseimbangan merupakan sebuah fungsi yang selalu berlangsung tanpa dirasakan secara sadar dan dapat diandalkan. Bila mekanisme keseimbangan ini gagal, baru dirasakan pentingnya.^{7,9}

Sistem proprioseptif menangkap masukan dari reseptor muskulotendineus, kutaneus, artikuler termasuk di dalamnya muscle spindle dan organ tendon Golgi, yang mengirimkan sinyal-sinyal aferen tentang perubahan di dalam panjang dan tegangan otot. Ini semua menghasilkan teori bahwa fatigue mungkin melemahkan alat-alat proprioseptif dan kinestetik dari sendi dengan cara meningkatkan ambang batas rangsang muscle spindle, mematahkan umpan balik aferen dan secara berturut-turut mengubah kewaspadaan tentang posisi sendi. Keadaan ini dapat menimbulkan gangguan keseimbangan postural.⁴¹

Sejumlah reseptor memberi masukan proprioseptif. Proprioseptor otot memberi informasi umpan balik mengenai tegangan dan panjang otot. Proprioseptor sendi memberi umpan balik mengenai akselerasi sendi, sudut dan arah gerakan. Proprioseptor yang paling kompleks dan mungkin yang paling penting adalah muscle spindle.⁹

Sistem skeletal juga mempengaruhi keseimbangan, misalnya pada pasien post amputee, perbedaan panjang tungkai kanan dan kiri, skoliosis, dan lain-lain.⁴⁰

Sistem visual memberikan informasi tentang orientasi mata dan posisi tubuh / kepala terhadap kondisi lingkungan di sekitarnya yang bergerak. Gangguan visual yang dapat menyebabkan gangguan keseimbangan postural, misalnya :

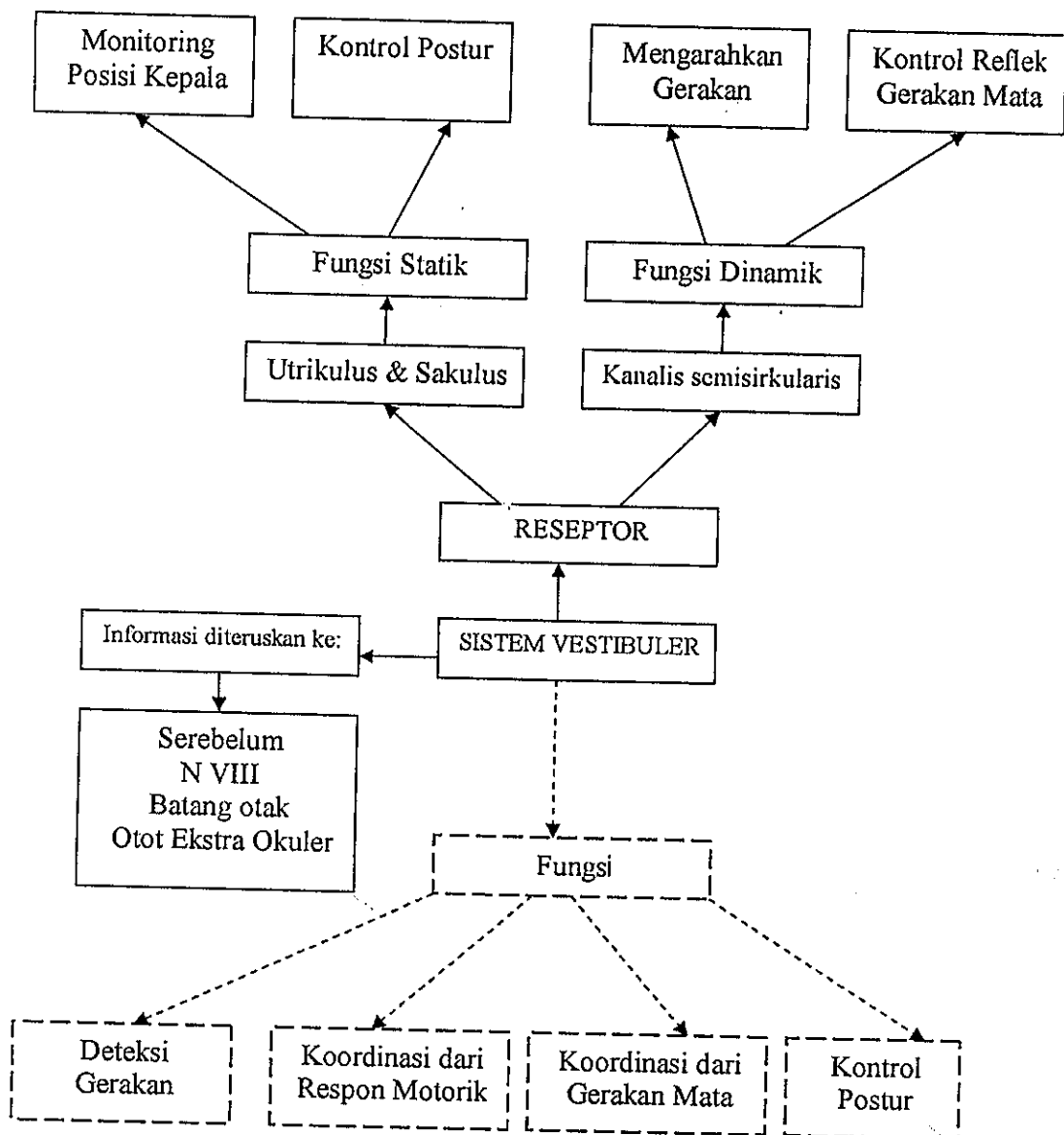
- aneisokonia, yaitu perbedaan kemampuan magnifikasi/ pembesaran dan pembentukan bayangan di retina pada mata kanan dan kiri.

- anisometropia, yaitu suatu keadaan dimana ada perbedaan refraksi yang signifikan antara kedua mata (perbedaan 10 Dioptri)
- diplopia (double vision), yaitu keadaan melihat bayangan ganda akibat sumbu kedua mata tidak paralel (*align*).
- gangguan alignment mata kanan dan kiri, yaitu pada strabismus.
- gangguan fungsi *binocular vision*, yaitu gangguan mengkoordinasikan kedua mata sebagai satu kesatuan dalam aspek konvergensi dan divergensi (*alignment* kedua mata) dengan aspek akomodasi (kemampuan untuk memfokus).

Organ vestibular memberikan informasi ke CNS (Central Nervous System) tentang posisi dan gerakan kepala serta pandangan mata melalui reseptor makula dan krista yang terdapat di telinga dalam.³⁹

Susunan proprioseptif memberikan informasi ke CNS tentang posisi tubuh terhadap kondisi lingkungan di sekitarnya (eksternal) dan posisi antara segmen badan itu sendiri (internal) melalui reseptor-reseptor yang ada pada sendi, tendon, otot, ligamentum dan kulit seluruh tubuh terutama yang ada pada kolumna vertebralis dan tungkai. Informasi tersebut dapat berupa tekanan, posisi sendi, tegangan, panjang, dan kontraksi otot.⁴²

Faktor lingkungan mempengaruhi keseimbangan, misalnya adaptasi seseorang pada dataran rendah dan tinggi, berada pada gedung pencakar langit yang tinggi sekali.³⁹



Gambar 8. Mekanisme keseimbangan dan sistem vestibuler ²

2.2.5. Cara Mengukur Keseimbangan

Ada berbagai cara dalam pengukuran keseimbangan antara lain: ^{37,38,43}

2.2.5.1. Balance Rail Test ⁴³

Balance Rail Test merupakan salah satu test keseimbangan yang bersifat statik. Tujuan dari tes ini adalah untuk menentukan kemampuan seseorang memelihara keseimbangan tubuh pada satu kaki yang berdiri pada suatu alat

seperti tampak pada gambar . Hasil pengukuran reliabilitas (*test and re-test*) alat ini adalah 0,82. ⁴³

Balance rail terbuat dari kayu ukuran tinggi 5 cm, lebar 2 cm, panjang 60 cm. Batang kayu *balance rail* diletakkan pada papan berukuran panjang 60 cm lebar 30 cm. Subyek penelitian diminta berdiri pada *Balance Rail* dengan kaki sisi dominan diletakkan pada sisi panjang *balance rail* , kaki yang lain diletakkan pada papan dasar *balance rail* dengan posisi tumit diangkat dan ujung jari kaki menempel pada papan. Kedua lengan diletakkan di pinggang, posisi badan tegak dengan mata terbuka kearah depan.

Pengukuran waktu dengan *stop watch* dimulai setelah penderita siap berdiri di *balance rail*. Dihentikan apabila:

- Kaki yang lain menyentuh papan dasar *balance rail* secara bebas
- kaki penumpu keseimbangan jatuh dari *balance rail*
- salah satu lengan lepas dari pinggang
- waktu mencapai maksimal yaitu 20 detik

Pengukuran dinyatakan dalam detik. ⁴³

2.2.5.2.. Tes Romberg

Tes Romberg menilai keseimbangan statik pada pasien yang berdiri tegak dengan mata terbuka dan tertutup, diamati peningkatan goyangan (*sway*), tremor atau kehilangan keseimbangan. Pada kelainan proprioseptif, pasien dapat memelihara keseimbangan saat mata terbuka, tetapi kehilangan keseimbangan saat menutup kedua mata. Ini disebut tanda dari Romberg. Pada kelainan serebelum, pasien tidak dapat memelihara keseimbangan dan akan terjatuh baik saat mata terbuka maupun mata tertutup. ^{4,12}

Interpretasi test subyektif Romberg : ^{4,12}

Angka 3 : jatuh dalam waktu 30 detik dengan mata terbuka.

Angka 2 : jatuh dalam waktu 15 detik dengan mata tertutup.

Angka 1 : dapat berdiri selama 15-29 detik dengan mata tertutup.

Angka 0 : dapat berdiri \geq 30 detik dengan mata tertutup.

2.2.5.3. Posturografi^{1,4}

Posturograph merupakan alat yang mampu menilai secara objektif dan kuantitatif kemampuan seseorang dalam mempertahankan keseimbangan postural.

Alat ini terdiri dari (gambar 1) :

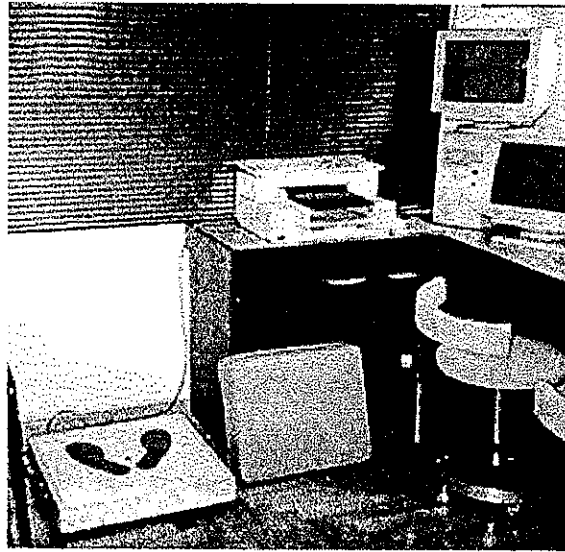
1. *Force platform* (Alas / dasar tumpuan), merupakan alas yang pada setiap sudutnya (di dalam) terdapat sensor (strain gauge sensors) yang mampu mendeteksi pergeseran dari proyeksi pusat gravitasi tubuh.
2. Busa dengan ketebalan 10 cm, untuk menghilangkan input proprioseptif.
3. Komputer gravicorder : mencatat, menghitung dan menyimpan data-data yang ditransfer dari force platform . Hasil perekamannya bisa di *display* secara otomatis.

Cara menggunakan posturograph.

Pasien berdiri tenang/diam di atas sebuah *force platform* dengan 4 transducer yang mengukur gaya yang menekan *platform*, dihubungkan untuk dianalisis oleh komputer dengan perangkat lunak.^{1,4}

Prinsip dasar alat posturografi :

Dalam mempertahankan keseimbangan postural, tubuh kita membutuhkan informasi tentang keadaan sekitarnya dari reseptor sensoris baik proprioseptif, visual maupun vestibular. Untuk memperoleh gambaran yang benar tentang gangguan keseimbangan karena gangguan vestibular, maka input dari sistem sensoris lainnya perlu dihilangkan. Pada alat ini, input afferen visual dihilangkan dengan cara menutup mata. Input proprioseptif dihilangkan dengan berdiri di atas force platform yang tidak stabil (pada alat ini digunakan busa dengan ketebalan 10 cm).



Gbr 9. Alat posturografi dan cara menggunakannya^{1,4}

Kegunaan posturograph, yaitu :

- a. Untuk mendeteksi adanya deficit dari input sensoris yang bias menyebabkan postural imbalance.
- b. Untuk mendeteksi pasien dengan *high risk* untuk jatuh.

c. Untuk memberikan informasi dan evaluasi tentang kompensasi sentral yang sudah diterima RVS (Refleks Vestibulospinal).

d. Dapat memberikan arah dalam pemberian program rehabilitasi vestibuler.

2.2.5.4. Skala/ indeks keseimbangan

Penilaian kontrol keseimbangan juga harus mengevaluasi fungsi dari sistem sensoris, motorik dan sistem kognisi yang menyumbangkan dalam sistem keseimbangan.

Mengukur keseimbangan lebih mudah dengan menggunakan skala/ indeks, sehingga dapat dinilai dengan skor dan dengan demikian dapat mengetahui derajat/ tingkat keseimbangan dengan lebih akurat.

Ada beberapa cara mengukur keseimbangan yaitu dengan :

- Metode Tinetti
- Metode Bohanon
- Berg Balance Scale (BBS)

2.2.5.4.1. Metode Tinetti³⁷

Pada tahun 1990 Tinetti meneliti keseimbangan pada orang sehat, dengan jumlah skor maksimal 16.

Instruksi awal : subjek penelitian sudah duduk dengan benar, kursi tanpa sandaran tangan, mengikuti gerakan yang diujikan.³⁷

Tabel 3. Skor keseimbangan metode Tinetti³⁷

No	Uraian	skor
1	Keseimbangan duduk : - bersandar atau tergelincir di kursi - kokoh, aman	0 1
2	Bangkit :	

	<ul style="list-style-type: none"> - tak mampu tanpa pertolongan - mampu menggunakan tangan untuk bangkit - mampu tanpa menggunakan tangan 	<p>0</p> <p>1</p> <p>2</p>
3	Percobaan untuk bangkit <ul style="list-style-type: none"> - tidak mampu tanpa pertolongan - mampu membutuhkan > 1 kali percobaan - mampu bangkit dengan 1 kali percobaan 	<p>0</p> <p>1</p> <p>2</p>
4	Dengan segera berdiri seimbang (sedikitnya 5 detik) <ul style="list-style-type: none"> - tak kokoh (jalan sempoyongan, kaki bergerak, trunkus ' mengayun) - kokoh tapi menggunakan walker atau alat support lain - kokoh tanpa walker atau support lain. 	<p>0</p> <p>1</p> <p>2</p>
5	Keseimbangan berdiri : <ul style="list-style-type: none"> - tidak kokoh - kokoh tapi topangan lebar (medial heel >4 inch) dan ' menggunakan : tongkat atau pendukung lain topangan sempit tanpa pendukung (support) 	<p>0</p> <p>1</p> <p>2</p>
6	Sentuhan (subjek pada posisi maksimum dengan kaki tertutup bersamaan sebisanya, pemeriksa menekan ringan sternum dengan telapak tangan 3 kali) <ul style="list-style-type: none"> - mulai untuk jatuh - sempoyongan, menangkap, berpegangan - kokoh 	<p>0</p> <p>1</p> <p>2</p>
7	Mata tertutup (pada maksimum posisi no. 6) <ul style="list-style-type: none"> - tak kokoh 	<p>0</p>

	- kokoh	1
8	Berputar 360 - tak kokoh (sempoyongan, berpegangan) - langkah tak berkesinambungan - langkah berkesinambungan	0 1 2
9	Kembali duduk : - tidak aman (salah menilai jarak, jatuh ke kursi) - menggunakan tangan atau tidak bergerak halus - aman, gerakan halus	0 1 2

2.5.4.2. Metode Bohanon³⁸

Pada tahun 1995 Bohanon dalam penelitiannya tentang keseimbangan berdiri, menggunakan skala ordinal dengan 7 skor (skor 0-6) yaitu :³⁸

Skor 0 : tidak mampu berdiri tanpa bantuan

Skor 1 : mampu berdiri secara mandiri dengan kaki terpisah (selebar panjang kaki pasien) selama < 30 detik

Skor 2 : mampu berdiri secara mandiri dengan kaki terpisah selama 30 detik

Skor 3 : mampu berdiri dengan kaki berdampingan pada tumit selama < 30 detik.

Skor 4 : mampu berdiri secara mandiri dengan kaki berdampingan pada tumit selama > 30 detik.

Skor 5 : mampu berdiri secara mandiri pada salah satu anggota gerak bawah selama < 30 detik.

Skor 6 : mampu berdiri secara mandiri pada salah satu anggota gerak bawah selama > 30 detik

2.2.5.4.3.. Berg Balance Scale (BBS)⁴⁴

Berg Balance Scale (BBS) khas untuk geriatrik, dan merupakan skala untuk mengukur keseimbangan statik dan dinamik secara obyektif, yang terdiri dari 14 *item* tugas keseimbangan (*balance task*) yang umum dalam kehidupan sehari-hari. BBS hanya memerlukan 10-15 menit, dengan kriteria penilaian yang sangat sederhana, sehingga tidak memerlukan pelatihan khusus bagi pemeriksa. *Item* yang diuji adalah kemampuan memelihara posisi atau gerakan

dengan tingkat kesulitan yang bertambah, yaitu dengan mengurangi landasan penunjang (*base of support* = BOS). Mulai dari landasan penunjang yang lebih besar yaitu duduk, lalu meningkat ke landasan penunjang yang lebih kecil yaitu berdiri, sampai berdiri dengan satu kaki. Tiap item diskor dengan skala 0-4, dengan nilai maksimum 56 poin. BBS dapat menggambarkan keseimbangan dengan baik. BBS sangat handal, dengan intra-rater reliability 0.99 dan inter-rater reliability 0.99 dan sahih serta responsif. Interpretasi skor total BBS adalah 0-20: harus memakai kursi roda, 21-40: berjalan dengan bantuan, 41-56: independen.⁴⁴

Tabel 4. BBS⁴⁴

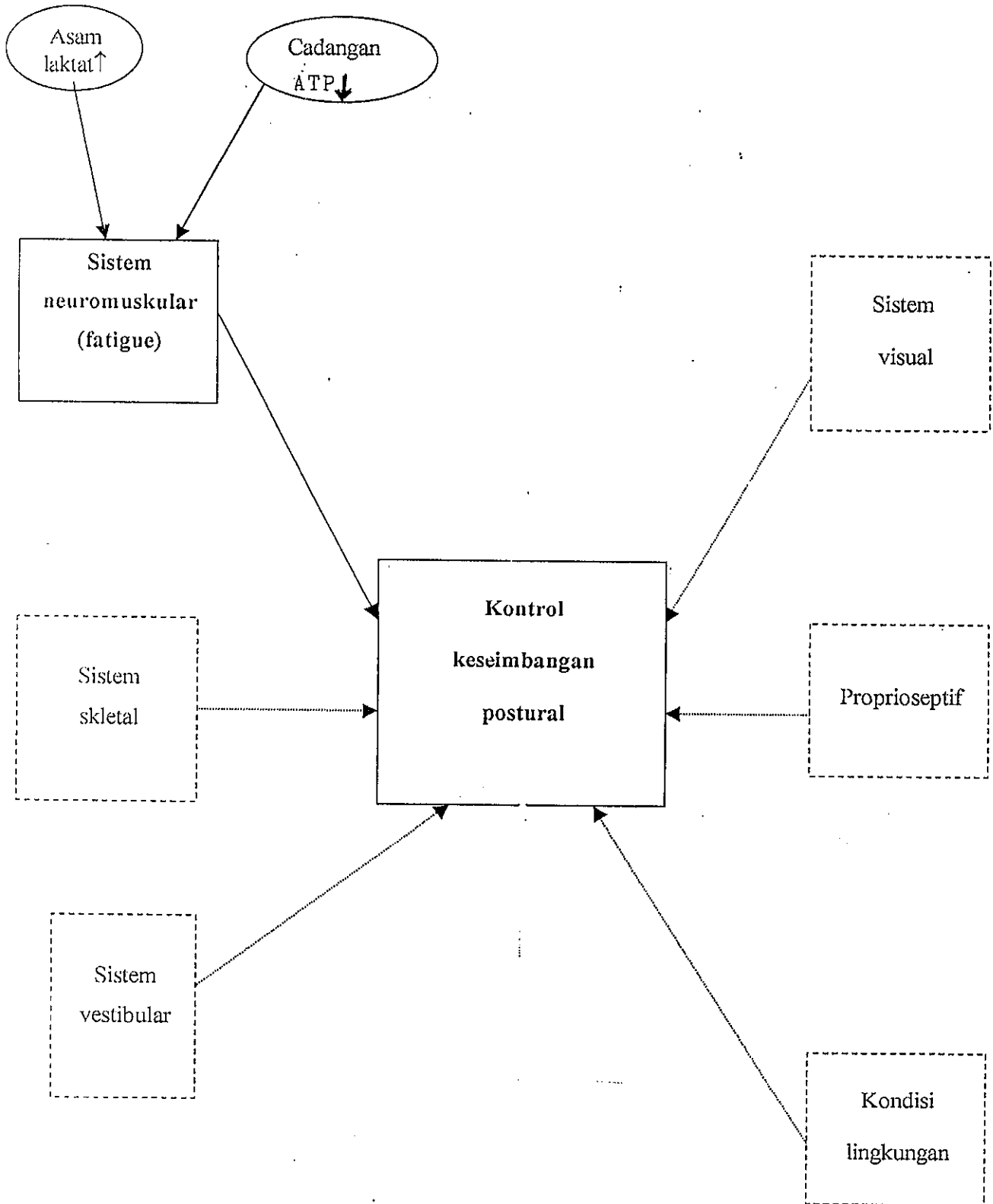
Item Keseimbangan	Skor (0-4)
1. Duduk ke Berdiri	_____
2. Berdiri tanpa penunjang	_____
3. Duduk tanpa penunjang	_____
4. Berdiri ke duduk	_____
5. Transfer	_____
6. Berdiri dengan mata tertutup	_____
7. Berdiri dengan kaki rapat	_____
8. Menjangkau ke depan dengan tangan	_____
9. Mengambil barang dari lantai	_____
10. Menoleh ke belakang	_____
11. Berputar 360 derajat	_____
12. Menempatkan kaki bergantian di bangku	_____
13. Berdiri dengan satu kaki di depan	_____
14. Berdiri dengan satu kaki	_____
TOTAL	_____
Intepretasi hasil	
0-20	harus memakai kursi roda (wheelchair bound)
21-40	berjalan dengan bantuan
41-56	mandiri/ independen

2.5.5.5. Penilaian dengan aktivitas fungsional

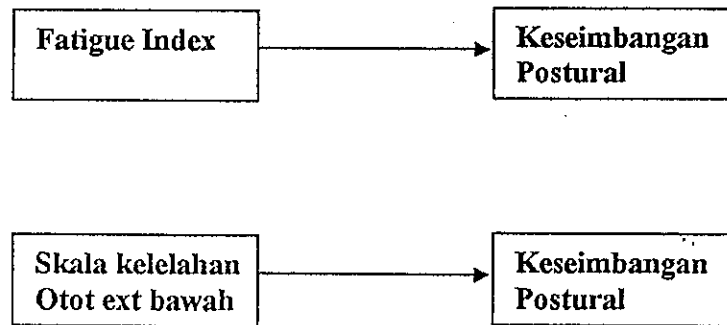
Dalam melakukan AKS, banyak situasi yang membutuhkan keseimbangan yang baik, misalnya :⁴²

- pasien yang memakai kruk untuk pertama kali.
- pasien geriatrik yang membutuhkan alat bantu jalan
- pasien geriatrik yang bangkit dari duduk di kursi ke posisi berdiri

2.3. Kerangka teori



2.4. Kerangka Konsep



2.5. Hipotesis

- Ada hubungan antara *Fatigue Index* dan keseimbangan postural pada subyek sehat.
- Ada hubungan antara skala kelelahan otot ekstremitas bawah dan keseimbangan postural pada subyek sehat.

BAB III METODE PENELITIAN

3.1. Ruang Lingkup Penelitian

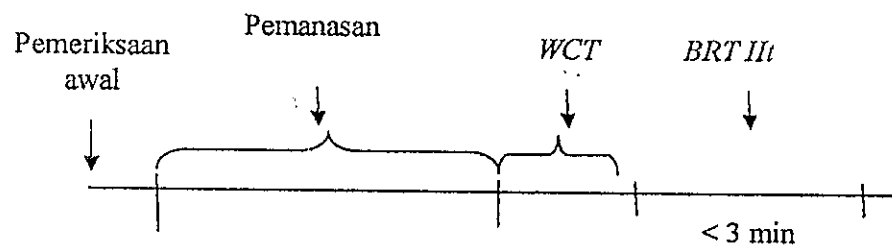
Ruang lingkup penelitian ini adalah Bidang Rehabilitasi Medik.

3.2. Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian ini dilakukan di Ruang Fisioterapi Divisi Rehabilitasi Medik RSUP Dr Kariadi Semarang. Penelitian mulai akan dilakukan pada bulan Maret - April 2005.

3.3. Jenis dan Rancangan Penelitian

Penelitian Quasy Experimental dengan rancangan " Two groups post test design only".



3.4. Populasi dan Sampel

a. Populasi Target

Kelompok usia 17 – 19 tahun sehat

b. Populasi Terjangkau

Kelompok usia 17 – 19 tahun sehat yang terdaftar sebagai mahasiswa AKFIS Widya Husada Semarang.

c. Sampel Penelitian

Sampel penelitian adalah mahasiswa AKFIS Widya Husada Semarang yang memenuhi kriteria sebagai berikut:

c.1. Kriteria Inklusi

- Subyek berusia 17-19 tahun.
- Tidak ada riwayat gangguan keseimbangan postural sebelumnya.
- Bersedia diikutsertakan dalam penelitian.

c.2. Kriteria Eksklusi

- *Overweight / obese*, dengan BMI > 25.
- Mengalami gangguan neuromuskuloskeletal pada ekstremitas bawah, gangguan proprioseptif.
- Mengalami gangguan visus
- Mengalami gangguan kardiorespirasi atau kardiovaskuler.
- Panjang tungkai kanan dan kiri berbeda
- Subjek yang melakukan program latihan untuk ekstremitas bawah secara teratur selama 1 bulan terakhir.
- Ada perlukaan / jejas pada anggota gerak bawah yang menyebabkan nyeri atau gangguan pergerakan.

d. Besar Sampel

Sesuai dengan tujuan penelitian untuk mencari hubungan antara fatigue index dengan lama waktu *balance rail test*, apabila derajat hubungan diperkirakan adalah derajat sedang dengan koefisien korelasi=0,7; $\alpha=0,05$ ($p=0,05$); $z\alpha=1,96$; $\beta=0,2$ (power penelitian=80%); $z\beta=0,842$, maka besar

$$N = \left[\frac{(z\alpha + z\beta)}{0.5 \ln \left(\frac{1+r}{1-r} \right)} \right]^2 + 3 = \left[\frac{(1,96 + 0,842)}{0.5 \ln \left(\frac{1+0,7}{1-0,7} \right)} \right]^2 + 3 = 13,44 \approx 14 \text{ orang}$$

sampel minimal adalah: 14 orang. Pada penelitian ini, diputuskan untuk diteliti sebanyak 30 orang yang terdiri atas 15 pria dan 15 wanita.

e. Cara Sampling

Pemilihan subyek penelitian berdasarkan metode randomisasi sederhana dengan menggunakan tabel angka random. Randomisasi dilakukan pada daftar mahasiswa AKFIS Widya Husada yang memenuhi kriteria penelitian

3.5. Variabel Penelitian

3.5.1. Variabel Terikat

Keseimbangan . Skala rasio.

3.5.2. Variabel Bebas

Fatigue Index. Skala rasio.

3.6. Definisi Operasional

No.	Variabel	Skala
1.	Keseimbangan Keseimbangan diukur sebagai lama waktu berdiri pada <i>Balance Rail Test</i> ²² . Waktu dinyatakan dalam detik.	Rasio
2.	Fatigue index Fatigue index : Selisih jumlah putaran pedal sepeda 5 detik pertama dan 5 detik terakhir dibagi dengan jumlah putaran pedal sepeda 5 detik pertama dikali 100%. Diukur dengan metoda <i>Wingate Cycle test</i> , dinyatakan dalam %.	Rasio
3.	Umur Umur dinyatakan dalam tahun penuh, dihitung dari tanggal lahir yang tercantum pada kartu identitas sampai saat penelitian dilakukan. Dinyatakan dalam tahun	Rasio
4.	Jenis Kelamin Jenis kelamin ditentukan seperti yang tercantum pada kartu identitas.	Nominal - Pria - Wanita

3.7.Cara Pengumpulan Data

3.7.1. Alat dan bahan yang digunakan :

- Formulir isian dan alat tulis untuk mencatat data
- Tensimeter air raksa merk Nova
- Stetoskop merk Littman Classic II
- Kertas EKG merk Fukuda, jelly.
- Alat EKG merk Fukuda
- Palu refleks
- Optotype Snellen Chart
- Timbangan digital untuk menimbang berat badan
- Penggaris untuk menilai skala kelelahan otot ekstremitas bawah.
- Meteran merk Butterfly untuk mengukur tinggi badan
- Jam tangan merk Orient untuk menghitung waktu.
- Ergocycle merk Enraf Nonius + adaptor
- Batang kayu dan papan Balance Rail Test
- CD ROM Program SPSS for Windows versi 13,0.

3.7.2. Persiapan pemeriksaan

Sebelum penelitian berlangsung, dilakukan pemeriksaan anthropometri yaitu tinggi badan dan berat badan, tekanan darah, EKG saat istirahat, pemeriksaan visus, dll. Pemeriksaan awal bertujuan untuk memeriksa adanya hipertensi maupun kelainan kardiovaskuler yang dapat menjadi kontraindikasi pemeriksaan ergocycle.

Tinggi badan diukur dengan alat meteran, tanpa memakai alas kaki dan tubuh dalam posisi tegak. Tinggi badan dinyatakan dalam cm. Berat badan diukur dengan timbangan secara digital dan dinyatakan dalam kg. Subjek diminta untuk hanya berpakaian ringan.

Tekanan darah diukur dengan sphigmomanometer air raksa, 5 menit setelah subyek duduk tenang, dipasang manset yang sesuai ukuran lengan dewasa (12,5 X 40 cm) di 1/3 distal lengan bawah. Dokter mendengar dengan

stetoskop. Bunyi Korotkoff yang pertama kali terdengar (phase I) dianggap tekanan darah sistolik dan hilangnya bunyi Korotkoff (phase V) merupakan kriteria untuk tekanan darah diastolik. Tekanan darah sistolik dan diastolik dibaca sampai ketepatan 2 mmHg. Hasil pengukuran tekanan darah sistolik dan diastolik diulang 3 kali dengan tenggang waktu 5 menit. Besarnya tekanan darah dari tiga kali pengukuran tadi dibuat reratanya.

Juga dilakukan test BRT I sebelum penelitian berlangsung, untuk menilai keseimbangan yang seharusnya normal. Bila tidak normal, maka dieksklusi dari penelitian.

3.8. Protokol test

3.8.1. Wingate Cycle Test (WCT)

Protokol *Wingate Cycle Test* adalah sebagai berikut:

- Subyek diberi penjelasan lengkap tentang prosedur test
- Berat badan dinyatakan dalam kg, diukur dengan timbangan secara digital. Beban *ergocycle* ditentukan dengan mengalikan BB (kg) dengan 0,075
- Subyek duduk di sepeda ergocycle (Enraf Nonius).
- Ketinggian tempat duduk (sadel) sepeda diatur sehingga pada saat pedal dibawah tungkai bawah dalam posisi sedikit fleksi. Ketinggian sadel dicatat.
- Subyek diminta untuk mengayuh sepeda selama 3 menit sebagai pemanasan dengan intensitas yang cukup untuk menaikkan denyut jantung mencapai 150 – 170 kali/menit. Kecepatan maksimal ini akan digunakan dalam test.
- Setelah pemanasan subyek diistirahatkan selama 3 menit
- Subyek diminta mengayuh secepat mungkin setelah aba-aba "MULAI", beban sepeda ditingkatkan secara cepat dalam waktu 2-5 detik sampai mencapai beban yang sesuai dengan perhitungan beban

- Pada saat subyek mengayuh dengan kecepatan maksimal, pada monitor tercatat jumlah putaran (rotasi) pedal sepeda tiap 5 detik. Subyek diminta untuk mengayuh selama 30 detik
- Setelah 30 detik subyek diminta menghentikan WCT. Beban dikembalikan ke 0. Subyek melanjutkan *Balance Rail Test*. Jeda antara penghentian *Wingate Ergocycle Test* dengan *Balance Rail Test* tidak boleh lebih dari 3 menit.



Gbr 16. Wingate Cycle Test (WCT).⁴⁶

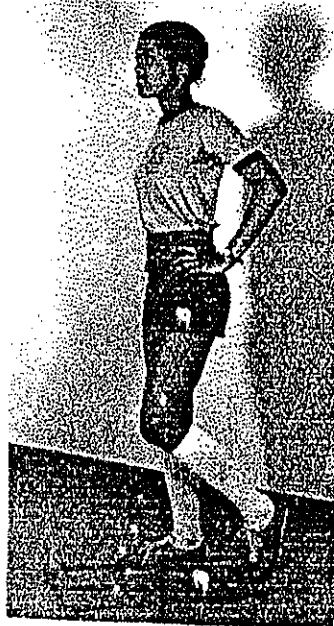
3.8.2. Balance Rail Test (BRT)

Balance Rail terbuat dari kayu ukuran tinggi 5 cm, lebar 2 cm, panjang 60 cm. Batang kayu *balance rail* diletakkan pada papan berukuran panjang 60 cm lebar 30 cm. Subyek penelitian diminta berdiri pada *Balance Rail* dengan kaki sisi dominan diletakkan pada sisi panjang *balance rail*, kaki yang lain diletakkan pada papan dasar *balance rail* dengan posisi tumit diangkat dan ujung jari kaki menempel pada papan. Kedua lengan diletakkan dipinggang, posisi badan tegak dengan mata terbuka ke arah depan.

Pengukuran waktu dengan *stop watch* dimulai setelah penderita siap berdiri di *balance rail*. Dihentikan apabila:

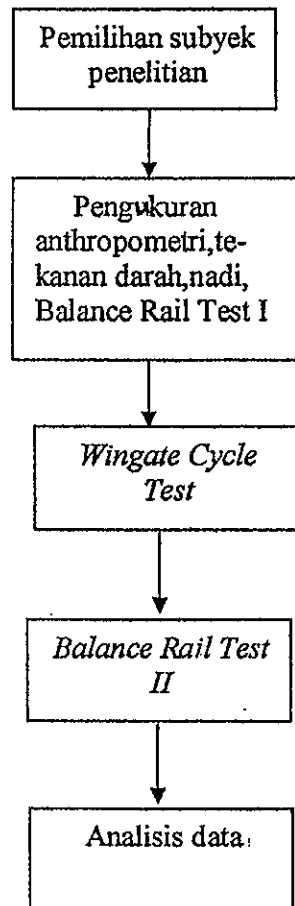
- kaki bebas menyentuh papan dasar *balance rail*
- kaki penumpu keseimbangan jatuh dari *balance rail*
- salah satu lengan lepas dari pinggang
- waktu mencapai maksimal yaitu 20 detik

Pengukuran dinyatakan dalam detik



Gbr #.Balance Rail Test (BRT).⁵⁸

3.9. Alur Penelitian



3.10. Analisis Data

Setelah data terkumpul, dilakukan data *cleaning*, *coding*, tabulasi dan *entry* data kedalam komputer. Analisis data meliputi analisis deskriptif dan uji hipotesis.

Pada analisa deskriptif variabel yang berskala kategorial dinyatakan dalam distribusi frekuensi dan proporsi (n dan %), sedangkan data dengan skala kontinyu akan dinyatakan dalam rerata (mean) dan simpang baku (SD).

Karena data distribusinya tidak normal maka akan digunakan uji korelasi dari *Spearman*.

Kriteria besarnya r (koefisien korelasi) adalah seperti pada tabel ⁵ dibawah ini
Tabel 5. Koefisien korelasi dan interpretasi:

r	Arti
0.00	Tidak ada korelasi
0.00 s/d 0.19	Korelasi amat rendah
0.20 s/d 0.39	Korelasi rendah
0.40 s/d 0.59	Korelasi moderat (cukup)
0.60 s/d 0.80	Korelasi tinggi
0.80 s/d 1.00	Korelasi sangat tinggi
1.00	Korelasi sempurna

Sumber: Cohen L, Holliday M. Practical Statistics for Students. 2nd. ed.
 London: Paul Chapman. 1998 ⁶²

Batas derajat kemaknaan adalah apabila $p \leq 0.05$, dengan 95 % interval kepercayaan. Analisis data dilakukan dengan program SPSS for Window versi 13.0.

3.10. Etika Penelitian

Sebelum penelitian dimulai, proposal dan protokol penelitian akan dimintakan persetujuan dari Komis Etik Penelitian Kesehatan FK UNDIP/RSDK serta ijin dari Pimpinan AKFIS Widya Husada Semarang. Persetujuan subyek penelitian akan diminta dalam bentuk *informed consent* tertulis dan keluarga penderita akan diberi penjelasan mengenai tujuan dan manfaat penelitian. Subyek penelitian berhak menolak untuk diikutsertakan dalam penelitian. Seluruh biaya yang berhubungan dengan penelitian maupun akibat komplikasi penelitian seperti terjatuh, akan menjadi tanggung jawab peneliti.

BAB IV

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

IV.1. Karakteristik subyek penelitian

Pada penelitian ini jumlah sampel minimal yang diperlukan adalah sebanyak 14 orang. Peneliti memutuskan untuk mengambil sampel sebanyak 30 orang subyek penelitian yang terdiri atas 15 orang pria dan 15 orang wanita. Umur rerata subyek penelitian adalah 17.9 (SD = 0.79) tahun, dengan umur termuda adalah 17 tahun dan tertua adalah 19 tahun. Data karakteristik subyek penelitian berdasarkan jenis kelamin ditampilkan pada tabel 6.

Tabel 6. Karakteristik subyek penelitian berdasarkan jenis kelamin

Variabel	Jenis kelamin			
	Perempuan		Laki-laki	
	Rerata	SD	Rerata	SD
Umur (tahun)	17.93	0.799	17.93	0.799
Berat badan (kg)	48.33	1.447	59.53	2.167
Tinggi badan (cm)	154.40	2.823	169.27	1.907
<i>BMI</i>	20.277	0.4404	20.775	0.5416

Pada tabel 6 tampak bahwa rerata umur subyek penelitian pria adalah sama dengan wanita yaitu $17,93 \pm 0,799$. Rerata berat badan dan tinggi badan pria adalah lebih besar dibanding wanita, berat badan laki-laki $59,53 \pm 2,167$ kg dan berat badan perempuan $48,33 \pm 1,447$ kg. Sedangkan tinggi badan laki-laki adalah $169,27 \pm 1,907$ dan perempuan adalah : $154,4 \pm 2,823$. Berdasarkan hasil pengukuran *Body Mass Index (BMI)* dijumpai bahwa status gizi subyek penelitian

adalah normal yaitu BMI laki-laki $20,775 \pm 0,5416$ dan BMI perempuan. $20,277 \pm 0,4404$. Hasil BMI normal ini (20 – 24,9) tidak mempengaruhi nilai keseimbangan postural (BRT). Pada saat seleksi, ada 2 subyek penelitian yang dikeluarkan dari penelitian karena *overweight* yaitu 1 orang laki-laki dan 1 orang perempuan.

IV.2. Hasil pengukuran *Wingate Cycle Test*

Parameter pemeriksaan *Wingate Cycle Test* (WCT) ditampilkan pada tabel 7. Pada perempuan beban rerata adalah 4 kp (*kilopound*), sedangkan pada laki-laki beban rerata adalah 4,6 kp. Beban yang diberikan sesuai dengan 7,5 % dari berat badannya. Kelemahan penelitian ini adalah peneliti tidak memiliki standard beban yang normal untuk orang Indonesia sebagai perbandingan karena penelitian tentang fatigue di negara kita ini belum banyak dibahas. Peneliti memakai standard beban luar negeri yaitu 7,5 % dari berat badan subyek penelitian. Berat badan dan tinggi badan orang luar negeri rata-rata lebih besar daripada orang Indonesia. Jadi penelitian ini masih *original* dan memerlukan penelitian lebih lanjut.

Selama melakukan *ergocycle* sepeda 30 detik, jumlah putaran pedal sepeda pada 5 detik pertama adalah : pada perempuan reratanya 12,1 rpm (*revolution per minute*), sedangkan pada laki-laki 13,3 rpm. Pada 5 detik terakhir jumlah putaran pedal sepeda adalah sebagai berikut : pada perempuan reratanya yaitu 4 rpm, sedangkan pada laki-laki adalah 4,5 putaran. Hal ini menunjukkan adanya penurunan kontraksi otot anggota gerak bawah yang terjadi oleh karena *contraction fatigue*.

Protokol *Wingate Cycle Test* ini merupakan test anaerobik dimana kita ketahui bahwa test anaerobik adalah uji latihan yang menggunakan energi dari pembakaran tanpa oksigen, dimana latihan ini dapat menimbulkan *oxygen debt* (hutang oksigen). *Oxygen debt* adalah jumlah oksigen yang harus dikembalikan untuk menghasilkan kondisi seperti semula, misalnya lari cepat jarak pendek (*sprint*), renang *sprint*, dan WCT ini. WCT menimbulkan *fatigue* (kelelahan otot)

anggota gerak bawah. Jadi *contraction fatigue (local fatigue)* ini dapat terjadi bila otot tidak mampu berkontraksi secara normal lagi. Kontraksi otot yang terjadi semula melemah sampai akhirnya bisa hilang sama sekali. Kelelahan otot ini timbul karena habisnya cadangan energi ATP, berkurangnya glikogen dan oksigen serta tertimbunnya asam laktat di dalam darah yang berlebihan. Kelelahan otot yang amat hebat atau sempurna dapat menimbulkan *fatigue cramp*, bila tidak dicegah sedini mungkin.

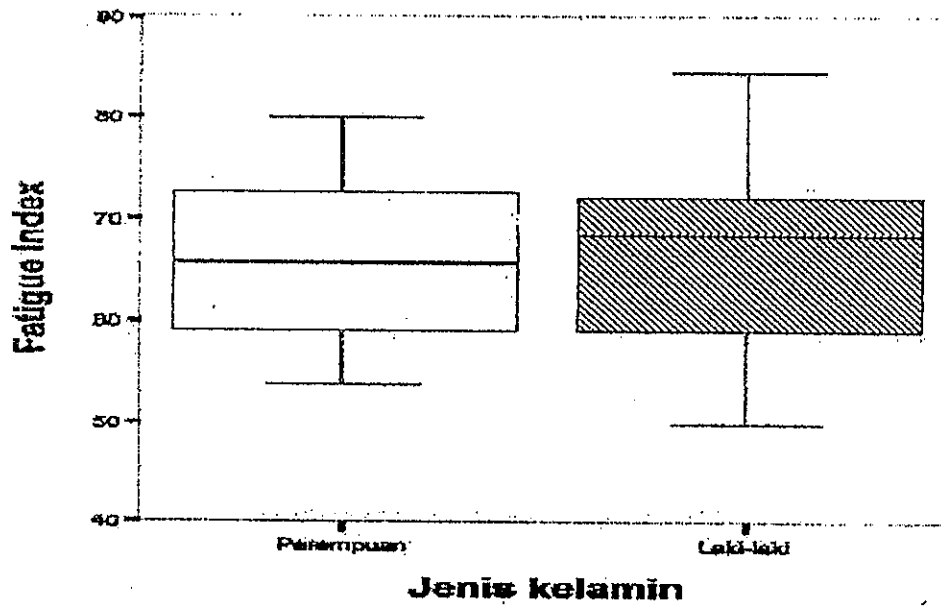
Tabel 7. Parameter pemeriksaan *Wingate Cycle Test (WCT)*

Parameter WCT	Jenis kelamin			
	Perempuan		Laki-laki	
	Rerata	SD	Rerata	SD
Beban sepeda (kp)	4.0	0.13	4.6	0.23
Jumlah putaran pedal sepeda 5 detik pertama	12.1	1.75	13.3	1.11
Jumlah putaran pedal sepeda 5 detik terakhir	4.0	1.20	4.5	1.25

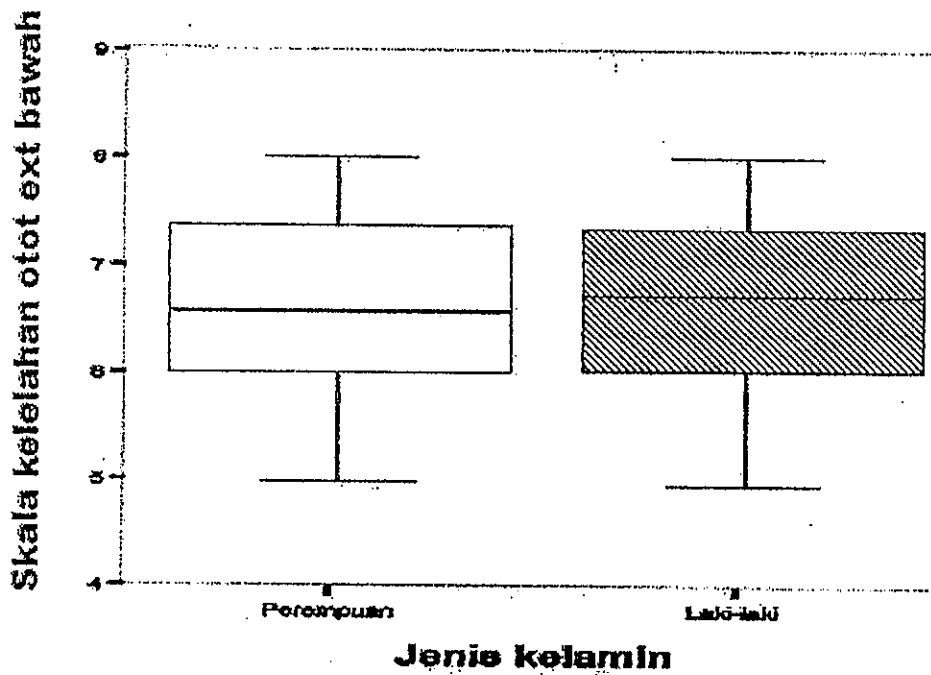
IV.3. Fatigue index dan skala kelelahan otot ekstremitas bawah

Pada gambar 1.2 tampak bahwa rerata *fatigue index* pada pria adalah 69,7% , sedangkan pada wanita sebesar 66,0%. *Fatigue index* pada pria yaitu maksimum 85% dan minimum 50%. *Fatigue index* pada wanita yaitu maksimum 80 % dan minimum 55%.

Pada gambar 1.3 tampak bahwa rerata dari skala kelelahan otot ekstremitas bawah pada pria adalah 6,8 , sedangkan pada wanita yaitu 6,6. Pada pria, skala kelelahan otot ekstremitas bawah yang maksimum adalah 8,0 dan yang minimum adalah 5,0. Pada wanita, skala tersebut yang maksimum adalah 8,0 dan yang minimum adalah 5,0 .



Gbr1 2 Fatigue index menurut jenis kelamin

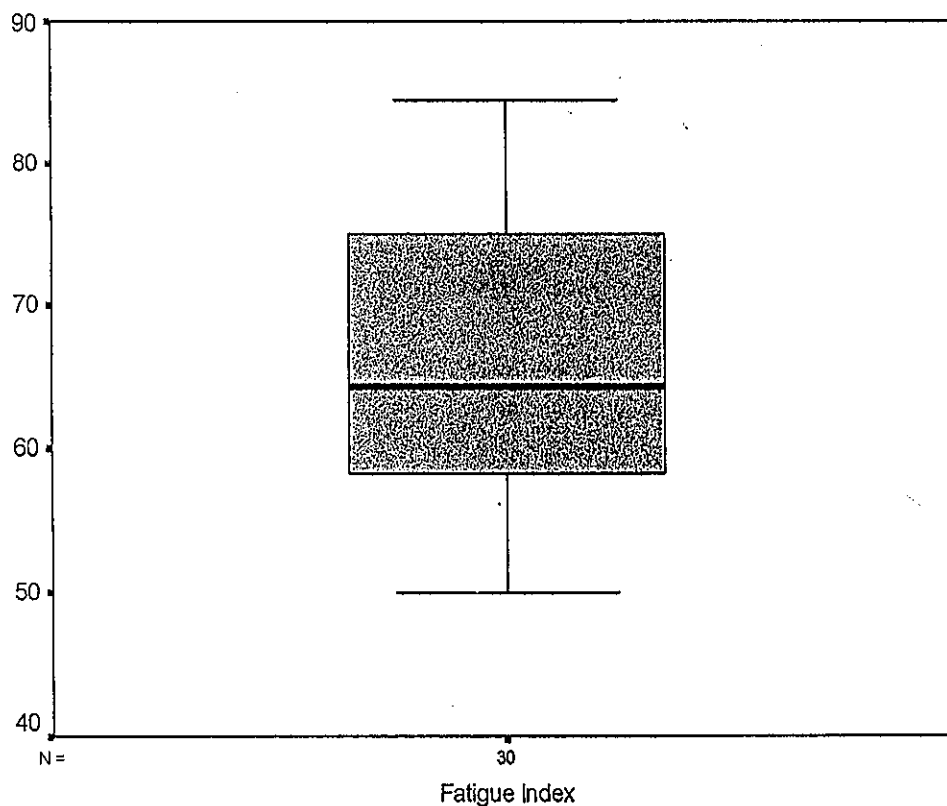


Gbr1 3 Skala kelelahan otot ekstremitas bawah menurut jenis kelamin

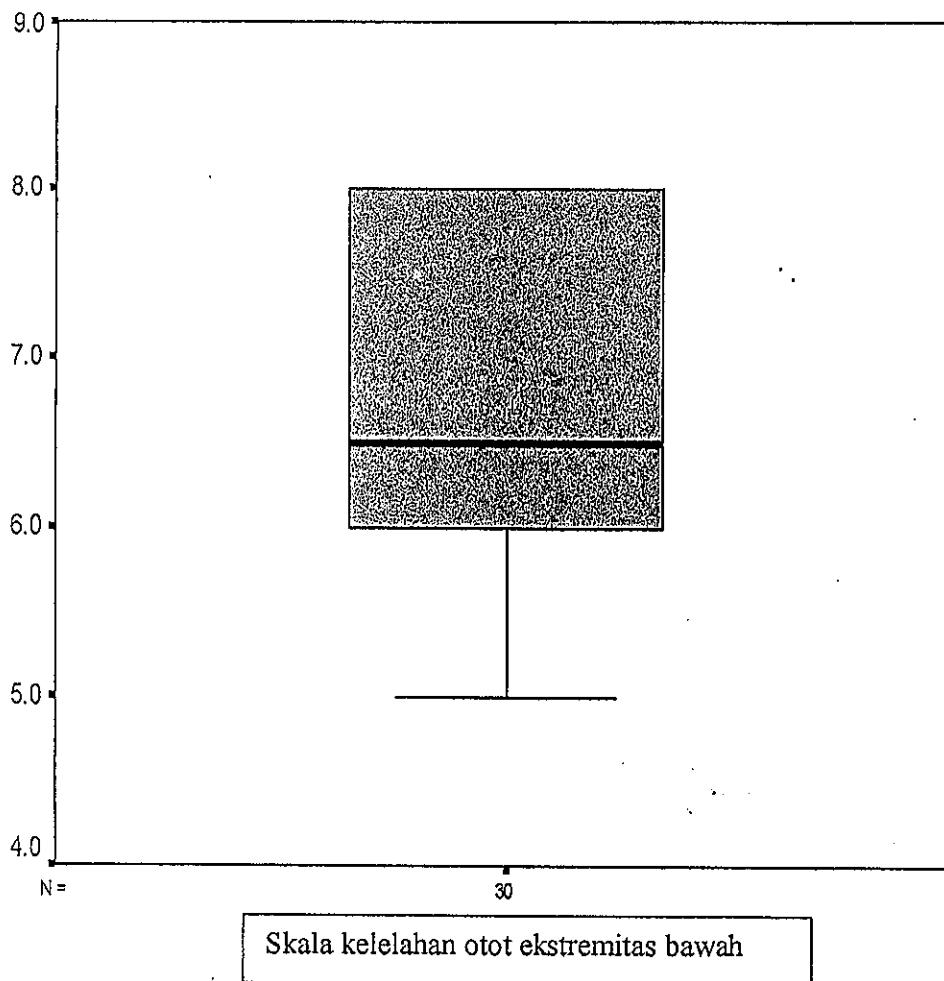
Pada tabel 8, gambar 14 dan 15 tampak bahwa rerata *fatigue index* adalah 66,1 %, dimana *fatigue index* minimum adalah 50%, sedangkan *fatigue index* maksimum adalah 85%. Hal ini hampir sama dengan skala kelelahan otot *extremitas* bawah dari semua subyek penelitian dengan rerata skala 6,7, skala minimum 5 dan skala maksimum 8.

Tabel 8. Fatigue Index dan skala kelelahan *extremitas* bawah

Variabel	Rerata	SD	Minimum	Maksimum
Fatigue Index	66.1	8.52	50	85
Skala kelelahan <i>extremitas</i> bawah	6.7	0.95	5	8



Gbr 14 . Fatigue index pada semua subyek penelitian



Gbr 5 . Skala kelelahan otot ekstremitas bawah pada semua subyek penelitian

Hasil penelitian ini sesuai dengan penelitian Maud dan Schultz (1989) pada usia 18-20 tahun dengan protokol Wingate Cycle Test (*WCT*) yang menunjukkan *fatigue index* pada pria sebesar 70,6% dan pada wanita sebesar 65,5%. Penelitian Assmussen E (1999) pada usia 17 – 21 tahun dengan protokol *WCT* juga menunjukkan hasil yang mirip yaitu *fatigue index* pada pria sebesar 69,8, % dan pada wanita sebesar 66,6%. Tetapi mereka tidak mengaitkan *fatigue index* dengan keseimbangan postural.

Skala kelelahan *extremitas* bawah merupakan pengukuran yang bersifat subyektif. Kondisi seperti ini sebenarnya dapat dilakukan lagi dengan pemeriksaan kadar asam laktat di dalam darah untuk dipastikan secara kuantitatif dan akurat, tetapi biaya pemeriksaan ini mahal, memerlukan sukarelawan untuk diambil darahnya dan pemeriksaan ini memerlukan waktu 1 bulan: untuk diambil sampel darahnya di laboratorium disini dan diperiksa di luar negeri. Pemeriksaan kadar asam laktat di dalam darah secara semi kuantitatif dengan stick *BM Lactate* tidak dilakukan, karena biaya pemeriksaan yang mahal dan hasil pemeriksaan tidak seakurat dibandingkan dengan pemeriksaan kuantitatif.

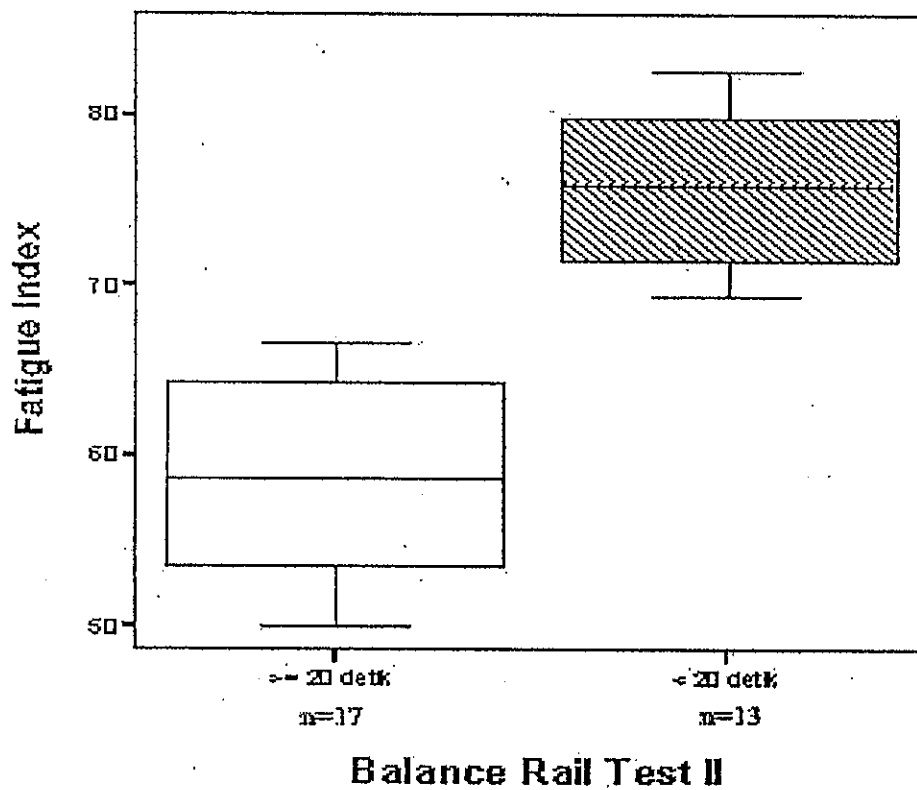
Pada tahun 1997, Ottark M dkk meneliti kadar asam laktat di dalam darah pada usia muda setelah *WCT* sebesar rerata 110 mmol/l. Disimpulkan bahwa akumulasi asam laktat di dalam darah lebih tergantung pada intensitas dan durasi latihan.

IV.4. Fatigue index dan skala kelelahan otot ekstremitas bawah pada kategori hasil Balance Rail Test II setelah latihan.

Fatigue index pada kategori hasil *Balance Rail Test (BRT) II* setelah latihan dapat dilihat pada gambar 1.6 yaitu : makin rendah *fatigue index* (misalnya antara 50% - 67%) , maka subyek yang dapat menyelesaikan *balance rail test II* hingga > 20 detik yaitu 17 orang. Sedangkan makin tinggi *fatigue index* (misalnya 70% hingga 85%), maka subyek tidak dapat menyelesaikan *balance rail test II* (< 20 detik) yaitu 13 orang.

Skala kelelahan otot ekstremitas bawah pada kategori BRT II setelah latihan dapat dilihat pada gambar 1.7 yakni : makin rendah skala kelelahan otot

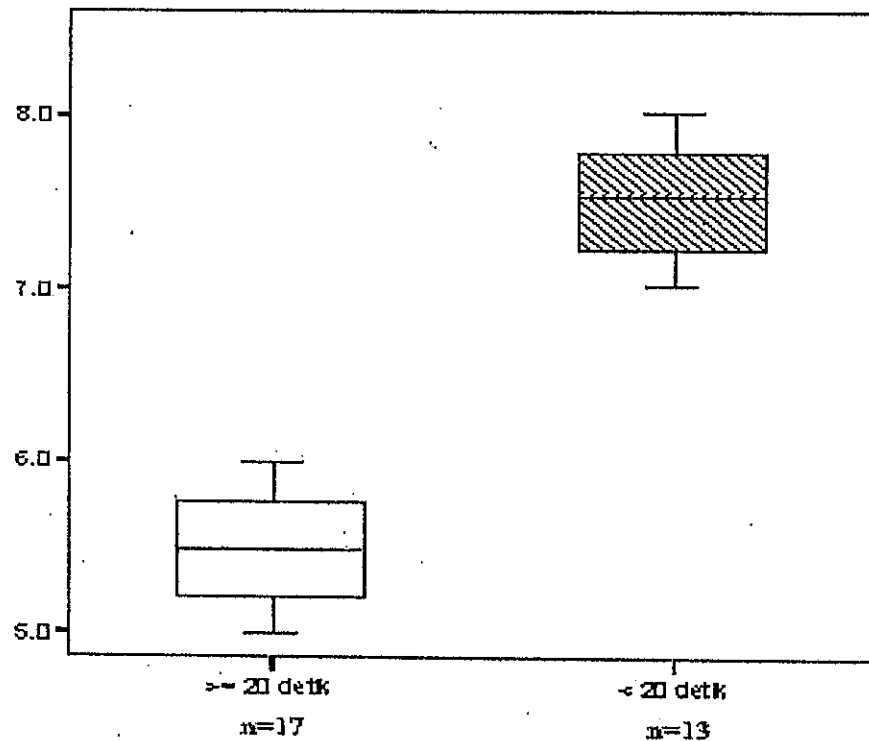
ekstremitas bawah (misalnya antara 5 - 6), maka makin banyak subyek yang dapat menyelesaikan BRT II. Sedangkan makin tinggi skala kelelahan otot ekstremitas bawah (misalnya antara 7-8) , maka makin resiko untuk gagal menyelesaikan BRT II.



Gambar16 *Fatigue Index* pada kategori hasil

Balance Rail Test II setelah latihan

skala kelelahan otot ext bawah



Balance Rail Test II

Gambar 17. Skala kelelahan otot ekstremitas bawah pada kategori hasil BRT II setelah latihan

IV.5. Hubungan antara fatigue index dan skala kelelahan otot ekstremitas bawah dengan lama subyek berdiri pada Balance Rail Test II setelah latihan.

Ada hubungan yang bermakna antara *fatigue index*, skala kelelahan otot ekstremitas bawah dengan lama subyek berdiri pada saat *balance rail test (BRT) II* ($p < 0,05$). Makin tinggi angka *fatigue index* dan skala kelelahan ekstremitas bawah, maka makin besar pula resiko kegagalan melakukan *balance rail test II*.

Hal ini sesuai dengan penelitian Phillip A Gribble dkk.(2002) yang juga meneliti efek kelelahan otot *extremitas* bawah terhadap kontrol postural pada mahasiswa usia 21-22 tahun dengan intervensi protokol *Cybox* yaitu membuat kelelahan otot lutut, *ankle* dan panggul secara *isokinetik* pada bidang sagital, lalu diukur kontrol postural secara statik yaitu dengan berdiri sebelah kaki dengan mata terbuka selama 30 detik. Hasil penelitian menunjukkan adanya kelemahan otot lokal pada lutut dan panggul yang memiliki efek yang kurang baik terhadap kontrol postural. Disimpulkan bahwa kelelahan otot *extremitas* bawah dapat menimbulkan kelemahan kontrol keseimbangan postural secara mendasar, yang diduga melalui mekanisme : melemahkan alat-alat proprioseptif dan kinestetik dari sendi dengan cara meningkatkan ambang batas rangsang *muscle spindle*, mematahkan umpan balik *afferent* dan secara berturutan mengubah kesadaran tentang posisi sendi.

BAB V

PENUTUP

V.1. SIMPULAN

Setelah dilakukan *Wingate Cycle Test (WCT)* terhadap subyek sehat sebanyak 30 orang, lalu keseimbangannya diukur dengan *Balance Rail Test (BRT)*, maka dapat diambil kesimpulan sbb. :

1. Ada hubungan yang bermakna antara skala kelelahan *extremitas* bawah dan keseimbangan postural, yaitu lamanya waktu berdiri saat *BRT II* ($p < 0,05$)
2. Ada hubungan yang bermakna antara *fatigue index* dan keseimbangan postural, yaitu lamanya waktu berdiri pada saat *BRT II* ($p < 0,05$).
3. Ada pengaruh kelelahan otot anggota gerak bawah terhadap kontrol keseimbangan postural pada subyek sehat.

VI. 2. SARAN

Saran dari peneliti adalah sbb. :

VI.2.1. Untuk peneliti lain :

- Penelitian tentang fatigue ini dapat dilanjutkan dengan menggunakan alat cybex, dimana akan diperoleh hasil dengan keakuratan yang tinggi Dengan alat ini, subyek dapat dibuat fatigue dengan latihan isokinetik, isometrik, dll.
- Penelitian tentang kontrol keseimbangan postural dapat dilanjutkan dengan menggunakan alat posturografi, dimana alat ini dapat memberikan informasi

tentang disfungsi organ sensoris keseimbangan postural, antara lain berupa besarnya pegeseran pusat gravitasi tubuh dan besarnya ayunan tubuh (*postural sway*) yang terjadi pada saat melakukan kontrol keseimbangan postural pada situasi yang berbeda-beda.

VI.2.2. Untuk pelayanan rehabilitasi medik :

- *Fatigue index* dapat dipakai sebagai tolok ukur tingkat kelelahan otot. Index ini dapat digunakan dalam pelayanan rehabilitasi medik, misalnya pada saat memberikan latihan kita tidak boleh memberikannya hingga pasien mengalami *fatigue*. Hal ini dapat mencegah kecenderungan untuk jatuh, terutama pada pasien geriatrik.

.DAFTAR KEPUSTAKAAN

1. Rumarawas RT. Tinjauan anatomi dan fisiologi alat keseimbangan. Dalam : Misbach J. Kumpulan makalah simposium vertigo dan gangguan keseimbangan. Jakarta : FKUI ; 1999 : 13-20.
2. Jones K, Barker K. Human movement explained. Oxford : Butterworth Heinemann ; 1996 : 175-95, 243-58.
3. Gunarto S. Pengaruh latihan Four Square Step terhadap keseimbangan pada lansia. Jakarta : Program Pendidikan IKFR FK UI : 2005 : 1-18. (Tidak dipublikasikan).
4. Indriani. Pengaruh latihan Brandt Daroff pada keseimbangan postural penderita vertigo posisi paroksismal jinak. Jakarta : Program Studi Rehabilitasi Medik FKUI ; 1999 : 1-23. (Tidak dipublikasikan).
5. Putra B. Manfaat latihan metode Brandt Daroff pada penderita benign paroxysmal positional vertigo. Jakarta : Program Studi Rehabilitasi Medik FKUI ; 1996 : 1-9. (Tidak dipublikasikan).
6. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower extremity muscle fatigue on postural control. Arch Phys Med Rehabil : 2004 ; 85 : 589-592.
7. Downey JA, et al. The physiological basis of rehabilitation medicine. 2nd ed. Boston : Butterworth- Heinemann. 1999 : 407-9.
8. Pollock ML, Wilmore JH. Exercise in health and disease. 2nd ed. Philadelphia : WB Saunders ; 647-92.
9. Moeloek D. Dasar fisiologi kesegaran jasmani dan latihan fisik. Dalam buku, Moeloek D, Tjokronegoro A, editor. Kesehatan dan olahraga. Jakarta : Balai Penerbit FKUI, 1984 : 1-16.
10. Battinelli T. Physique, fitness and performance. First edition. USA : CRC Press, 2000 : 77-91.
11. Canavan PK, Martin J. Strength training, a look at fatigue. From : www.UconnHuskies.com.
12. Sharkey BJ. Physiology of fitness. Champaign : Human Kinetic, 2002 : 15-24.

13. StavGuyton AC, Hall JE. Medical physiology, 10th ed. Philadelphia; WB Saunders, 2000 : 67-78.
14. Sherwood L. Fisiologi Manusia : dari sel ke sistem. Edisi 2, EGC, Jakarta, 1996.212-255.
15. Suleman A. Exercise Physiology. eMedicine.com, Inc. (On Line) : URL.[http : // www.emedicine.com/pmr/topic72.htm](http://www.emedicine.com/pmr/topic72.htm).2002.
16. Le veau B, William, Liessner. Biomechanics of human motions. Philadelphia ; WB Saunders, 1997 : 122-30.
17. Asmussen E. Muscle fatigue. Med Sci Sports: 1999 ; 11 : 313-321.
18. Nadel ER. Types of fatigue. American Scientist : 1985 ; 73 : 334-343.
19. Adlerton AK, Moritz U.Does calf –muscle fatigue affect standing balance? Scand J Med Sci Sports : 1996 ; 6 (4) : 211-5.
20. Rodriguez I, Boulic R, Meziat D. A joint-level model of fatigue for the postural control of virtual humans. Available from : ligwww.epfl.ch/publications/pdf.
21. Pinciviro DM, Gaer WS, Sterner RL. Assesment of the realibility of high intensity quadriceps femoris muscle fatigue. Med Sci Sports Exerc : 2001; 33 (2) ; 334-8.
22. Strojnik V, Komi PV. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. The American Physiological Society. 1988, [http : //www.jap.org](http://www.jap.org).1988
23. Baker JS. Upper body contribution to high intensity cycle ergometer exercise : implications for blood lactate measurements and power profiles. Br J Sports Med : 2004 ; 38 : 364-5.
24. Karatzaferi C, Glakas G, Balll D. Fatigue profile : a numerical method to examine fatigue in cycle ergometry.Eur J Appl Physiol Occup Physiol : 1999 ; 80(5) : 508- 10.
25. Conwwit RA, et al. Fatigue effects on motor unit activity during submaximal contractions. Arch Phys Med Rehabil : 2000 ; 81 : 1211-16.

26. Cooke WH, Whitacre CA, Barnes WS. Measuring fatigue relative to peak power output during high-intensity cycle sprinting. *Entrez Med Pub Med NCBI Resp Exerc Sports*. 1997 Dec ; 68(4) : 303-8.
27. Kisner C, Coby LA. *Therapeutic exercise*. 4th ed. Korea; Yeong Mun Publishing Co, 2002, 3 : 63-68.
28. Hoffman MD, Sheldahl LM, Kraemen JW. *Therapeutic exercise*. In : Delisa JA, et al. *Rehabilitation medicine principles and practice*. 3rd ed. Philadelphia : Lippincott-Raven, 1998 ; 28 : 697-742.
29. De Lateur BJ. *Therapeutic exercise*. In : Braddom RL. *Physical medicine and rehabilitation*. 2nd ed. Philadelphia : WB Saunders, 1996 ; 480-519.
30. De Lateur BJ, Lehman JF. *Therapeutic exercise*. In : Kotte FJ, Lehman JF. *Krusens handbook of physical medicine and rehabilitation*. 4th ed. Philadelphia : Saunders, 1996 ; 480-519.
31. Kirekendall DR, Gruber JJ, Johnson RE. *Measurement and evaluation for physical educators*. Second edition. Champaign : Human Kinetis, 2002 : 118-112.
32. Sleivert G. *Anaerobic assesment*.
From : g.sleivert@ pooka.otago.ac.nz.
33. Stavrianeas S. *Instruction for the Wingate cycle test*. Exercise ' Physiology Laboratory, Willamette University: 2003
34. Rosenberger. *Wingate Anaerobic Test Calculations*. (On Line) :
URL. [http:// www.hup.sjsu.edu/faculty/ wingate.htm](http://www.hup.sjsu.edu/faculty/wingate.htm).
35. Ozturk M, Ozer K, Gokce E. Evaluation of blood lactate in young men after wingate anaerobic power test. *Eastern Journal of Medicine* 3 (1) : 13-16, 1998.
36. Rohan. *Fatigue in skeletal muscle*. Available from : [http : // www.rohan.sdsu.edu/course/ens304/public_html/section1/Fatigue.htm](http://www.rohan.sdsu.edu/course/ens304/public_html/section1/Fatigue.htm).
37. Speechley M, Tinetti M. *Assesment of risk and prevention of falls ' among elderly persons*. *Physical Therapy* : 1990 ; 2 : 75-9.
38. Bohanon RW. *Gait performance of hemiparetic stroke patients; ' selected variables*. *Arch Phys Med Rehabil* : 1987 ; 80 : 68-77.

39. Latty P. Factors that may contribute to difficulties in walking or maintaining posture, and falls in elderly. Available from : <http://Instruct1.cit.cornell.edu/courses/psych431/student98pw12/mobility.html>.
40. Lidstrom J, Friberg S. Postural control in siblings to scoliosis patients. *Spine* : 1988 ; 13 (9) : 1070-4.
41. Pajala S, et al. The contribution of genetic and environmental effects to postural balance. *J Appl Physiol* : 2004 ; 96 : 303-315.
42. Pudjiastuti SS, Utomo B. *Fisioterapi pada lansia*. Jakarta : EGC ; 2002 : 33-55.
43. Verduci FM. *Measurement concepts in physical education*. London : Mosby Co. ; 1980 : 257-8.
44. Kornetti DL, et al. Rating scale analysis of the Berg balance scale. *Arch Phys Med Rehabil* : 2004 ; 85 : 1128-1135.
45. Rowland TH. *Developmental exercise physiology*. Champaign : Human Kinetics : 1996 : 31-41.
46. Cohen L, Holliday M. *Practical Statistics for Students*. 2nd. London: Paul Chapman. 1998
47. Morgenthal AP. The Age-Related Challenges of Posture and Balance. In: Bougie JD, Morgenthal AP. *The Aging Body*. New York: McGraw-Hill, 2001: 45-64.
48. Mardjono M, Sidharta P. *Neurologi Dasar*. Jakarta : Dian Rakyat, 1980 : 53-81.
49. Vaughn DG, Asbury T, Riordan-Eva P. *Oftalmologi Umum*. Edisi 14. Jakarta: Widya Medika; 1995: 403-4.