

MODELAGEM BIOMECÂNICA DO ACIONAMENTO DE CADEIRAS DE RODAS MANUAIS

Marcelo Becker

IPUC – PUC Minas, Av. Dom José Gaspar, 500 - Belo Horizonte - MG – CEP 30535-610, Brasil,
 e-mail: marcelo.becker@pucminas.br

Resumo. O processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais é repetitivo e cíclico, produto da interação entre o usuário e o veículo, e pode ser dividido em duas fases distintas: propulsão e retorno. Este processo não pode ser classificado como de curta duração pois o usuário pode ser totalmente dependente dele para se locomover e interagir com o ambiente. Vários fatores influenciam no biomecanismo deste processo de acionamento mas, dois destacam-se: o grau de comprometimento motor dos membros superiores e o posicionamento do usuário no veículo (assento). A análise deste processo de acionamento é fundamental para o melhor assentamento do usuário na cadeira, para a prevenção de lesões, para o estudo de adaptações de edificações e espaço, para o desenvolvimento de aparelhos assistivos, etc. Baseado em trabalhos anteriores, foi desenvolvido, em MatLabTM, um simulador para o acionamento de cadeiras de rodas manuais em pistas planas e inclinadas. Este trabalho mostra uma modelagem bidimensional para o processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais. Apesar de sua simplicidade, foi possível demonstrar a influência das inclinações da pista e da presença de vento frontal na força necessária para o usuário fornecer uma potência constante à cadeira.

Palavras-chave: cadeira de rodas, biomecânica, acionamento, modelagem bidimensional.

1. INTRODUÇÃO

O processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais é repetitivo e cíclico, produto da interação entre o usuário e o veículo, e pode ser dividido em duas fases distintas: propulsão e retorno. Ao contrário do caso de veículos recreacionais (bicicletas, triciclos, barcos a remo, etc.) este processo não pode ser classificado como de curta duração pois, o usuário, se WDI (*Wheelchair Dependent Individual*), é totalmente dependente dele para se locomover, realizar tarefas cotidianas e interagir com o ambiente (Bednarczyk *et al.*, 1994).

Vários fatores influenciam no biomecanismo do processo de acionamento em cadeiras de rodas manuais mas, dois destacam-se: o grau de comprometimento motor dos membros superiores (Dallmeijer *et al.*, 1994) e o posicionamento do usuário no veículo, ou seja, do assento (Hughes *et al.*, 1992 e McLaurin e Brubaker, 1991). Outros fatores são: a idade do usuário (Bednarczyk *et al.*, 1994), seu estado de fadiga (Rodgers *et al.*, 1994), as características construtivas da cadeira de rodas e as características da pista (Brubaker, 1991).

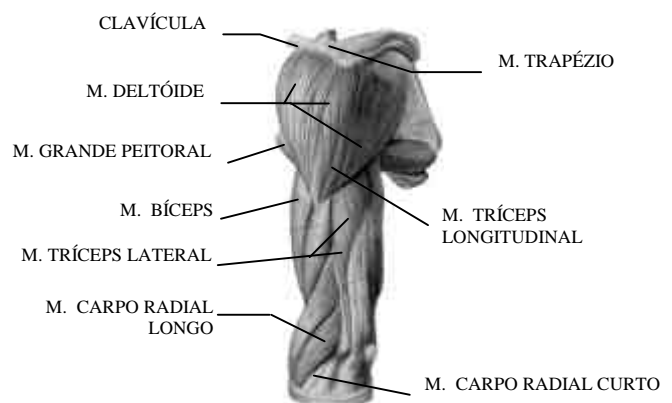


Figura 1. Vista pósterolateral do braço esquerdo.

Para melhor compreensão dos termos utilizados no transcrito deste trabalho, apresenta-se a Fig. (1), onde é possível visualizar os principais músculos envolvidos no processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais (Sobotta, 1990). Os movimentos dos membros mais comuns são: *Abduzir*: afastar um membro, ou parte dele, do plano médio que se supõem dividir o corpo humano em duas partes simétricas (plano sagital), ou de sua posição normal de descanso; *Aduzir*: movimento oposto à abdução; *Flexão*: movimento de inclinação de um membro, ou parte dele, para frente; *Extensão*: movimento oposto à flexão (Ferreira, 1991).

2. NÍVEL DA LESÃO MEDULAR

A influência do nível da lesão medular é demonstrada pela potência média fornecida ao sistema pelo usuário do veículo e pelo consumo médio de O₂. Observa-se que usuários com lesão cervical fornecem uma potência média menor e consomem menos O₂ quando comparados com usuários com lesões torácicas e lombares. Observa-se na Tab. 1 os resultados obtidos por Dallmeijer *et al.* (1994) para 4 diferentes grupos, onde C representam as vértebras lombares; T, as torácicas e L, as lombares.

Tabela 1. Grupos utilizados para verificar a influência do nível da lesão medular no biomecanismo do acionamento de cadeiras de rodas manuais (Dallmeijer *et al.*, 1994).

Grupo	1	2	3	4
Nível da lesão	C ₄₋₈	T ₁₋₅	T ₆₋₁₀	T ₁₁ – L ₄
Idade [anos] e (desvio)	37,3 (9,5)	37,8 (8,4)	26,0 (3,0)	36,0 (12,5)
Peso [kg] e (desvio)	82,5 (17,7)	82,6 (11,9)	78,4 (11,6)	77,6 (15,9)
Consumo Médio de O ₂ [l] e (desvio)	1,06 (0,10)	1,56 (0,23)	2,02 (0,16)	2,00 (0,43)
Potência Média Fornecida [W]	21,5	46,9	63,7	49,1

A potência mostrada é fornecida por cada uma das mãos do usuário de cadeiras de rodas, sendo todos do sexo masculino e usuários comuns (ou seja, não atletas). Logo, os valores totais de potência fornecida são o dobro dos apresentados na Tab. 1. Para o caso de atletas, a potência máxima total observada pode ser maior (McLaurin e Brubaker, 1991 e Dallmeijer *et al.*, 1994).

Os parâmetros cinemáticos que afetam o acionamento da cadeira de rodas estão intimamente ligados ao processo de agarrar e soltar os aros das rodas. Estes parâmetros também são afetados, em menor grau, pelo nível de lesão do usuário. Os parâmetros são: o ângulo de pico de força, o ângulo inicial da propulsão, o ângulo final da propulsão, tempo do ciclo e a percentagem do ciclo em que as mãos e os aros estão em contato. Observa-se na Tab. 2 os parâmetros para os 4 grupos de Dallmeijer *et al.* (1994):

Tabela 2. Parâmetros cinemáticos dos grupos utilizados para verificar a influência do nível da lesão medular no biomecanismo do acionamento de cadeiras de rodas manuais (Dallmeijer *et al.*, 1994).

Grupo	1	2	3	4
Ângulo de pico [°] e (desvio)	90,4 (13,1)	78,4 (7,8)	65,5 (20,6)	73,0 (23,2)
Ângulo inicial [°] e (desvio)	- 28,6 (9,0)	- 26,7 (6,5)	- 14,7 (12,1)	- 21,8 (15,7)
Ângulo final [°] e (desvio)	61,8 (10,4)	52,6 (11,1)	50,8 (11,5)	51,2 (14,3)
Tempo do ciclo [s] e (desvio)	0,85 (0,30)	0,56 (0,05)	0,49 (0,08)	0,51 (0,10)
Percentagem [%] e (desvio)	46,8 (6,0)	54,2 (9,5)	45,2 (3,4)	47,6 (4,1)

Pode-se observar que, apesar das diferenças existentes entre os valores de potência fornecida pelos diferentes grupos, não existem diferenças significativas entre os parâmetros cinemáticos. Mas, o tipo de lesão afeta diretamente a cinemática do movimento das mãos, Fig. (2), devido à limitação dos movimentos dos ombros, braços e mãos.

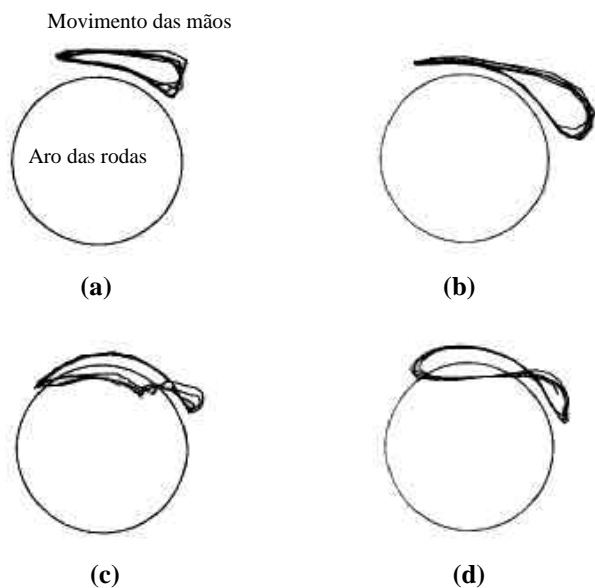


Figura 2. Comportamento do movimento das mãos para indivíduos com diferentes níveis de lesão: (a) T₁₋₅; (b) T_{6 – L4}; (c) C₄₋₆ e, (d) C₇₋₈.

Para tentar melhorar a potência fornecida ao veículo, no caso de usuários com lesões cervicais, deve ser estudado um novo posicionamento do usuário no veículo. A adoção de outros sistemas de acionamento também pode auxiliar o aumento de potência. Exemplos desta opção são a utilização de barras laterais, que têm um funcionamento similar a alavancas, ou sistemas de manivelas, similar aos pedais utilizados em bicicletas, ambos acionados pelos membros superiores do usuário. Estes sistemas são até mesmo mais eficientes que a transmissão de forças através dos aros das rodas mas, possuem fatores inconvenientes como o aumento de custo, peso e complexidade, além de serem muitas vezes visualmente indesejáveis (McLaurin e Brubaker, 1991).

3. POSIÇÃO DO USUÁRIO

O posicionamento do usuário no veículo (altura do assento e distância ao centro das rodas) é de fundamental importância no biomecanismo do acionamento quando feito através dos aros das rodas. A razão pela qual a posição do assento influencia a eficiência de acionamento é justificada pelo movimento dos braços durante a fase de propulsão e retorno. Um posicionamento mais a frente, ou uma posição mais alta influenciam nos grupos musculares utilizados e na estabilidade da cadeira de rodas. Estudos indicam que embora a posição convencional do assento seja acima do eixo das rodas, esta não é a posição ideal para máxima eficiência de acionamento (McLaurin e Brubaker, 1991). A posição ótima depende da posição dos ombros com relação ao eixo das rodas e, também, das dimensões dos segmentos que compõem o braço. Estes parâmetros determinam a geometria dos pontos de junta e do alcance dos movimentos dos músculos utilizados no ciclo de acionamento. Hughes *et al.* (1992) realizaram diversos experimentos alterando o posicionamento do usuário na cadeira de rodas (6 posições distintas) para verificar sua influência no biomecanismo do acionamento. Observando que a posição do assento é variada através da placa do mancal. As posições estudadas foram as seguintes:

Tabela 3. Posições estudadas por Hughes *et al.* (1992).

Posição	1	2	3	4	5	6
Altura	Baixa	Baixa	Baixa	Alta	Alta	Alta
Posição	Central	Atrás 15%	Atrás 20%	Central	Atrás 15%	Atrás 20%

O posicionamento do assento foi feito da seguinte forma – Central: para o ombro posicionado acima do eixo das rodas; Atrás 15%: para o ombro posicionado 15% do valor do comprimento total dos braços atrás do eixo das rodas e, Atrás 20%: para 20% deste valor. Alta: para um ângulo de flexão do antebraço de 100° e, Baixa, para um ângulo de flexão do antebraço de 90°. Os resultados mostrados nas Figs. (3) e (4) indicam que, conforme a posição do usuário é variada, o comportamento do acionamento também o é. Por exemplo, quando o assento é posicionado em um ponto alto, a fase de propulsão é mais curta, visto que as mãos não alcançarão os aros das rodas por muito tempo sem que o usuário incline seu tronco. Quando o assento é posicionado à frente, a propulsão é feita apenas na parte frontal dos aros e, quando posicionado atrás, apenas no topo dos

aros. Já um posicionamento baixo permite um ciclo maior e a utilização de um maior arco de circunferência durante a fase de propulsão. Isto implica em uma menor força aplicada quando comparada a posições altas, onde a força tem que ser aplicada em um menor intervalo de tempo.

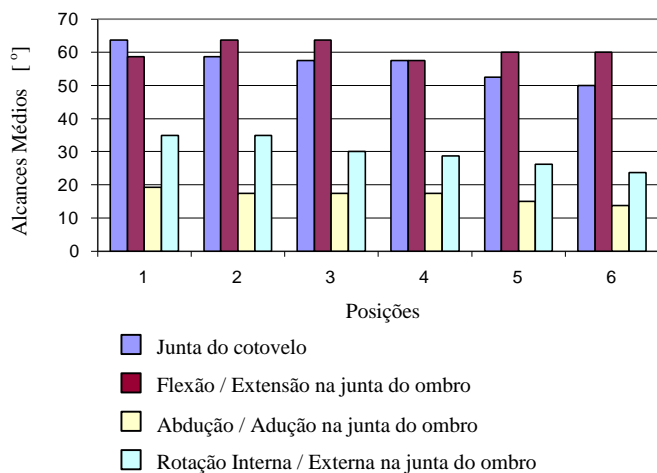


Figura 3. Alcances médios das juntas do cotovelo e ombro para as 6 diferentes posições.

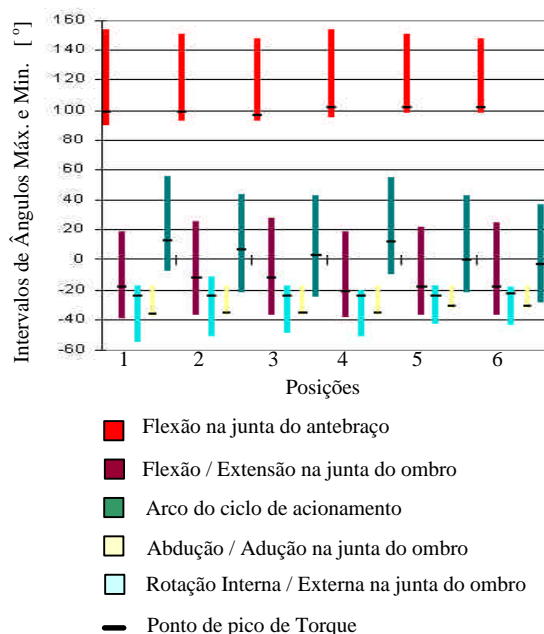


Figura 4. Intervalos Máx. e Min. dos movimentos dos braços durante o ciclo de acionamento da cadeira de rodas.

Entretanto, para posições altas é possível obter maiores frequências de ciclo de acionamento, logo, menores tempos para a fase de retorno e menor gasto de energia nesta fase, já que os segmentos dos braços sofrem menores flexões para retornar ao início do ciclo (McLaurin e Brubaker, 1991). A Fig. (5) indica como a variação na posição do assento repercute na atividade muscular do usuário. Quanto mais alta a posição do assento, maior é a atividade muscular dos Músculos Tríceps Longitudinal e Lateral e, menor a atividade do Músculo Deltóide Posterior. Posições Médias proporcionam menores atividades musculares para os Músculos Deltóide Anterior e Grande Peitoral. Pode-se concluir que o ideal seria realizar estudos para se obter um posicionamento ergonomicamente ótimo para cada indivíduo, evitando-se assim, quaisquer lesões, deformações e *stress* associados ao acionamento das cadeiras de rodas manuais e, otimizando o seu processo de acionamento. Estes estudos são realizados através de uma avaliação, feita por uma equipe multidisciplinar (médicos, fisioterapeutas, etc.).

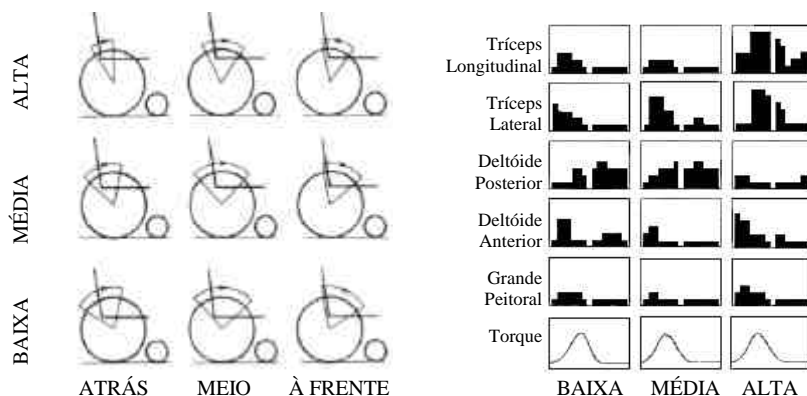


Figura 5. Exemplos de fases de acionamento e atividade muscular de um usuário com coordenação motora normal nos braços, para diferentes posições de assento em um ciclo de acionamento.

Na avaliação são considerados aspectos funcionais (como: quadro motor do usuário, ambiente onde será utilizada a cadeira de rodas, necessidades do usuário, etc.) e a determinação da postura mais adequada para a seleção dos produtos mais indicados para a acomodação e conforto do usuário. O ideal é que para a determinação da postura mais adequada, fosse utilizado um Simulador, conjunto que une uma cadeira de rodas com diversas posições adaptáveis e utiliza filmadoras ou máquinas fotográficas para estudar o processo de acionamento da cadeira de rodas, diminuindo a margem de erro. Porém, o custo de sua utilização é alto pois, existem poucas clínicas com esta infra-estrutura. Na falta deste equipamento, a equipe multidisciplinar realiza estudos que aliam antropometria e fisiologia para obter parâmetros recomendados para faixas de usuários, possibilitando assim, uma adequação das cadeiras aos usuários.

4. IDADE

A influência da idade no biomecanismo do acionamento não é muito grande mas, torna-se mais visível quando os usuários são subdivididos em 2 grupos distintos: adulto e pediátrico. Neste caso específico, no grupo adulto estão os indivíduos entre 22 e 52 anos e, no grupo pediátrico, os indivíduos entre 8 e 14 anos, todos com lesões entre os níveis T₆ – L₂ e classificações ASIA¹ equivalentes (Bednarczyk e Sanderson, 1994). Na Tab. 4, o parâmetro percentagem refere-se a percentagem de uma revolução completa da roda em que existe contato entre as mãos e os aros. Observa-se que os resultados obtidos para velocidade e percentagem da rotação da roda são muito semelhantes para os dois grupos. A principal diferença está novamente na cinemática do movimento dos membros superiores, Fig. (6).

Tabela 4. Características dos dois grupos.

Grupo	Adultos	Crianças
Faixa etária [anos] e (desvio)	33,5 (8,9)	11,3 (2,2)
Peso [Kg] e (desvio)	68,46 (8,67)	37,41 (9,95)
ASIA [p ^{tos}] e (desvio)	55,2 (4,7)	56,1 (3,5)
Percentagem [%] e (desvio)	24,41 (7,61)	24,45 (7,29)
Velocidade [m/s] e (desvio)	2,38 (0,31)	2,26 (0,39)

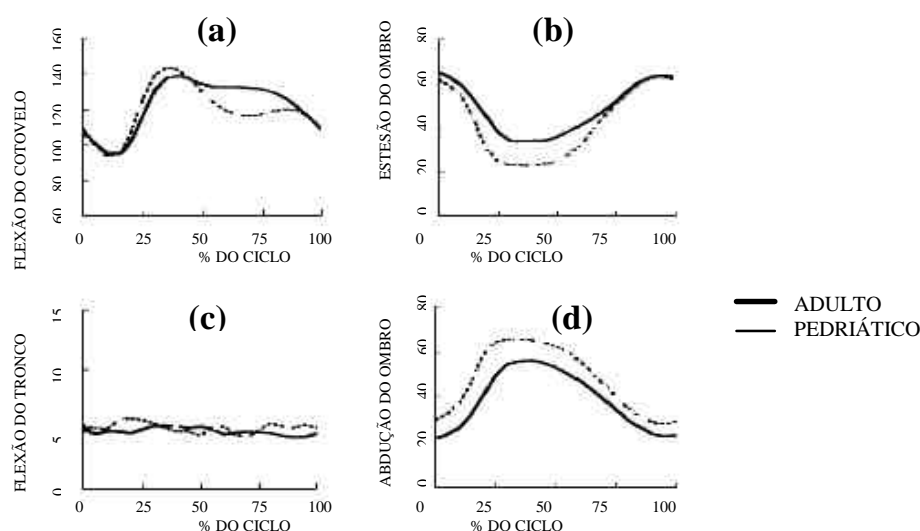


Figura 6. Comparação angular entre os grupos Pediátrico e Adulto para: (a) cotovelos, (b) ombros, (c) troncos e (d) abdução dos ombros.

¹ Classificação ASIA (*American Spinal Injury Association*) – é um tipo de classificação própria para indivíduos com problemas de deficiência física traumática. Baseada em testes que classificam os músculos em uma pontuação entre 0 (nenhuma resposta) e 100 (resposta normal), permite determinar equivalência entre os grupos utilizados em estudos estatísticos.

Os resultados obtidos mostraram que os dados para as posições dos cotovelos em ambos grupos são muito similares durante a fase de propulsão, o mesmo ocorrendo para os movimentos dos troncos durante todo o ciclo. As diferenças aparecem nos movimentos dos ombros: o grupo pediátrico apresentou uma extensão maior dos ombros (mínimo de $33,8^\circ$ vs. $23,2^\circ$ para o grupo adulto) e maior abdução dos ombros (máximo de $65,6^\circ$ vs. $56,3^\circ$ para o grupo adulto). Estas diferenças são mostradas na Fig. (7) e, a área interna às duas curvas é de $598,7 \text{ graus}^2$ para o grupo adulto vs. $901,6 \text{ graus}^2$ para o grupo pediátrico. Isto mostra que a diferença no “estilo” angular do grupo pediátrico resulta em uma área 1,5 vezes maior que do grupo adulto. Mas, esta diferença deve ser encarada apenas como diferença de estilo, pois não afeta significativamente a potência fornecida pois, a fase de propulsão, quando comparada com o grupo adulto, começa mais tarde ($33,8^\circ$ vs. $23,2^\circ$) mas, também termina mais tarde ($65,6^\circ$ vs. $56,3^\circ$).

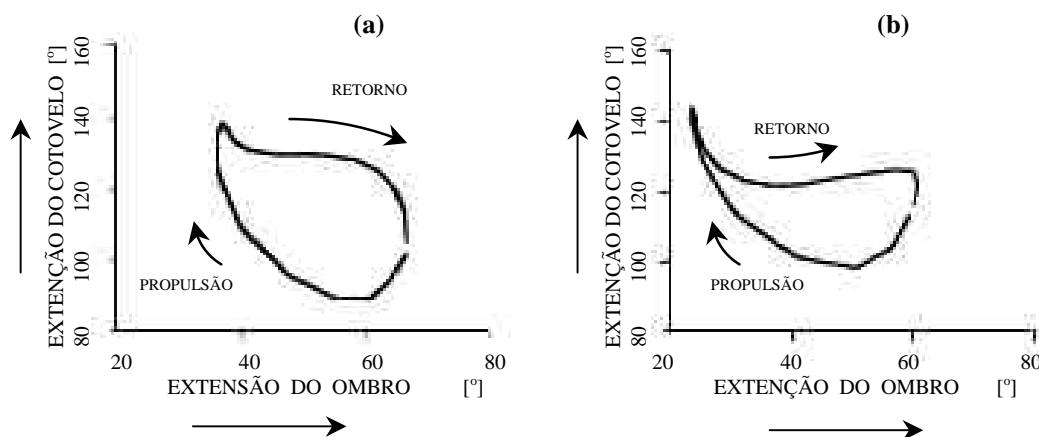


Figura 7. Composição entre os dados angulares de ombros e cotovelos para os grupos (a) Pediátrico e (b) Adulto.

5. FADIGA

O estado de fadiga do usuário devido ao excesso de uso, mau uso ou má prescrição da cadeira de rodas manual, aumenta muito o risco de lesões musculares que diminuem a independência do usuário. Isto ocasiona o surgimento de síndromes que causam danos musculares (tendinites, distensões, etc.) e atrasam o processo de reabilitação (Rodgers *et al.*, 1994). Um dos principais indicadores do estado de fadiga dos usuários é um maior movimento dos trocos, ombros e cotovelos e, menor dos pulsos, Figs (8) e (9) e, um maior torque nos ombros, tornando-os mais sujeitos a sofrerem lesões.

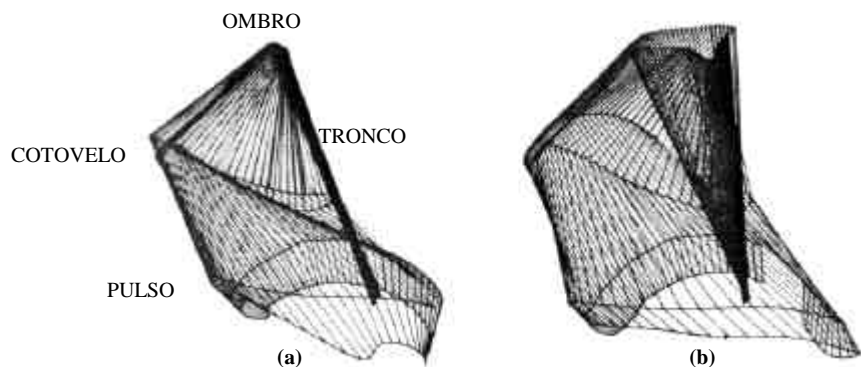


Figura 8. Exemplos de trajetórias dos ombros, cotovelos, pulsos e quadris em (a) estado normal e (b) em fadiga.

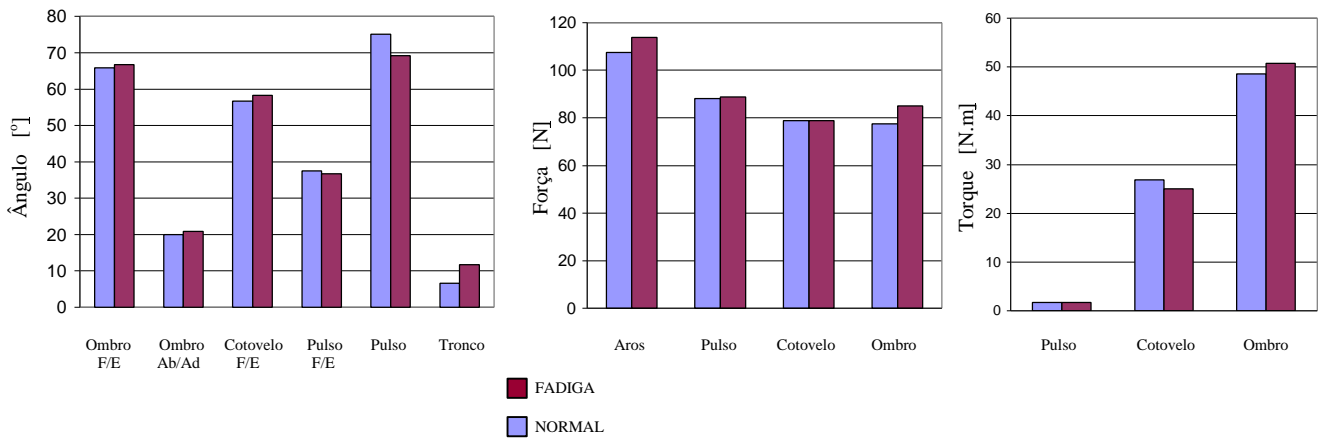


Figura 9. Comportamento dos músculos durante o processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais para indivíduos em estado normal e de fadiga.

O comportamento da atividade muscular mostra poucas diferenças entre os dois grupos. Em geral, em estado de fadiga, os músculos ficam em atividade durante um pequeno período além do ciclo de propulsão normal. Algumas alterações na atividade muscular ocorrem em grupos específicos de músculos durante o estado de fadiga: o Músculo Tríceps dispara mais cedo, o mesmo o correndo com o Músculo Bíceps (ainda na fase de retorno), o Músculo Flexor Cubital do Carpo dispara antes do contato com os aros e o Músculo Extensor Radial do Carpo reduz seu tempo de disparo, Fig. (10).

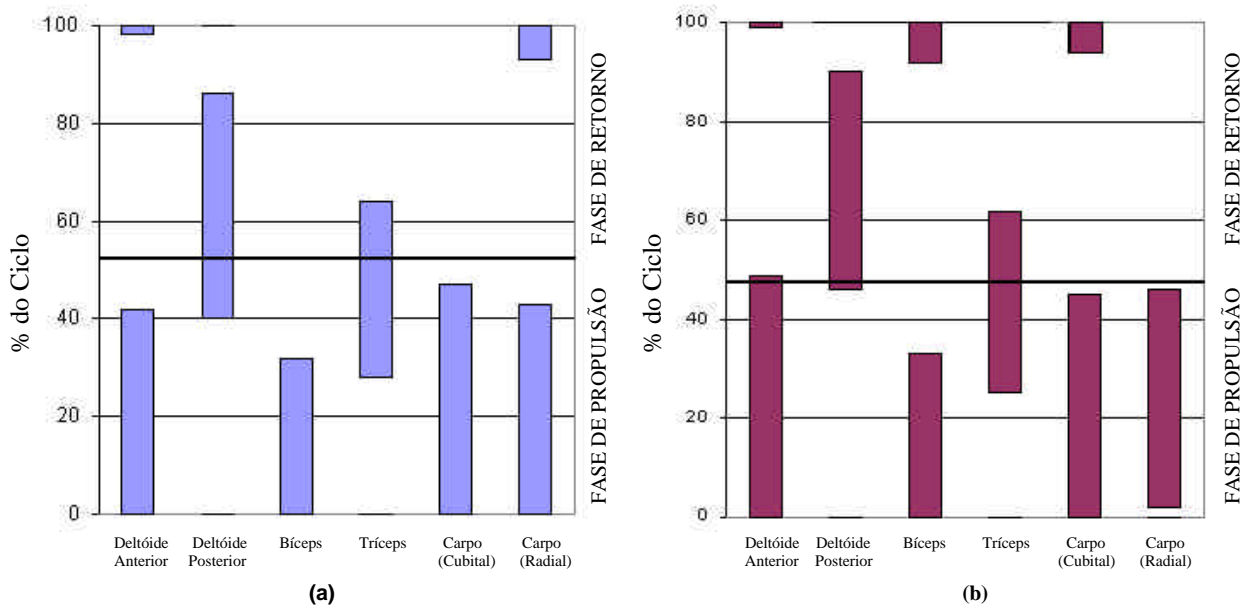


Figura 10. Comportamento médio da atividade muscular para indivíduos (a) em estado normal e (b) em fadiga.

6. CARACTERÍSTICAS DO AMBIENTE E DA CADEIRA

Segundo McLaurin e Brubaker (1991), há quatro fatores principais, não dependentes do usuário, que influenciam na quantidade de potência necessária para o acionamento de cadeiras de rodas manuais ou motorizadas:

- A superfície onde a cadeira de rodas irá se movimentar;
- A presença de vento;
- A inclinação da pista e,
- A resistência ao rolamento das rodas da cadeira de rodas.

De todos estes, apenas o último é uma função direta do *design* da cadeira de rodas mas, o *design* pode influir na performance da cadeira com relação aos demais fatores. Por exemplo, alguns tipos de rodas são indicadas para pisos pavimentados mas, não o são para grama, podendo ocorrer travamento da cadeira de rodas nesta situação. A força necessária para acionar uma cadeira de rodas é a somatória da resistência ao rolamento, da resistência ao movimento imposta pelo vento e da inclinação do “*piso*” no qual a cadeira está se movimentando. Por exemplo, em uma superfície firme e lisa, a força de resistência ao rolamento pode estar na faixa de 6 N a 40 N, dependendo das rodas e do alinhamento delas. Já no caso da resistência aerodinâmica, como as cadeiras de rodas convencionais geralmente não possuem nenhum tipo de carenagem para melhorar o seu coeficiente de penetração aerodinâmica (C_x), percebe-se que seu valor é muito próximo ao de uma placa plana. Testes experimentais mostraram que uma cadeira de rodas convencional necessita de 12 N, quando exposta a um vento frontal de 20 km/h para se movimentar a uma velocidade constante. Quando o valor da velocidade do vento é duplicada, quadruplica-se o valor da força necessária (Coe, 1979). Para a inclinação da pista, supondo que o peso do usuário e da cadeira de rodas seja de 100 kg, é necessário aplicar uma força de 82 N para subir uma rampa com 12 % de inclinação, ou seja:

$$F = \frac{100 \text{ g}}{12} [\text{N}] = 82 [\text{N}], \text{ sendo } g \text{ a aceleração da gravidade.} \quad (1)$$

Assim, tem-se que para uma cadeira de rodas convencional movendo-se em uma rua com uma inclinação de 12 %, com pavimento liso e firme e submetida a um vento frontal de 12 km/h, a força mínima necessária para impulsioná-la é de 100 N, e a potência mínima, supondo que a velocidade da cadeira de rodas seja de 1 m/s, é de 100 W.

6.1 Rodas

A literatura mostra a influência que os tipos de rodas e seu alinhamento têm no processo de acionamento da cadeira de rodas, podendo aumentar e muito a força necessária para isto. De modo geral, rodas pneumáticas de alta pressão requerem apenas $\frac{1}{4}$ da força necessária para se movimentar quando comparadas com rodas de borracha sólida. O alinhamento das rodas influi também na resistência ao rolamento. O uso de ângulos *Camber* até 10° não influencia na resistência ao rolamento, já ângulos como o *Toe-in* e *Toe-out* estão diretamente ligados ao incremento da resistência ao rolamento. Apenas 1° ou 2° de desalinhamento podem implicar na duplicação da força necessária para a movimentação do veículo (McLaurin e Brubaker, 1991).

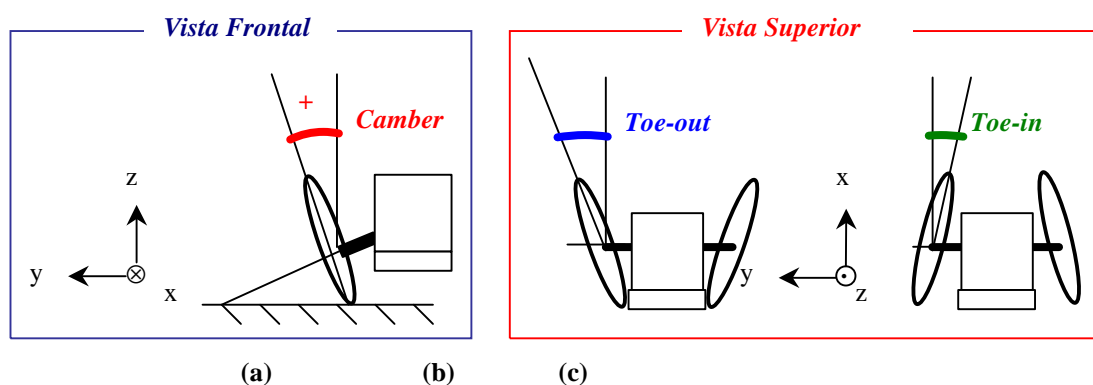


Figura 11. Ângulos de alinhamento: (a) *Camber*, (b) *Toe-out* e (c) *Toe-in*.

Estudos sobre a resistência ao rolamento de rodas em pisos com grama ou outros tipos de pavimentos *off-door* são difíceis de serem realizados devido à falta de meios práticos de realizar medições, modelagens e simulações destes tipos de superfície. Entretanto, algumas indicações de comportamento podem ser obtidas através de testes em pisos com carpetes. Carpetes “*lisos*” podem dobrar a resistência ao rolamento, enquanto que, carpetes “*felpudos*”, podem até mesmo

quintuplicar este valor. Logo, pode ser assumido que, em pisos macios ou areia, são indicadas rodas com maior diâmetro pois, movimentar-se-ão melhor que rodas com pequenos diâmetros (McLaurin e Brubaker, 1991).

O diâmetro das rodas também tem um efeito significativo na resistência ao rolamento. Como regra geral, pode-se afirmar que a resistência ao rolamento é inversamente proporcional ao diâmetro da roda. Logo, no caso de cadeiras de rodas montadas com rodas pivotadas de diâmetro $\frac{1}{3}$ do valor do diâmetro das rodas principais, as rodas pivotadas produzirão uma força de resistência ao rolamento três vezes maior que a produzida pelas rodas principais, para um mesmo carregamento. Por esta razão, é importante distribuir o peso na cadeira de rodas, de modo que as rodas principais sejam mais carregadas. Atualmente, sob o ponto de vista de resistência ao rolamento, conforto e peso, rodas pneumáticas são preferíveis às rodas sólidas de borracha mas, o desenvolvimento de materiais sintéticos está proporcionando a estas, propriedades superiores quanto à resistência, ao desgaste e praticidade, com valores de resistência ao rolamento comparáveis às rodas pneumáticas. Como apenas o uso de rodas pneumáticas não é suficiente para se obter um movimento suave da cadeira de rodas em terrenos mais rugosos, o uso de sistemas de suspensão com molas e amortecedores que absorvam os choques é recomendado. Deste modo, é possível diminuir o *stress* tanto do usuário como das partes que compõe a cadeira de rodas (McLaurin e Brubaker, 1991).

O uso de rodas pivotadas, ou *Castors*, é comum em cadeiras de rodas manuais pois, permitem o movimento em qualquer direção sem a necessidade de se utilizar um motor próprio para o esterçamento. Uma roda pivotada consiste de: uma roda, um garfo, um eixo e uma haste.

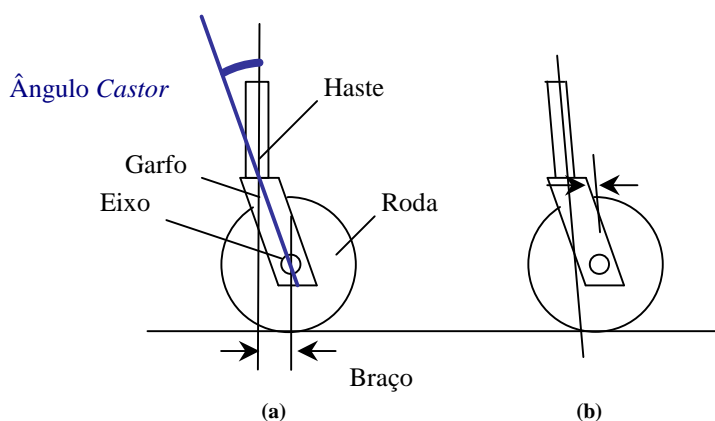


Figura 12. Partes da roda pivotada - *Castor*.

É possível encontrar rodas pivotadas com os mais diversos diâmetros mas, verifica-se que para uso *indoor*, exceto na presença de carpetes e tapetes grossos, rodas com diâmetros de 125 mm são satisfatórias. Já para uso externo ou em pavimentos com rugosidades, rodas com pequenos diâmetros produzem solavancos e podem facilmente ficar presas em buracos e vãos. Mesmo rodas com diâmetro ligeiramente maior, podem ficar presas em vãos de elevador e outros buracos no caminho. Por estes motivos, rodas com diâmetros bem maiores são preferidas. Por serem difíceis de serem mantidos inflados, *Castors* pneumáticos são pouco utilizados, apesar de imporem uma menor resistência ao rolamento.

Para garantir um giro fácil, mancais de rolamentos de esferas ou rolos devem ser utilizados entre o eixo e a roda. Estes mancais são geralmente selados para proporcionar proteção quanto a água e sujeiras. O garfo é o componente da roda pivotada mais sujeito a danos e quebras, principalmente na região de união com a haste. A haste é uma parte crítica da roda pivotada, caso ela não esteja posicionada verticalmente mas, inclinada para algum lado (esquerdo ou direito), a cadeira de rodas tenderá para este lado quando o usuário estiver fazendo uma curva nesta direção. Do mesmo modo, caso a inclinação da haste for para frente ou para trás, o braço efetivo é respectivamente diminuído ou aumentado, Fig. (12-b). O braço é a distância entre o ponto de contato da roda com o solo e a linha de centro da haste. Um braço grande facilita a manobra de curvas da cadeira de rodas mas, implica em raios de giro maiores (McLaurin e Brubaker, 1991).

O uso de um braço grande também reduz a probabilidade de que o fenômeno de *shimmy* ocorra. O *shimmy* é nada mais que a trepidação ou tremulação da roda durante o movimento do veículo. Este fenômeno além de ser inoportuno e consumir energia, pode ser muito perigoso pois, durante sua ocorrência, a resistência ao rolamento pode ser multiplicada por dez ou mais. Logo, no caso de uma cadeira de rodas descendo uma rampa inclinada, o *shimmy* pode agir como um freio e, até mesmo, atirar o usuário para fora da cadeira (McLaurin e Brubaker, 1991). O *shimmy* não é influenciado apenas pelo braço mas também, pelo peso da roda ou sobre a roda. Uma roda “*pesada*” é mais propensa a sofrer este fenômeno do que uma “*leve*”. Porém, rodas com sulcos podem ajudar a reduzir o *shimmy* ou aumentar a velocidade na qual ele ocorrerá (Canale *et al.*, 2000).

6.2 Chassis

A configuração do chassis pode afetar consideravelmente a performance da cadeira de rodas. Cadeiras de rodas com rodas pivotadas traseiras e grandes rodas principais (dianteiras), podem ser fáceis de propelir e de manobrar em espaços restritos para alguns usuários. Porém, qualquer veículo com rodas pivotadas traseiras é instável do ponto de vista de dirigibilidade (Becker, 1997). Durante o movimento da cadeira de rodas, qualquer pequena força ou obstáculo que tenda a mudar a sua direção de movimento, pode resultar em uma violenta mudança de rumo, podendo até mesmo lançar o usuário para fora da cadeira. Veículos com rodas pivotadas dianteiras são mais estáveis pois, podem rapidamente se recuperar de qualquer força ou obstáculo que tenda a alterar sua trajetória.

Deve-se ressaltar que o uso de rodas pivotadas, sejam traseiras ou dianteiras, embora seja uma solução barata para auxiliar o esterçamento da cadeira de rodas manual, pode trazer profundos problemas de estabilidade. A razão não é apenas a roda pivotada mas também, o seu posicionamento e o do CG da cadeira, com relação às rodas principais. Se o CG é posicionado atrás das rodas principais, e as rodas pivotadas são traseiras, durante uma manobra em curva, o usuário é “*empurrado*” para dentro da curva. Já no caso de CG posicionado a frente das rodas principais, e rodas pivotadas dianteiras, o usuário é “*puxado*” para fora da curva (Becker, 1997). Há configurações de chassis em que o CG é posicionado diretamente sobre o eixo das rodas principais, tendo rodas pivotadas montadas nos eixos dianteiro e traseiro, dando assim uma estabilidade neutra à este tipo de cadeira de rodas.

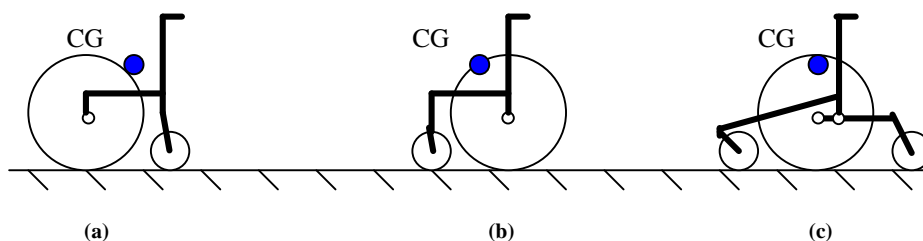


Figura 13. Estabilidade vs. Configuração de chassis: (a) instável, (b) estável e (c) indiferente.

No caso de uma cadeira de rodas com rodas pivotadas frontais movimentando-se em uma linha reta ao longo de uma rampa, Fig. (14), a frente da cadeira tenderá a virar para baixo, enquanto que uma cadeira com rodas pivotadas traseiras, a frente tende a virar para cima e uma cadeira com estabilidade indiferente, tende a seguir em frente. Esta tendência a virar em uma rampa depende da distância do CG ao eixo principal e do ângulo de inclinação da rampa, na Fig. (14), do valor de d e de γ . O “*momento de giro*” é dado pela Eq. (2), sendo compensado pelo usuário através do processo de acionamento. Tomando-se como exemplo uma rampa com 2° de inclinação, tem-se que a energia necessária para a propulsão pode dobrar de valor (McLaurin e Brubaker, 1991).

$$M_g = d \cdot P \sin \gamma \quad (2)$$

onde: M_g é o momento de giro; e P , o peso da cadeira e de seu usuário.

O posicionamento do CG próximo às rodas principais, em alguns casos pode ser vantajoso e seguro. Como mencionado anteriormente, quando a maior parte do peso é posicionada sobre as rodas principais, tem-se uma redução da resistência ao rolamento e da força necessária para girar a cadeira de rodas, tornando seu esterçamento mais fácil.

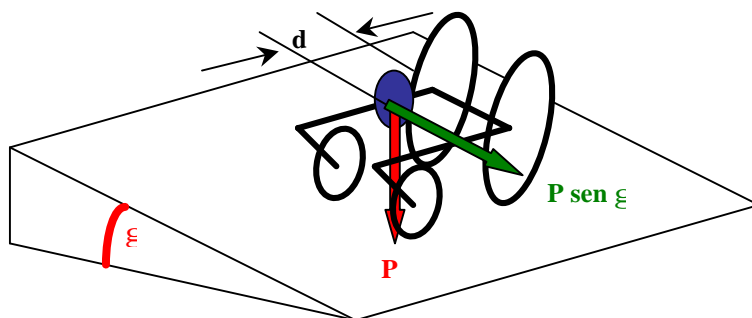


Figura 14. Diagrama de corpo livre da cadeira de rodas com rodas pivotadas frontais em uma rampa inclinada.

6.3 Rampas

Ou inclinações, são geralmente empregadas para possibilitar o acesso de cadeiras de rodas a edificações, em ruas, mudanças de nível, etc. Existe uma grande variação entre as normas de inclinações admissíveis para diferentes países (Cappozzo *et al.*, 1991 e Canale *et al.*, 1991). A NBR9050 (ABNT, 1994) recomenda que as rampas tenham inclinações de acordo com os limites estabelecidos na Tab. 5:

Tabela 5. Dimensionamento de rampas ou segmentos de rampas (ABNT, 1994).

Inclinação admissível [%]	Desníveis máximos [m]	Número máximo de cada segmento	Comprimentos máximos [m]
5,00	1,500	-	30,00
6,25	1,000 / 1,200	14 / 12	16,00 / 19,20
8,33	0,900	10	10,80
10,0	0,274 / 0,500 / 0,750	8 / 6 / 4	2,74 / 5,00 / 7,50
12,5	0,183	1	1,46

Estudos mais aprofundados sobre o quão aceitáveis são os valores recomendados pela NBR9050 e sobre a influência das inclinações de rampas sobre a estabilidade de cadeiras de rodas são feitos respectivamente no item seguinte (Análise do processo de acionamento) e em Becker (2000).

7. ANÁLISE DO PROCESSO DE ACIONAMENTO

A análise do processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais é fundamental para o melhor assentamento do usuário na cadeira, para a prevenção de lesões, para o estudo de adaptações de edificações e espaço, para o desenvolvimento de aparelhos assistivos, etc.

7.1 Modelagem

Baseado nos trabalhos anteriores de Cappozzo *et al.* (1991), Robertson *et al.* (1996) e Becker e Dedini (1998), foi desenvolvido em MatLabTM um simulador para o acionamento de cadeiras de rodas manuais para pistas planas e inclinadas. A modelagem do sistema cadeira de rodas e do WDI é feita para cadeiras de rodas com a configuração de 4 rodas, segundo o diagrama de corpo livre mostrado na Fig. (15). Sendo: P o peso do conjunto (cadeira de rodas e WDI); θ , o ângulo de inclinação da pista; F , a força efetiva no eixo traseiro; h , a altura do CG do sistema; d a distância do

CG ao eixo traseiro; R_a a força de resistência do ar; R_{rf} , a força de resistência ao rolamento no eixo dianteiro; R_{rt} , a força de resistência ao rolamento no eixo traseiro e, L , a distância total entre eixos.

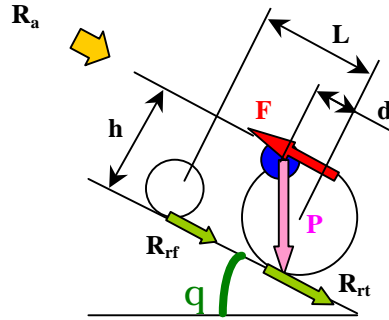


Figura 15. Diagrama de corpo livre do modelo para a cadeira de rodas manual com 4 rodas.

A distribuição do peso nos eixos dianteiro e traseiro é dada, respectivamente, por (Becker, 1997):

$$N_f = \frac{Pd}{L} \cos \theta \quad (3)$$

$$N_t = \frac{P(L-d)}{L} \cos \theta \quad (4)$$

A força de resistência do ar:

$$R_a = \frac{\rho_{ar}}{2} (v_x - v_{vento})^2 C_x A \quad (5)$$

Sendo: $\rho_{ar} = 1,225 \text{ [Kg/m}^3\text{]}$, a densidade do ar; $C_x = 0,85 \text{ [-]}$, o coeficiente de penetração aerodinâmica da cadeira de rodas; v_x , a velocidade longitudinal da cadeira de rodas e, $A \text{ [m}^2\text{]}$, a área frontal da cadeira de rodas.

As forças de resistência ao rolamento:

$$R_{rf} = \mu_f \frac{N_f}{2} = \mu_f \frac{Pd}{2L} \cos \theta \quad \text{para as rodas do eixo frontal} \quad (6)$$

$$R_{rt} = \mu_t \frac{N_t}{2} = \mu_t \frac{P(L-d)}{2L} \cos \theta \quad \text{para as rodas do eixo traseiro} \quad (7)$$

A força efetiva no eixo traseiro (eixo acionado):

$$F = F_{WDI} \frac{R}{r} - R_{rt} \quad (8)$$

onde: F_{WDI} é a força de propulsão fornecida à cadeira pelo WDI, cujo valor varia durante o ciclo de acionamento da cadeira de rodas; e R/r , a relação entre os raios da roda principal e do aro da roda.

Robertson *et al.* (1996) detectaram diferenças significativas entre os ciclos de acionamento de pessoas Não-WDI e WDI, conforme Fig. 16. Ou seja, pessoas WDI possuem um ciclo de acionamento 36° mais longo que pessoas Não-WDI. Nas simulações foi assumida a condição descrita por Robertson *et al.* (1996), ou seja, de que a propulsão inicia-se a 106° e termina a -8° , um ciclo total de 114° . Por outro lado, visualizando-se o ciclo de acionamento em função do tempo,

observa-se claramente que ele pode ser dividido em três fases distintas (Cappozzo *et al.* 1991), conforme a Fig. 17.

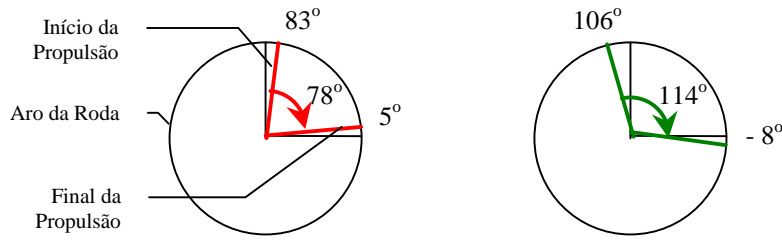


Figura 16. Ângulos médios do ciclo de acionamento (a) para Não-WDIs e, (b) para WDIs.

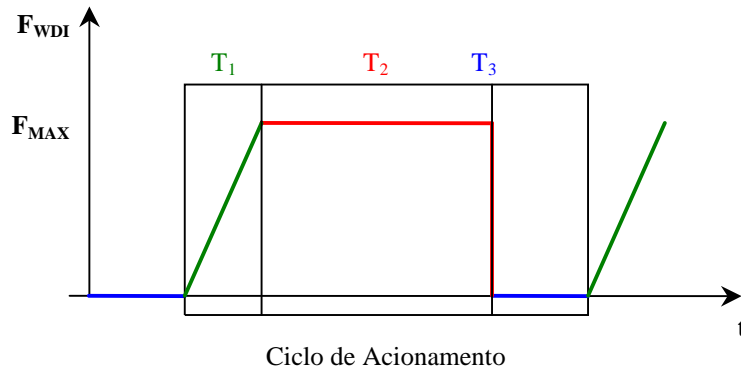


Figura 17. Ciclo de acionamento usado na modelagem como uma função do tempo.

Apesar da Fig. 17 ser uma representação simplificada do ciclo de acionamento, ela é extremamente útil para modelar o ciclo de acionamento no início do movimento da cadeira de rodas. Considerando que o ciclo pode ser dividido em três fases distintas (T_1 , T_2 e T_3), observa-se que: durante T_1 , a força aplicada no aro da roda pelo WDI cresce linearmente de 0 até o valor máximo F_{MAX} . Durante T_2 , é aplicada uma força constante F_{MAX} até que o aro da roda complete uma rotação de 114° . T_3 representa o movimento de retorno das mãos à posição inicial do ciclo de propulsão. Adotou-se para T_3 : 1,0 s no movimento em uma pista plana e 0,4 s para pistas inclinadas, por serem valores observados em estudos anteriores (Cappozzo *et al.* 1991). Quando o movimento já se iniciou, ao invés de utilizar uma força F_{WDI} aplicada durante T_1 e T_2 , adota-se uma potência média fornecida à cadeira de rodas P_{WDI} , sendo então, o valor de F_{WDI} uma função desta potência e da velocidade instantânea da cadeira de rodas:

$$F_{WDI} = \frac{P_{WDI}}{v_x} \quad (9)$$

Desta forma, a fase de acionamento T_2 , representada na Fig. 17 como sendo a aplicação de uma força constante, torna-se dependente da variação da velocidade da cadeira de rodas. Fazendo a somatória das forças atuantes no eixo x:

$$\sum F_x = a_x M_t = F - R_{rf} - P \sin \theta - R_a \quad (10)$$

Sendo: M_t a massa total do conjunto WDI e cadeira de rodas. Logo:

$$a_x = \frac{F - R_{rf} - P \sin \theta - R_a}{M_t} \quad (11)$$

onde: a_x é a aceleração instantânea da cadeira de rodas, visto que F_{WDI} não é mais constante.

7.2 Potência Média

Observa-se que a potência média fornecida à cadeira de rodas, P_{WDI} , é produzida pelos músculos dos membros superiores e seu valor depende não apenas da capacidade do WDI oxigená-los (Rean, 1977), mas também, do nível da lesão medular (Dallmeijer *et al.*, 1994). Os estudos de Dallmeijer *et al.* (1994), Tab. 1, mostraram esta influência e indicaram valores para a potência média entre 43 e 128 W. Estudos aplicados no desenvolvimento de aviões com propulsão humana (*Man-Powered Flights*) recomendam potências médias entre 35 e 50W para longos ciclos de acionamento (Wilkie, 1960; Rean, 1977 e Sargeant, 1994).

Nas simulações apresentadas no item a seguir, por se tratarem do caso em que o WDI está se aproximando de uma rampa e pretende utilizá-la para entrar em uma edificação, adotou-se como valores razoáveis para a potência média fornecida os valores de 100 W no plano e 150 W na rampa. Observando que estes valores foram adotados para esta condição (preparação e subida de rampa) e não refletem a real potência média fornecida pelo WDI em condições de movimentação normal dentro ou fora de edificações. Observando também que para valores de P_{WDI} abaixo de 150 W na rampa, dependendo das condições (inclinação, vento frontal, etc.) o WDI não consegue transpor a rampa.

8. RESULTADOS

Baseado na modelagem desenvolvida, é possível simular o comportamento da cadeira de rodas para diversas inclinações de pista, velocidades de vento frontal ou traseiro, verificar a potência necessária para subir rampas, etc. Para tal, a modelagem bidimensional (2-D) do processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais, proposta no item anterior, foi simulada através de um programa em MatLabTM. Apesar de sua simplicidade, por ser 2-D e, não considerar os movimentos dos membros superiores e do tronco no processo de acionamento, foi possível demonstrar a influência das inclinações da pista e da presença de vento frontal na força requerida para o WDI fornecer uma potência constante à cadeira. A simulação do acionamento de uma cadeira de rodas foi feita em uma pista com a presença de uma rampa (inclinação apenas em θ), situação comum para WDI's acessarem edificações, com e sem a presença de vento frontal.

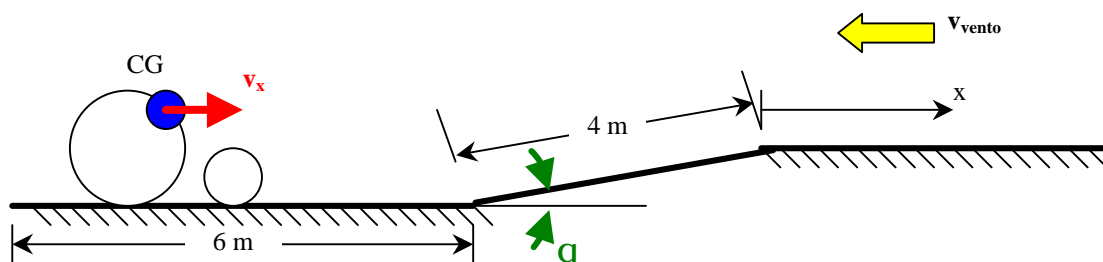


Figura 18. Característica da pista/rampa simulada.

Nas simulações, a inclinação da pista variou entre 0 e 12%, todas com 4 m de extensão, lembrando que a NBR9050 (ABNT, 1994) recomenda inclinações entre 5 e 12,5% com diversas extensões. Foram utilizadas as recomendações da NBR9050 para cadeiras de rodas manuais. Os dados utilizados: $P = 9810$ N; $A = 0,6$ m²; $h = 0,6$ m; $L = 0,5$ m; $d = 0,2$ m; $R = 0,3$ m; $r = 0,25$ m; $\mu_f = 0,08$ e, $\mu_t = 0,04$. Analisando as Figs. (19) a (21), é possível observar como pequenas variações na inclinação da pista e na velocidade do vento frontal afetam a velocidade da cadeira de rodas e a força que o WDI deve imprimir no aro da roda para ultrapassar a rampa. Nos gráficos o efeito da rampa é observado para o deslocamento entre 6 e 10 m (trechos dentro dos retângulos tracejados).

Observou-se que, dependendo da potência média que o WDI é capaz de fornecer à cadeira e da inclinação da pista/rampa, ele não será capaz de transpô-la. Observando o caso em que a inclinação

da rampa era de 12%, Fig. (21), em um momento da simulação, o WDI teve que aplicar uma força aproximadamente de 360 N no aro da roda da cadeira de rodas para conseguir transpor a rampa.

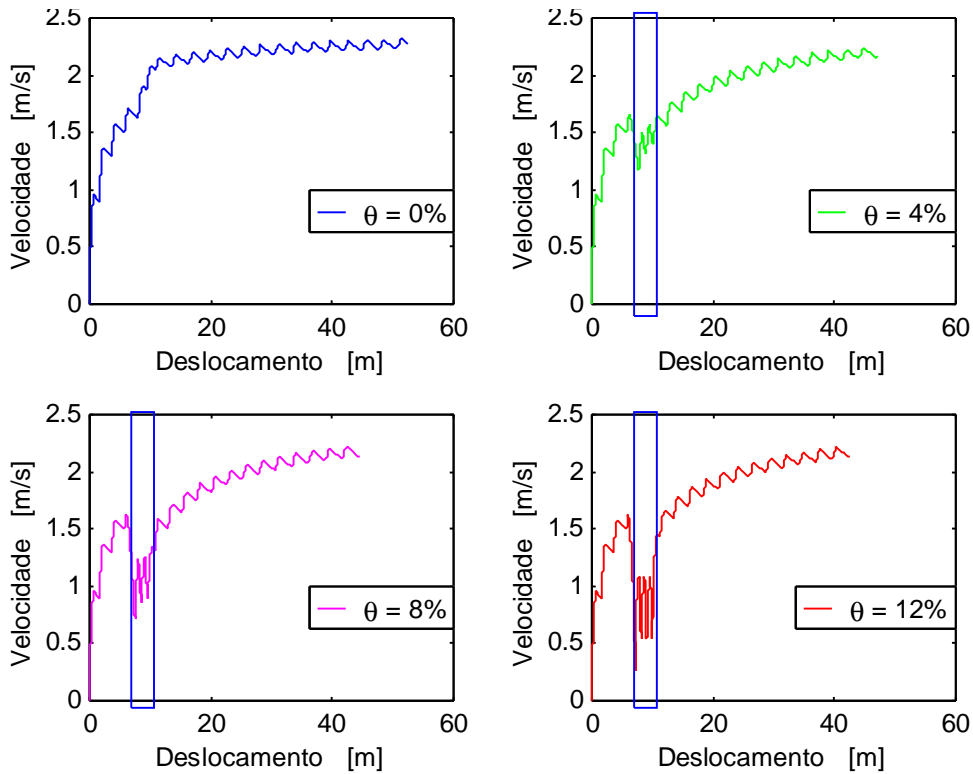


Figura 19. Comportamento da velocidade da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista, sem vento frontal.

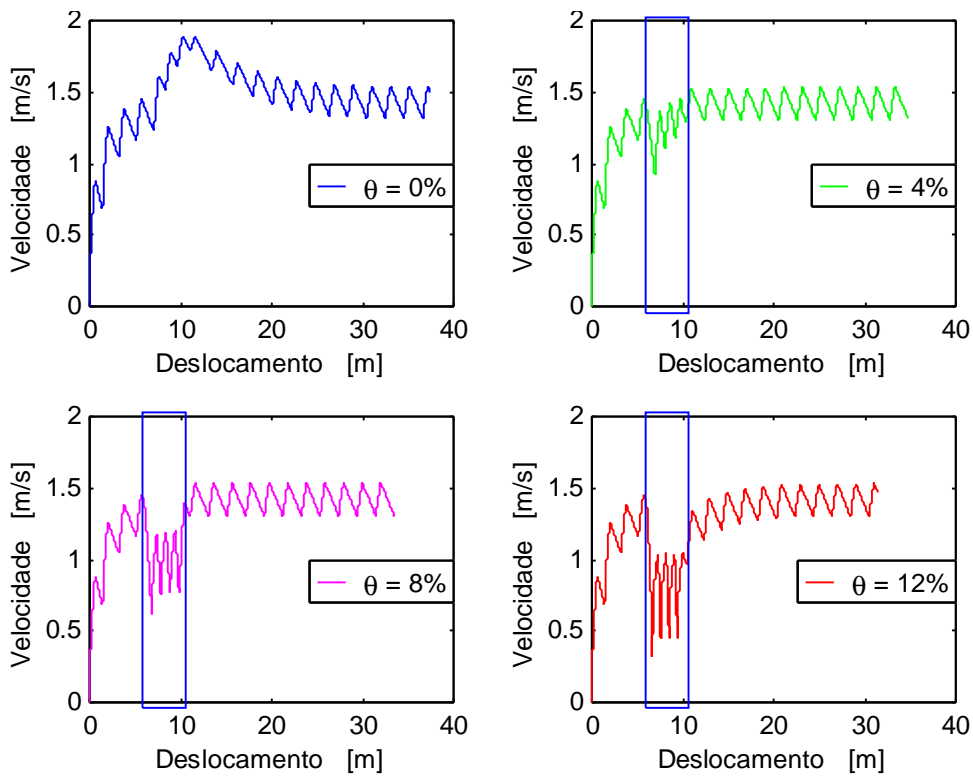


Figura 20. Comportamento da velocidade da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista (vento frontal: 20 km/h).

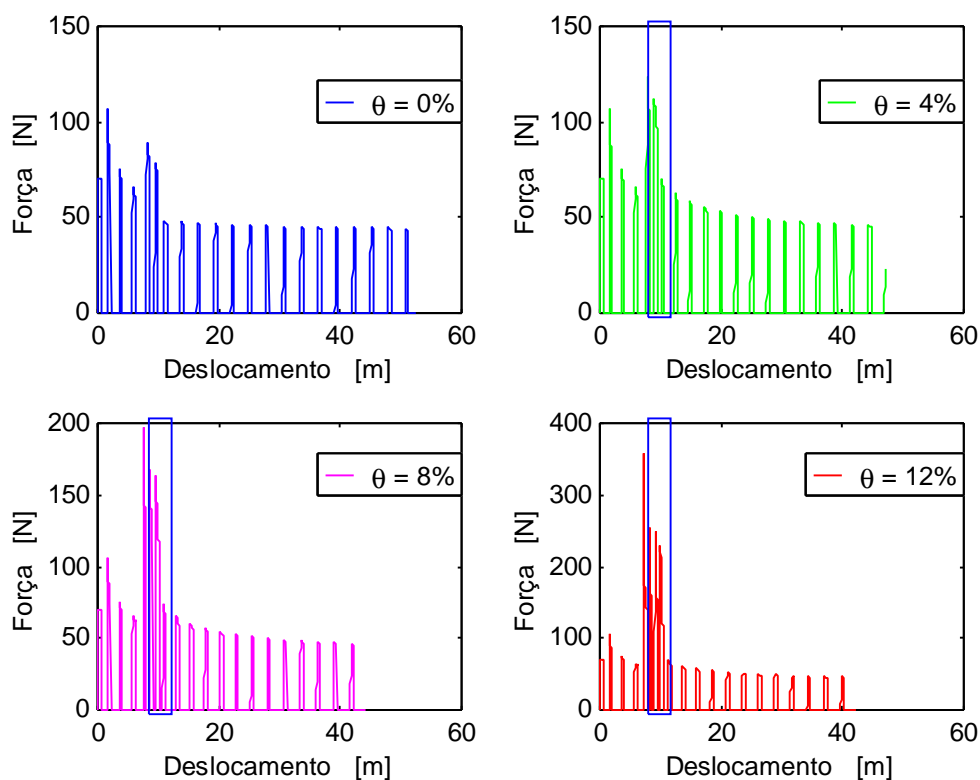


Figura 21. Comportamento da força F_{WDI} que o WDI deve aplicar no aro da roda da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista, sem vento frontal.

9. CONCLUSÕES

Concluindo, neste trabalho foi mostrado o quão importante é a consideração das variáveis antropométricas e fisiológicas dos WDIs, como também as construtivas da cadeira para se otimizar a propulsão manual da cadeira de rodas, evitando o surgimento de lesões e deformações no WDI decorrentes da má utilização da cadeira de rodas. Um exemplo disto pode ser observado através do estudo de como o nível de lesão do WDI e o posicionamento do assento afetam a potência fornecida e o ciclo de propulsão da cadeira de rodas. Em algumas clínicas especializadas, podem ser encontrados simuladores mecânicos utilizados para otimizar o posicionamento do WDI assentado na cadeira de rodas. Contudo sua aquisição pelas clínicas é um tanto difícil devido ao alto custo envolvido. A solução ideal seria realizar estudos ergonômicos e antropométricos para cada caso, sempre maximizando os objetivos (conforto, segurança, etc.), mas isto acarreta em elevados custos. Soluções possíveis surgem então com a utilização de peças adaptáveis e ajustáveis unidas ao uso de dados antropométricos e fisiológicos de determinadas faixas de usuários. A combinação destes dados pode ser feita através de *softwares* desenvolvidos para este fim. O *software* desenvolvido é apenas um primeiro passo nesta direção. Versões futuras devem implementar uma modelagem 3D que se aproxime mais das condições reais de uso da cadeira de rodas e do ser humano. Foi mostrado também, como o uso de rodas tipo *Caster* pode afetar o movimento e a estabilidade de cadeiras de rodas. Embora seja uma solução relativamente barata para permitir uma mudança de direção do movimento, a ocorrência do fenômeno de *shimmy* e a tendência natural da cadeira em inclinar em rampas devem ser consideradas para a segurança do usuário e da cadeira.

10. REFERÊNCIAS

- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1994, *NBR 9050 - Acessibilidade de Pessoas Portadoras de Deficiências a Edificações, Espaço, Mobiliário e Equipamentos Urbanos*, 56p.
- Becker, M. e Dedini, F. G., 1998, Modelagem e simulação do acionamento de cadeiras de rodas manuais, *Proceedings of COLAOB'98 – Latin American Conference on Artificial Organs and*

- Biomaterials*, Belo Horizonte – MG, Brazil, Dec. 10-13.
- Becker, M., 1997, *Estudos sobre Robôs de Locomoção: Formas Construtivas, Dirigibilidade e Controle*, Dissertação de Mestrado, UNICAMP, Campinas - SP, 137p.
- Becker, M., 2000, *Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de Controle em Cadeiras de Rodas Inteligentes*, Tese de Doutorado, UNICAMP, Campinas - SP, 136p.
- Bednarczyk, J. H. e Sanderson, D. J., 1994, Kinematics of wheelchair propulsion in adults and children with spinal cord injury, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 75, N. 12, p.1327-1334.
- Canale, A. C. *et al.*, 2000, Shimmy - Compreensão do fenômeno, fatores determinantes e modelagem matemática, *SAE Paper 2000 - 01 - 3211*.
- Canale, I. *et al.*, 1991, Ramp length/grade prescriptions for wheelchair dependent individuals, *Paraplegia*, Vol. 29, p.479-485.
- Cappozzo, A. *et al.*, 1991, Prediction of ramp traversability for wheelchair dependent individuals, *Paraplegia*, Vol. 29, p.470-478.
- Coe, P. L., 1979, *Aerodynamic Characteristics of Wheelchairs*, NASA Technical Memorandum 80191.
- Dallmeijer, A. J. *et al.*, 1994, Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured during wheelchair ergometry, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 31, N. 2, p.120-128.
- Ferreira, A. B. H., 1991, *Pequeno Dicionário da Língua Portuguesa*, 11^a Edição, Rio de Janeiro, Ed. Nacional, 1301p.
- Hughes, C. J. *et al.*, 1992, Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 73, N. 3, p.263-269.
- McLaurin, C. A. and Brubaker, C. E. Biomechanics and the wheelchair, *Prosthesis and Orthotics International*, Vol. 15, p.24-37, 1991.
- Rean, D.A., 1977, *The History of Man-Powered Flight*, Willian Clowes & Sons.
- Robertson, R. N. *et al.*, 1996, Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 77, N. 9, p.856-864.
- Rodgers, M. M. *et al.*, 1994, Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 75, N. 1, p.85-93.
- Sargeant, A.J., 1994, Human Power Output and Muscle Fatigue, *International Journal Sports Medicine*, Vol. 15, p.116-121.
- Sobotta, J., 1990, *Atlas de Anatomia Humana*, Volume I: Cabeça, Pescoço, Membros Superiores, Pele, 19^a Edição, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 362p.
- Wilkie, D.R., 1960, Man as a Source of Mechanical Power, *Ergonomics*, Vol. 3, N. 1, p.1-8.

BIOMECHANICAL MODELING OF MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION

Marcelo Becker

IPUC – PUC Minas, Av. Dom José Gaspar, 500 - Belo Horizonte - MG – CEP 30535-610, Brasil,
e-mail: marcelo.becker@pucminas.br

Abstract. *The manual wheelchair propulsion is a cyclic and repetitive process. It is a result of the close iteration between the user and the vehicle. It has two different phases: propulsion and return. It is not a short time process. This occur because the user may be completely dependent of the wheelchair to move and interact with people. There are many factors influencing the biomechanism of the wheelchair propulsion. However, two of them have special features: the user's disabilities and the seat position. Based on previous works, a software has been developed to simulate the manual wheelchair propulsion. A 2D modeling of the process was employed to simplify the model. The results show the influence of the sloppy angle and wind presence on the user's force necessary to overcome slopes.*

Keywords: *wheelchair, biomechanics, manual propulsion, 2D modeling*