



Modul 13
SFS 410-Ilmu Perkembangan Gerak

Materi 13
Lokomosi

Disusun Oleh
Wahyuddin

UNIVERSITAS ESA UNGGUL
2020

Pendahuluan

Lokomosi didefinisikan sebagai proses perpindahan dari satu tempat ke tempat yang lain. Ini adalah tugas penting untuk fungsi independen yang mencerminkan kemampuan kita untuk bergerak dengan aman dan efisien. Lokomosi berkontribusi pada kemampuan untuk berpartisipasi dalam pekerjaan yang bermakna, waktu luang, dan kegiatan komunitas. Elemen-elemen penting penggerak meliputi progresi, stabilitas, dan adaptasi. Kita harus memiliki kekuatan dan kontrol yang diperlukan untuk menuju suatu lokasi, keseimbangan dinamis yang cukup untuk mempertahankan postur tubuh dan untuk mengatasi gaya gravitasi atau kekuatan eksternal lainnya, dan kemampuan untuk menyesuaikan pola gerak-gerak untuk memenuhi kebutuhan dan tuntutan lingkungan.

Bagaimana kita menyelesaikan tugas untuk berpindah dari titik A ke titik B tergantung pada banyak faktor, tugas yang harus dilakukan, interaksi sistem tubuh yang akan melakukan tugas itu, dan lingkungan tempat tugas terjadi. Sebagai contoh, berjalan menanjak berjalan menuruni bukit dan lain-lain

Bergerak secara independen dari satu tempat ke tempat lain dapat diselesaikan dengan menggunakan salah satu dari berbagai pola motorik seperti berguling, merangkak, merayap, berjalan, berlari dan melompat. Dari perspektif sistem pola lokomotor bayi atau anak berevolusi ketika anak memperoleh kekuatan yang cukup untuk menopang tubuh, kemampuan untuk menyeimbangkan gravitasi, dan koordinasi berbagai bagian tubuh. Ukuran tubuh dan anggota tubuh juga berperan.

Cara lain untuk mempelajari pengembangan pola motorik adalah dengan menggambarkan pola dan perubahan yang terjadi seiring waktu dengan menggunakan beberapa jenis analisis biomekanik. Analisis biomekanik biasanya mencakup deskripsi tentang kinematika, kinetika, dan karakteristik electromyographic (EMG) dari pola gerakan. Kinematika mengacu pada studi tentang gerak tanpa memperhatikan kekuatan. Variabel kinematik penting termasuk perpindahan, kecepatan, dan percepatan segmen yang terlibat dalam tugas. Kinetik mengacu pada studi gaya dan torsi tanpa memperhatikan gerak. Analisis kinetik meliputi pemeriksaan beban eksternal yang bekerja pada sistem, seperti berat badan dan gaya reaksi tanah. Ground reaction force (GRF) sangat penting karena bekerja pada pusat massa tubuh untuk mendorongnya ke arah yang diinginkan.

Banyak variabel digunakan dalam analisis biomekanik dari pola gerak. Berjalan, yang paling umum dari pola penggerak, biasanya dijelaskan oleh variabel panjang langkah, lebar langkah, panjang langkah, waktu siklus, kecepatan, dan irama-variabel yang melibatkan jarak atau waktu. Sebagian besar bentuk gerak melibatkan beberapa aspek gerakan timbal balik dari ekstremitas. Gerakan timbal balik dari ekstremitas secara konseptual dengan menggambarkan waktu berdiri dan waktu ayun anggota tubuh tertentu.

Hubungan pentahapan digunakan untuk menggambarkan koordinasi pola gerakan. Pentahapan temporal mengacu pada proporsi waktu langkah satu tungkai sebelum tungkai kontralateral memulai langkahnya. Pentahapan jarak atau amplitudo didefinisikan sebagai proporsi jarak yang tercakup dalam langkah satu tungkai ketika tungkai kontralateral memulai langkahnya. Langkah didefinisikan sebagai waktu atau jarak dari serangan tumit satu kaki ke serangan tumit berikutnya dari kaki yang sama. Dalam pola gerak berjalan tegak, pentahapan temporal dan jarak dianggap 50%; yaitu, anggota tubuh kontralateral memulai siklusnya ketika anggota tubuh lainnya telah menyelesaikan 50% dari siklusnya.

Metode tradisional yang digunakan untuk menggambarkan pengembangan pola gerak adalah membagi pola tertentu menjadi fase-fase tertentu atau bagian-bagian komponen. Meskipun metode analisis deskriptif bermanfaat, analisis biomekanik telah memberikan metode yang lebih mendalam dan obyektif untuk menganalisis gerakan. Pertimbangan lain dalam mengenali berbagai pola gerakan yang digunakan oleh bayi dan anak-anak, serta perolehan keterampilan gerak-gerak baru, memperhitungkan peran pengalaman dan praktik dalam memperoleh pola gerak-gerak yang efisien.

Berjalan Tegak

Berjalan adalah tindakan bergerak dengan kaki. Ambulasi adalah istilah lain yang digunakan secara sinonim dengan berjalan. Istilah ketiga, gaya berjalan, mengacu pada cara seseorang berjalan. Gaya berjalan dapat dijelaskan oleh beberapa parameter waktu dan jarak, termasuk panjang langkah, irama, dan kecepatan. Siklus gaya berjalan yang lengkap didefinisikan sebagai satu langkah lengkap untuk satu anggota gerak. Panjang langkah adalah jarak dari tumit satu kaki ke tumit kaki yang sama. Frekuensi irama atau langkah mengacu pada jumlah langkah yang diambil per unit waktu dan biasanya dilaporkan sebagai jumlah

langkah per menit. Kecepatan berjalan adalah pengukuran jarak per unit waktu. Dapat diukur beberapa cara, misalnya, kecepatan dalam m / detik = panjang langkah (m / langkah) × irama (langkah / detik) × 0,5.

Di klinik, istilah kecepatan berjalan (gait) digunakan secara sinonim dengan kecepatan berjalan, tetapi penting untuk dicatat bahwa velocity adalah kuantitas vektor sedangkan speed adalah kuantitas skalar. Ini berarti bahwa semua pengukuran yang dilakukan dalam klinik dinyatakan dalam jarak per unit waktu mewakili kecepatan berjalan. Berjalan adalah proses kompleks, di mana kita harus menggunakan semua bagian tubuh secara terkoordinasi. Sistem otot dan kerangka memberikan dukungan dan mekanisme mekanis untuk bergerak, sedangkan sistem saraf membantu mengendalikan pola berjalan. Informasi sensorik dari sistem visual, proprioseptif, dan vestibular memungkinkan kita untuk menavigasi melalui lingkungan.

Pola berjalan tegak didefinisikan sebagai pola dua fase gerakan dalam posisi tegak yaitu stance phase yang kira-kira 60% dari siklus berjalan lengkap, dan swing phase yang kira-kira 40% dari siklus berjalan penuh. Stance phase memberikan stabilitas, menjaga tubuh dalam posisi tegak melawan gaya gravitasi, sedangkan swing phase bertanggung jawab untuk memajukan tubuh. Hal ini dapat dilihat pada gambar 1 berikut:

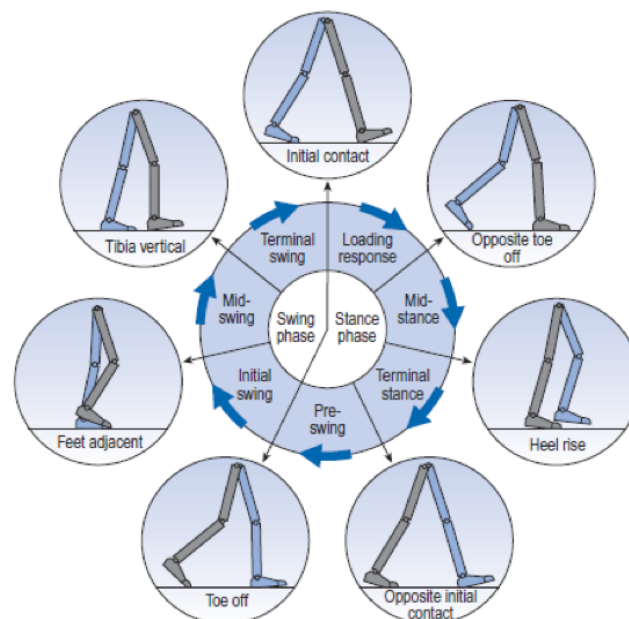


Fig. 2.1 Positions of the legs during a single gait cycle by the right leg (gray).

Gambar 1. Tahapan Berjalan

Ekstremitas atas dan bawah bergerak secara timbal balik, pola kontralateral selama berjalan dan membantu mendorong tubuh maju atau mundur. 50% fase antara anggota tubuh menunjukkan bahwa ketika satu anggota tubuh 50% selesai dengan siklusnya, anggota tubuh kontralateral memulai siklusnya.

Dampak Sistem Tubuh pada Kontrol Berjalan

Bagaimana kita mengontrol tindakan berjalan? Gerakan lengan, kaki, batang, dan kepala semuanya bekerja bersama untuk menjaga keseimbangan ketika pusat gravitasi kita bergerak di luar basis dukungan (BOS), tetapi bagaimana kita mengatur dan mengendalikan gerakan terkoordinasi yang halus ini?

Sistem saraf memainkan peran kunci dalam kontrol berjalan. Gerakan melangkah awal dan pola lokomotor dikendalikan oleh generator pola di sumsum tulang belakang atau batang otak. Pengaruh sistem saraf yang menurun dari otak kecil berkontribusi terhadap modulasi pola gaya berjalan dan koreksi kesalahan. Level kontrol ini membantu menyempurnakan pola gaya berjalan dan membantu kita berjalan di medan yang tidak rata. Korteks juga membantu dalam pengembangan gerakan yang diarahkan secara spasial. Korteks visual memproses informasi dari lingkungan sehingga persepsi dan tindakan dapat dihubungkan.

Informasi sensorik juga penting untuk mengendalikan gerak, membantu dalam adaptasi pola gaya berjalan dengan lingkungan di mana ia terjadi. Informasi visual adalah stimulus penting untuk penggerak. Orientasi visual juga penting dalam menyelaraskan tubuh dengan bidang permukaan. Informasi visual membantu menyelaraskan tubuh dengan mengacu pada lingkungan dan membantu dalam penilaian kecepatan berjalan.

Sistem somatosensori berkontribusi pada kontrol berjalan. Informasi dari spindel otot dan reseptor sendi berkontribusi terhadap ritme berjalan, sedangkan organ tendon Golgi memengaruhi waktu transisi dari fase berdiri ke fase ayun dari siklus kiprah. Informasi dari reseptor kulit juga dapat berkontribusi pada kemampuan untuk bernegosiasi atas hambatan. Sistem vestibular membantu menyelaraskan kepala dalam hubungannya dengan gravitasi, dan refleks vestibulo-okular penting untuk stabilisasi kepala. Sistem vestibular tampaknya tidak berkontribusi pada stabilisasi kepala selama berjalan sampai usia 7 tahun. Anak-anak hingga usia 6 tahun terutama bergantung pada informasi visual dan somatosensory untuk mengatur dan mengendalikan berjalan. Informasi sensorik ini memungkinkan

mereka untuk menggunakan organisasi kontrol keseimbangan sementara (kaki/panggul ke kepala). Ketika sistem visual dan vestibular menjadi lebih fungsional dalam memodulasi ambulasi, organisasi temporal dari kontrol keseimbangan (dari kepala hingga ujung kaki) terlihat pada anak berjalan.

Singkatnya, efek interaktif kolektif dari sistem neuromuskuloskeletal mengungkapkan faktor penting atau persyaratan untuk berjalan aman dan sukses seperti stabilitas, kemampuan beradaptasi dan lain sebagainya. Kemampuan berjalan dari titik A ke titik B, termasuk menghasilkan irama alat gerak dan kemampuan menghasilkan gaya reaksi torsi dan gerak mendorong tubuh ke depan. Oleh karena itu, karakteristik langkah dan produksi gaya atau torsi adalah semua variabel hasil yang relevan terkait dengan perkembangan.

Pusat massa berada di luar basis dukungan selama 80% dari siklus berjalan. Karena itu stabilitas adalah syarat utama untuk berjalan. Stabilitas dalam berjalan menyiratkan kemampuan untuk secara proaktif mengkoordinasikan tubuh pusat gerakan massadengan melangkah, menyesuaikan postur dengan tuntutan lingkungan, dan secara reaktif menyesuaikan panjang langkah, tinggi, dan/atau lebar untuk gangguan dari lingkungan. Sistem sensorik merupakan bagian integral dari kiprah kiprah yang sukses karena respons motorik yang sedang berlangsung dan cepat.

Kemampuan beradaptasi diperlukan untuk berjalan ke dunia nyata, konteks fungsional. Penyesuaian terhadap pola alat gerak diperlukan untuk mengakomodasi dan berinteraksi dengan ruang, tempat, struktur, dan permukaan di lingkungan. Rintangan, tangga, landai, trotoar, rumput, kerikil, atau medan lainnya semuanya membutuhkan pola gerak yang bisa disesuaikan. Visi adalah modalitas sensorik utama untuk penyesuaian jalur dan pola berjalan ketika ada hambatan atau perubahan medan. Stabilitas dan kemampuan beradaptasi penting untuk keberhasilan jangka pendek berjalan.

Untuk berjalan dengan sukses dalam waktu yang lebih lama membutuhkan kelayakan jangka panjang. Kelangsungan jangka panjang menyiratkan minimalisasi stres pada jaringan dan minimalisasi pengeluaran energi. Stres pada jaringan merupakan faktor ketika perubahan muskuloskeletal mempengaruhi pola gaya berjalan, seperti yang kadang-kadang terjadi ketika rasa sakit menyertai perubahan osteoarthritis. Perubahan kardiovaskular dan kekuatan juga berdampak pada kemampuan seseorang untuk mempertahankan biaya energi dalam kisaran yang

wajar. Penggunaan alat bantu, lebih umum dengan bertambahnya usia, juga dapat berdampak pada pengeluaran energi. Pengeluaran energi, lebih formal biaya metabolisme berjalan, lebih besar pada orang dewasa yang lebih tua daripada orang dewasa yang lebih muda. Perbedaan ini muncul pada sekitar dekade ketujuh. Terlepas dari asalnya, peningkatan stres pada jaringan dapat membatasi mobilitas orang dewasa yang lebih tua.

Tahapan Perkembangan

Bayi dan Balita

Ambulasi independen dicapai pada usia 11,5 bulan pada usia 11,5 bulan pada bayi yang berusia 50%. Sampai saat tersebut bayi tidak memiliki kekuatan yang cukup atau kontrol keseimbangan kepala dan batang untuk berjalan sendiri. Kekuatan otot ekstensor dianggap sebagai variabel penting dalam pengembangan penggerak independen. Sampai kekuatan yang cukup ada, komponen stabilitas yang diperlukan untuk penggerak tegak tidak ada. Bayi juga harus mampu mengoordinasikan segmen tungkai mereka dan secara adaptif menghadapi tantangan perubahan lingkungan sebelum mereka memiliki kontrol yang memadai untuk komponen perkembangan dan kemampuan beradaptasi yang diperlukan untuk berjalan.

Pola berjalan balita dan anak-anak berubah dengan cepat selama bulan-bulan pertama berjalan dan kemudian terus menjadi dewasa. Pola gaya berjalan awal dicirikan oleh BOS lebar, lengan dipegang dalam posisi penjagaan tinggi, fase ayunan pendek, kurangnya tumit atau dorong-dorong, dan kebutuhan bayi untuk mendorong diri ke depan dengan bersandar ke depan di bagasi. Selain itu, walker baru menunjukkan lebih sedikit fleksi lutut dalam posisi berdiri daripada walker berpengalaman dan menjaga kaki diputar secara eksternal selama fase ayunan. Ketika walker baru mendapatkan keseimbangan dan kontrol posisi tegak selama gerakan, pola gaya berjalan perlahan ke dalam pola gaya dewasa orang dewasa. Pada usia 2 hingga 3 tahun, anak itu berjalan dengan ayunan lengan timbal dan menunjukkan serangan tumit. Padasekitar 3 hingga 4 usia tahun, basis dukungan anak telah menurun ke tingkat yang terlihat dalam berjalan dewasa dan waktu yang dihabiskan dalam posisi tungkai tunggal selama berjalan meningkat.² Menurut Sutherland et al, 98% dari balita memiliki pola gaya berjalan dewasa pada usia 4. Pola berjalan terus disempurnakan hingga usia 7 tahun. Seperti dijelaskan

sebelumnya, anak awalnya menggunakan informasi somatosensori dan organisasi kontrol keseimbangan sementara selama berjalan; kemudian setelah usia 7, organisasi keseimbangan yang menurun terlihat.

Parameter gaya berjalan waktu dan jarak—panjang dan lebar langkah, panjang langkah, irama, dan kecepatan berjalan—semua berubah seiring karakteristik fisik anak berubah. Panjang langkah meningkat karena ada pertumbuhan tinggi badan dan panjang kaki. Semakin tinggi dan semakin lama seseorang naik, semakin besar pula panjang langkahnya. Irama bayi jauh lebih besar daripada orang dewasa. Jumlah langkah yang diambil per menit berkurang secara bertahap sepanjang masa kanak-kanak, dengan pengurangan terbesar terlihat pada tahun pertama berjalan. Kecepatan berjalan meningkat seiring bertambahnya usia secara linear dari usia 1 hingga 3 tahun. Dari usia 4 hingga 7, laju perubahan kecepatan berjalan berkurang, tetapi hubungannya dengan usia tetap linier. Perubahan kecepatan berjalan, irama, dan panjang langkah dari usia 1 hingga 12 tahun ditemukan pada tabel 1 berikut ini:

Gait Parameters of Children from 1 to 12 Years of Age

Age (yr)	Cadence (steps/min)	Cycle Time (s)	Stride Length (m)	Speed (m/sec)
1	127-223	0.54-0.94	0.29-0.58	0.32-0.96
1.5	126-212	0.57-0.95	0.33-0.66	0.39-1.03
2	125-201	0.60-0.96	0.37-0.73	0.45-1.09
2.5	124-190	0.63-0.97	0.42-0.81	0.52-1.16
3	123-188	0.64-0.98	0.46-0.89	0.58-1.22
3.5	122-186	0.65-0.98	0.50-0.96	0.65-1.29
4	121-184	0.65-0.99	0.54-1.04	0.67-1.32
5	119-180	0.67-1.01	0.59-1.10	0.71-1.37
6	117-176	0.68-1.03	0.64-1.16	0.75-1.43
7	115-172	0.70-1.04	0.69-1.22	0.80-1.48
8	113-169	0.71-1.06	0.75-1.30	0.82-1.50
9	111-166	0.72-1.08	0.82-1.37	0.83-1.53
10	109-162	0.74-1.10	0.89-1.45	0.85-1.55
11	107-159	0.75-1.12	0.92-1.49	0.86-1.57
12	105-156	0.77-1.14	0.96-1.54	0.88-1.60

From Whittle MW: *Gait analysis: an introduction*, ed 4, Philadelphia, 2007, Butterworth Heinemann Elsevier.

Tabel 1. Tahapan Parameter Berjalan Pada Anak

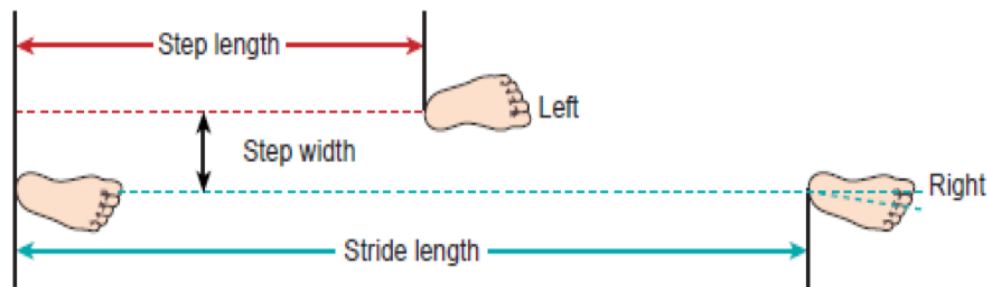
Selain perkembangan sistem saraf, faktor-faktor lain seperti kekuatan dan keseimbangan berdampak pada kontrol motorik dan berkontribusi pada perkembangan berjalan pada bayi dan balita. Faktor-faktor biomekanik mempengaruhi perolehan gerak tegak bayi. Bayi harus memiliki kekuatan yang cukup dari tungkai dan untuk menopang dirinya sendiri melawan gravitasi dan kontrol keseimbangan yang cukup dan koordinasi untuk mempertahankan posisi

tubuh tegak. Tingkah laku refleksi awal yang ditunjukkan oleh bayi baru lahir dan bayi muda dibatasi oleh peningkatan berat bayi berusia 2 hingga 3 bulan dan relatif kurangnya kekuatan otot untuk menggerakkan kaki dalam pola loncatan melawan gaya gravitasi. Karena dimensi fisik walker awal, COM berada pada tingkat toraks yang lebih rendah, yang membuat kontrol keseimbangan menjadi lebih sulit. Pada 18 hingga 24 bulan, COM turun, dan ketika COM semakin mendekati BOS, tubuh menjadi lebih stabil.

Walker baru berupaya meningkatkan kontrol keseimbangan dengan menggunakan BOS lebar. Ini memberikan stabilitas lateral medial, tetapi jika kepala walker baru keluar dari BOS dengan arah anteroposterior, kehilangan keseimbangan terjadi. Ada lebih banyak gerakan mediolateral daripada gerakan anteroposterior dalam pola berjalan. Tidak hanya menunjukkan lebih banyak gerak mediolateral tetapi juga menunjukkan lebih banyak pola gerakan “melangkah di tempat”, dengan lebih banyak fleksi pinggul. Dengan pengalaman, BOS menyempit. Dalam beberapa bulan berjalan, balita menggunakan model jalan yang lebih matang, di mana mereka secara efisien dan serentak mengendalikan postur atas kaki kuda saat mereka mengayunkan kaki lainnya ke depan. Tindakan pendulum dari ekstremitas bawah dalam pola berjalan yang lebih matang ini terkait dengan panjang anggota gerak tetapi juga tergantung pada kekuatan dan koordinasi antar anggota tubuh.

Dari perspektif kognitif, pembelajaran motorik, pengalaman dan pembelajaran juga memberikan kontribusi yang signifikan terhadap pengembangan pola gerak. Bayi itu menunjukkan kemampuan untuk memodifikasi pola alat geraknya ketika ukuran tubuh dan berat badan meningkat. Dengan latihan, bayi memperoleh kontrol yang lebih baik dari koordinasi intersegmental tungkai dan tubuh, membuat berjalan melawan gaya gravitasi lebih efisien. Bayi juga harus belajar untuk menyesuaikan pola gerak saat bergerak dari pola berkaki empat (merayap) menjadi berjalan bipedal. Selain itu, bayi harus menyesuaikan keterampilan berjalan dan gerak motor untuk memenuhi tantangan dari berbagai permukaan pendukung (ubin, kayu, karpet, rumput, dan lain-lain), Untuk menyesuaikan dengan hambatan dijaluinya, dan untuk menghadapi tantangan seperti naik turun, menuruni permukaan yang miring, medan yang tidak rata, dan lain-lain. Pembelajaran ini didukung oleh pengembangan strategi pemrosesan informasi oleh bayi dan dengan menghabiskan banyak waktu untuk melatih keterampilan.

Terkait komponen kinematic berjalan terdapat dua hal yaitu spatial dan temporal. Karakteristik spatial terdapat pada gambar 2 berikut ini:



Gambar 2. Karakteristik Spatial Berjalan

Karakteristik temporal meliputi:

- Velocity: jarak/waktu (meters/minute atau miles/hour)
- Cadence: jumlah langkah per unit satuan waktu

Anak-Anak

Seorang anak menunjukkan pola gaya berjalan yang dewasa antara 3 hingga 4 tahun dan terus menggunakan organisasi kontrol postur yang naik dengan informasi somatosensori. Pada permukaan yang datar, beberapa pengaruh kontrol vestibular dicatat ketika anak mulai menggunakan stabilisasi kepala dalam strategi ruang. Terdapat konsistensi. Penyempurnaan lebih lanjut dalam aspek temporal dan spasial dari pola gaya berjalan terjadi antara usia 5 dan 6 tahun dan terus berubah dengan pertumbuhan anak sampai nilai dewasa tercapai pada sekitar usia 15 tahun. Kecepatan langkah dan panjang langkah lebih besar pada usia 6 tahun. -tahun lebih tua dari 5 tahun. Anak berusia 5 tahun juga menghabiskan lebih banyak waktu dalam dukungan tungkai ganda daripada anak yang lebih tua. Pada usia 7 tahun, waktu yang dihabiskan dalam posisi tungkai tunggal selama gaya berjalan hampir seperti yang terlihat pada orang dewasa. Kekuatan reaksi yang dihasilkan selama gaya berjalan juga dapat terus meningkat hingga tahun keenam.

Pada usia 7 tahun, anak tersebut COM telah turun ke tingkat vertebra L3. Stabilisasi kepala dalam strategi ruang digunakan dalam berbagai lingkungan berjalan pada usia 7 tahun. Dengan tingkat kematangan visual dan vestibular ini, anak dapat menstabilkan dirinya menggunakan organisasi temporal kontrol postural yang menurun.

Dewasa

Orang dewasa dapat secara efisien menggunakan berjalan sebagai alat utama penggerak untuk melakukan tugas sehari-hari. Orang dewasa dapat memvariasikan kecepatan berjalan saat ia berlari melintasi jalan yang sibuk, menyesuaikan dengan kebutuhan untuk berjalan naik atau turun bukit, dan berjalan untuk jarak yang jauh. Sambil mempertahankan postur tegak dan ketika kekuatan otot dan daya tahan normal hadir, orang dewasa dengan mudah melakukan jalan kaki. Pada usia dewasa, COM telah turun ke tingkat sakral, meningkatkan stabilitas gaya berjalan. Orang dewasa dengan mudah mengubah langkah, mulai dan berhenti, dan mengubah arah.

Lansia

Apakah pola kiprah berubah seiring bertambahnya usia? Secara umum dianggap bahwa pola gaya berjalan orang dewasa yang lebih tua berbeda dari pola orang yang lebih muda di beberapa daerah. Beberapa perubahan umum ini tercantum dalam Tabel 13-2. Apakah perubahan pola gaya berjalan terlihat pada semua orang dewasa yang lebih tua? Meskipun banyak dari sistem tubuh yang mendukung perubahan berjalan seiring bertambahnya usia, perlu dicatat bahwa faktor-faktor psikososial dapat berkontribusi terhadap perubahan dalam pola berjalan. Konsep stereotip tentang penuaan dapat memengaruhi persepsi diri seseorang yang lebih tua, mengubah kecepatan berjalan, dan meningkatkan waktu yang dihabiskan dalam fase dukungan tungkai ganda pada gaya berjalan.

Harus dipahami bahwa dalam populasi dewasa yang lebih tua, banyak variasi yang ada. Orang dewasa tua yang sehat dan aktif di usia 60 hingga 70 tahun dapat berjalan menggunakan pola yang sama dengan populasi yang lebih muda. Orang dewasa yang lebih tua lainnya yang memiliki penyakit kronis, seperti radang sendi, diabetes, atau penyakit jantung, dapat menunjukkan penyimpangan gaya berjalan patologis atau perubahan gaya berjalan yang berlebihan. Radang sendi, hilangnya sensorik yang menyertai diabetes, dan kurangnya daya tahan terlihat pada pasien dengan penyakit jantung semua akan mempengaruhi pola berjalan. Jatuh menjadi lebih dari masalah seiring dengan bertambahnya usia orang dewasa, menjadi masalah kesehatan bagi populasi orang dewasa yang lebih tua. Beberapa contoh perubahan tersebut dapat dilihat pada tabel 2 berikut ini:

Gait Pattern Changes in the Older Adult

Gait Changes	Characteristics
Associated with normal aging	Decreased gait velocity Decreased stride length Decreased peak knee extension range of motion Decreased peak knee flexion in swing Slightly increased ankle dorsiflexion Decreased ankle plantar flexion power
Associated with decreased strength	Increased pelvic tilt, may be related to decreased abdominal muscle strength Decreased vertical displacement of body during gait Decreased gait velocity Decreased cadence, may be related to decreased dorsiflexion strength
Associated with decreased balance	Increased base of support Decreased gait velocity Increased time in double limb support Increased use of visual scanning

Data from Ostrosky KM, VanSwearingen JM, Burdett RG, et al: A comparison of gait characteristics in young and old subjects, *Phys Ther* 74:637-646, 1994; Judge JO, Ounpuu S, Davis RB: Effects of age on the biomechanics and physiology of gait, *Clin Geriatr Med* 12:659-678, 1996; Bohannon RW: Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Aae Aaeina* 26:15-19. 1997.

Tabel 2. Perubahan Pola Berjalan Pada Orang Dewasa

Temuan yang paling umum dilaporkan ketika mempelajari kiprah orang tua adalah kecepatan berjalan yang lebih lambat dibandingkan dengan orang dewasa yang lebih muda. Mengingat bahwa kecepatan adalah produk dari panjang langkah dan irama, penting untuk mengevaluasi ketiga parameter secara bersama. Bertepatan dengan kecepatan berjalan yang lebih lambat adalah langkah yang lebih pendek, stance yang lebih panjang, dan waktu ayunan yang lebih pendek daripada orang dewasa yang lebih muda. Pada kecepatan berjalan yang dipilih sendiri, langkah orang dewasa yang lebih tua biasanya lebih pendek daripada orang dewasa yang lebih muda. Cadence di sisi lain tidak selalu menunjukkan perubahan signifikan dengan usia pada orang tua yang sehat.

Masih belum jelas apakah orang dewasa yang lebih tua memilih untuk berjalan lebih lambat untuk tujuan stabilitas atau jika ada perubahan mendasar dalam sistem neuromuskuloskeletal yang menyebabkan lebih lambat kecepatan. Kemajuan yang lambat kemungkinan merupakan kombinasi dari perubahan pada tingkat sistem sensorimotor dan dalam beberapa kasus adaptasi untuk stabilitas.

Penurunan kecepatan kiprah pada kecepatan berjalan yang nyaman tidak sama selama beberapa dekade. Orang-orang di usia 60-an dan 70-an umumnya mempertahankan kecepatan berjalan stabil, tetapi kemudian menunjukkan

penurunan yang lebih nyata pada usia 80-an dan 90-an. Kecepatan berjalan maksimum menurun lebih mantap sepanjang masa dewasa.

Secara kinematik, perubahan dalam kecepatan kiprah dan panjang langkah dikaitkan dengan penurunan gerakan sendi. Perubahan dalam rentang gerakan pergelangan kaki dan obliquititas panggul telah dicatat pada orang dewasa yang lebih tua. Pergelangan kaki plantar pada posisi berdiri dapat menurun dan kemiringan panggul anterior meningkat. Puncak gerakan ekstensi lutut juga menurun secara signifikan pada orang dewasa yang lebih tua. dibandingkan dengan orang dewasa yang lebih muda.

Penurunan signifikan dalam gerakan ekstensi pinggul terlihat bahkan selama lebih cepat berjalan pada orang tua yang sehat. Ini adalah temuan penting karena ini menyiratkan bahwa rentang gerak yang berkurang bukan hanya fungsi dari berjalan lebih lambat. Pengurangan yang lebih besar dalam ekstensi pinggul dikaitkan dengan orang tua yang memiliki riwayat jatuh.

Secara kinetik, pengurangan dalam kecepatan gaya berjalan dan panjang langkah dikaitkan dengan pengurangan torsi bersama dan gaya reaksi tanah. Namun, tidak jelas temuan mana yang menjadi penyebab dan mana efeknya. Kesulitan mempertahankan kecepatan berjalan maksimum tampaknya terkait dengan ketidakmampuan orang dewasa yang lebih tua untuk menghasilkan momen fleksor plantar pergelangan kaki yang sama besarnya dengan orang dewasa yang lebih muda. Telah ditemukan bahwa orang tua yang sehat dan sehat sekalipun menunjukkan penurunan dorongan plantar-fleksor yang menurun. Tampaknya orang yang lebih tua dapat meningkatkan kinetika panggul sebagai kompensasi untuk pengurangan fungsi kinetik sendi distal.

Kemampuan keseimbangan orang tua telah dipelajari secara luas dan ada banyak penelitian yang menunjukkan banyak adaptasi gaya berjalan yang diamati selama perkembangan (misalnya, kecepatan berkurang dan langkah panjang) dimanifestasikan untuk menjaga keseimbangan atau stabilitas. Kemampuan beradaptasi pada pola berjalan penting ketika menghadapi berbagai medan atau permukaan di lingkungan dan/atau ketika menghadapi hambatan di jalur berjalan. Secara umum perubahan-perubahan yang terjadi dapat dirangkum pada tabel 3 berikut ini:

TABLE 12-5 | GAIT CHANGES OVER THE LIFE SPAN^{28, 70, 85-87, 89, 91, 151-161}

Age	Gait Changes
18 months	Heel strike emerges as point of initial contact Reciprocal arm swing emerging
2 years	Most children can voluntarily increase walking speed for functional goal
3 years	Knee flexion more consistently present during stance Gait pattern maturing: all adult components present except for increased cadence and decreased step length
42 months	Running (with a non support phase) is emerging
4 years	BOS equal to or less than pelvic span
6-7 years	Reciprocal arm swing firmly established Mature gait pattern
Mature adult gait	Stride length will continue to increase as function of increasing leg length Pelvic tilt and rotation Initial contact with a heel strike Slight knee flexion at midstance A mature relationship between mechanisms at the hip, knee, and ankle A mature base of support Reciprocal arm swing Refined muscle activation patterns Optimal energy efficiency
Older Adult (60-80)	Decreased velocity and slower cadence Decreased step and stride length Increased stride width and BOS Increased time in stance phase and in double support Decreased arm swing Decreased hip, knee, and ankle flexion Increased incidence of foot flat on initial contact Decreased dynamic stability during stance Re-emergence of muscular coactivation patterns

Reprinted with permission: Bertoti DB. *Functional Neurorehabilitation through the Life Span*. Philadelphia: FA Davis Company, 2004.

Tabel 3. Perubahan Pola Melangkah Sepanjang Kehidupan

Interaksi Sistem Tubuh

Perubahan struktural dan fungsional terjadi pada semua sistem tubuh yang mengalami penuaan. Sistem muskuloskeletal, kardiovaskular, paru, neurologis, dan sensorik berkontribusi paling besar untuk berjalan. Perubahan dalam sistem ini, mulai dari masa kanak-kanak hingga dewasa, memengaruhi perkembangan dan perbaikan pola gaya berjalan.

Sistem Muskuloskeletal

Bayi tidak dapat menopang dirinya sendiri dalam posisi berdiri atau berjalan karena kekuatan yang tidak cukup untuk mendukung tubuh melawan gravitasi dan rentang tidak cukup gerak yang untuk sepenuhnya memperluas pinggul mereka dalam posisi berdiri. Massa otot meningkat dan anak memperoleh mobilitas yang terkontrol melalui berbagai gerakan untuk memungkinkan berdiri dan kemudian berjalan.

Perubahan dari varus ekstremitas bawah pada walker awal ke postur valgus yang lebih dalam posisi tumit dan 3 tahun mempengaruhi kaki selama selama gaya berjalan. Pada anak-anak, pola kiprah berubah dengan bertambahnya panjang anggota gerak dan peningkatan kekuatan otot. Dengan bertambahnya panjang

ekstremitas bawah, panjang langkah bertambah. Meningkatnya kekuatan memungkinkan anak untuk mengerahkan kekuatan yang lebih besar ketika mendorong dari permukaan pendukung. Karena balita mendapatkan lebih banyak kekuatan untuk melakukan push-off, dia dapat mengambil langkah lebih lama dan berjalan lebih cepat. Berlari tidak dapat terjadi sampai anak dapat menghasilkan kekuatan yang cukup.

Beberapa paling perubahan spesifik dalam jaringan otot yang mungkin berdampak pada berjalan termasuk penurunan otot tipe II serat, penurunan jumlah motor fungsional unit, dan perubahan jaringan otot dengan peningkatan kadar lemak dan fibrin dalam serat otot. Kehilangan kekuatan adalah salah satu penyebab utama penurunan aktivitas hidup sehari-hari pada populasi orang dewasa yang lebih tua. Perbedaan kecil dalam kekuatan otot pergelangan kaki dan signifikan perbedaan yang dalam kekuatan otot pinggul menghasilkan signifikan perbedaan yang dalam parameter pola gaya berjalan wanita dewasa yang lebih tua.

Memperkuat program latihan telah terbukti meningkatkan kecepatan berjalan, irama, dan panjang langkah orang dewasa yang lebih tua. Peningkatan irama ditemukan terkait dengan peningkatan dorsofleksi pergelangan kaki kekuatan, sedangkan peningkatan langkah ditemukan terkait dengan peningkatan kekuatan ekstensi pinggul menurun. Kekuatan fleksi plantar yang juga telah dipikirkan untuk mengurangi panjang langkah dan menambah waktu dalam dukungan tungkai ganda. Kekuatan ekstensi lutut yang menurun mempengaruhi maksimum kecepatan berjalan, sedangkan kekuatan pinggul pencahik mempengaruhi kecepatan berjalan yang nyaman.

Namun, selain perubahan sederhana dalam force generating kapasitas otot dengan usia, tampaknya ada redistribusi torsi bersama selama berjalan pada orang dewasa yang lebih tua untuk kontrol yang lebih proksimal melalui peningkatan torsi hip ekstensor dan penurunan torsi ekstensor lutut dan plantar-flexor. Ini menunjukkan potensi perubahan adaptif dalam koordinasi dalam gerak pola alatitu sendiri. Oleh karena itu, penuaan harus dievaluasi pada tingkat komponen berjalan dan pada tingkat pola alat gerak. Tingkat kontrol ini jelas dipengaruhi oleh perubahan dalam sistem sensorik dan motorik tetapi juga memiliki sendiri yang sifat dinamis nya unik sehubungan dengan koordinasi di antara segmen-segmen dalam ekstremitas bawah (koordinasi intralimb) dan antara anggota tubuh (koordinasi antar anggota tubuh).

Sistem Kardiovaskular dan Paru

Kardiovaskular dan paru penting untuk menyediakan “bahan bakar” ke jaringan tubuh yang aktif dalam berjalan. Dalam kondisi normal, kardiovaskular dan fungsi paru harus memadai untuk mendukung berjalan. Kecepatan berjalan maksimal telah dikaitkan dengan curah jantung dan tingkat kebugaran pada pria yang lebih tua.

Secara umum, individu yang aktif secara fisik dan bugar dari segala usia harus dapat dengan mudah berjalan dan menyelesaikan-mereka kegiatan sehari-hari. Pada individu yang tidak terkonidisi, berjalan menggunakan proporsi cadangan energi yang jauh lebih tinggi daripada saat kita dikondisikan, dan fungsional sehari-hari aktivitas dan berjalan mungkin menjadi terlalu berat bagi seseorang dengan pengkondisian yang parah.

Sistem Saraf

Sistem saraf penting dalam proses motorik kontrol dan penyediaan informasi sensorik yang diperlukan untuk berjalan. Anak-anak mulai berjalan pada usia sekitar 1 tahun, tetapi polanya menjadi lebih halus dan terkoordinasi selama 6 tahun ke depan. Faktor-faktor seperti mielinisasi sistem saraf, pembentukan dendritik, dan jumlah unit motor fungsional berkontribusi pada perkembangan dan kualitas berjalan. Melalui masa bayi dan masa kanak-kanak muda, faktor-faktor ini berkembang dan bertambah jumlahnya.

Pada usia dewasa yang lebih tua, jumlah dendrit dan unit motor fungsional menurun, seperti halnya kecepatan konduksi saraf sebagai akibat dari perubahan mielinisasi dan unit motor itu sendiri. Perubahan-perubahan ini seiring bertambahnya usia dapat berkontribusi pada peningkatan waktu reaksi dan perubahan dalam pola gaya berjalan.

Kemampuan untuk memahami dan menggunakan input sensorik sangat penting untuk gaya berjalan fungsional. Pada orang dewasa yang lebih tua, reseptor kulit tidak seefisien pada orang dewasa yang lebih muda. Proprioception berkurang terutama di pergelangan kaki. Fungsi visual dan vestibular juga menurun. Mungkin juga lebih sulit bagi orang dewasa yang lebih tua untuk mengintegrasikan berbagai sumber input sensorik. Faktor-faktor ini diduga berkontribusi terhadap penurunan kecepatan berjalan dan peningkatan kesulitan keseimbangan.

Kesimpulan

Gerakan adalah kebutuhan fungsional gaya hidup kita sebagai manusia. Lokomosi berkembang di seluruh rentang kehidupan dari berguling ke merangkak dan merayap ke tegak berjalan ke berlari, berlari, melompat, dan melompat-lompat. Transisi dari satu bentuk penggerak ke yang lain tergantung pada sejumlah faktor: interaksi dari tugas yang harus diselesaikan, fungsi sistem tubuh, dan lingkungan di mana perilaku harus dihasilkan.

Perubahan dalam lokomotor di pola seluruh rentang kehidupan, pertama menjadi lebih efisien dan kemudian berpotensi menjadi kurang efisien dan aman. Tantangan untuk penggerak bagi orang dewasa yang lebih tua mungkin termasuk jatuh, yang menghadirkan kesehatan risikodan berdampak negatif pada kualitas hidup.

Referensi

Shumway-Cook A, Woollacott MH: Motor control: translating research into clinical practice, ed 3, Philadelphia, 2007, Lippincott, Williams & Wilkins.

Adolph DE: Learning to move, *Curr Dir Psychol Sci* 17(3):213–218, 2008.

Chambers HG: Pediatric gait analysis. In Perry J, Burnfield JM, editors: *Gait analysis: normal and pathological function*, ed 2, Thorofare, NJ, 2010, Slack Inc, pp 341–364.

Whittle MW: *Gait analysis: an introduction*, ed 4, Philadelphia, 2007, Butterworth Heinemann Elsevier.

Dominici N, Ivanenko YP, Lacquaniti F: Control of foot trajectory in walking toddlers: adaptation to load changes, *J Neurophysiol* 97:2790–2801, 2007.

Ivanenko YP, Dominici N, Lacquaniti F: Development of independent walking in toddlers, *Exerc Sport Sci Rev* 35(2):67–73, 2007.

Abellan van kan G, Rolland Y, Andrieu S, et al: Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people: an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) task force, *J Nutr Health Aging* 13(10):881–889, 2009.

Savelberg HH, Verdijk LB, Willems PJ, et al: The robustness of age-related gait adaptations: can running counterbalance the consequences of ageing? *Gait Posture* 25(2):259–266, 2007.

Mazza C, Iosa M, Pecoraro F, et al: Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking, *J Neuroeng Rehabil* 5:30–39, 2008.

Galna B, Peters A, Murphy AT, et al: Obstacle crossing deficits in older adults: a systematic review, *Gait Posture* 30:270–275, 2009.

Korhonen MT, Mero AA, Alen M, et al: Biomechanical and skeletal muscle determinants of maximum running speed with aging, *Med Sci Sports Exerc* 41(4):844–856, 2009.

Badaly D, Adolph KE: Beyond the average: walking infants take steps longer than their leg length, *Infant Behav Dev* 31(3):554–558, 2008.

Newstead AH, Walden JG, Gitter AJ: Gait variables differentiating fallers from nonfallers, *J Geriatr Phys Ther* 30(3):93–101, 2007.

Delbaere K, Sturnieks DL, Crombez C, et al: Concern about falls elicits changes in gait parameters in conditions of postural threat in older people, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 64A(2):237–242, 2009.

Beauchet O, Annweiler C, Dubost V, et al: Stops walking when talking: a predictor of falls in older adults? *Eur J Neurol* 16(7):786–795, 2009.

Hilliard MJ, Martinez KM, Janssen I, et al: Lateral balance factors predict future falls in community-living older adults, *Arch Phys Med Rehabil* 89(9):1708–1713, 2008.

Sherrington C, Whitney JC, Lord SR, et al: Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis, *J Am Geriatr Soc* 56:2234–2243, 2008.

Costello E, Edelstein JE: Update on falls prevention for community-dwelling older adults: review of single and multifactorial intervention programs, *J Rehabil Res Dev* 45(8):1135–1152, 2008.

Menant JC, Steele JR, Menz HB, et al: Optimizing footwear for older people at risk of falls, *J Rehabil Res Dev* 45(8):1167–1181, 2008.