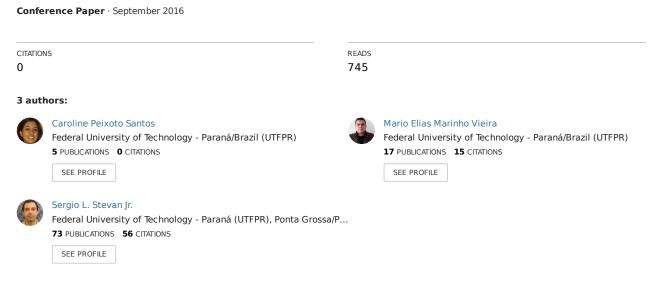
SENSORES INERCIAIS APLICADOS À MARCHA HUMANA NO ESPORTE



Some of the authors of this publication are also working on these related projects:

Desenvolvimento de dispositivos de captura de sinais eletromiográficos da face View project

Development of sensors and control applications and monitoring of parameters for automotive purposes View project

npus Ponta Grossa – Paraná – Brasil

SEA-Seminário de Eletrônica e Automação Ponta Grossa / 2016

SENSORES INERCIAIS APLICADOS À MARCHA HUMANA NO ESPORTE

Caroline P. Santos¹; Mário E. M. Vieira¹; Sérgio L. Stevan Jr¹ caroline.2011@alunos.utfpr.edu.br; mariovieira@alunos.utfpr.edu.br; sstevanjr@utfpr.edu.br
¹Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Ponta Grossa – Paraná

Resumo

Cada atleta necessita de treinos e análises específicas de acordo com o esporte e o desempenho desejado. Baseado nisso, equipamentos que possibilitam a obtenção e análise dos dados gerados por atletas são amplamente utilizados, afim de que melhores resultados sejam atingidos. Alguns dos sensores mais utilizados para coleta e manipulação de dados são as unidades de sensores inerciais, caracterizados por um conjunto de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Com isso, os sensores inerciais são capazes de medir velocidade, orientação e força gravitacional, possuindo assim aplicações em diversas áreas como robótica, sistemas de navegação e equipamentos médicos e esportivos. Dessa forma, este artigo busca levantar os principais conceitos para aplicabilidade de sensores inerciais voltados ao estudo e desenvolvimento de equipamentos destinados à análise de marcha no esporte.

Palavras-chave: esporte, sensores inerciais, tecnologia, IMU, MEMS.

1. Introdução

A busca pelo conhecimento relacionado à movimentação humana é antiga. Análises começaram a ser feitas durante a época de Aristóteles, relacionando preceitos físicos ao movimento. No entanto, o estudo da biomecânica humana só ganhou força no Brasil na década de 60 (ACQUESTA et. al., 2007).

Para relacionar grandezas físicas ao movimento, estudos pertinentes à cinemática e à cinética do movimento de maneira precisa e confiável faz-se necessária. Com esses dados, a realização de análises de desempenho, prevenção de lesões, além de obter um melhor entendimento da movimentação humana como um todo torna-se possível (MCGINNIS, 2013).

Sendo assim, análise biomecânica do movimento tornou-se um estudo de grande importância no desenvolvimento e evolução de atletas em diversas áreas esportivas. Para um velocista, por exemplo, a coleta e diagnóstico dos dados relativos à velocidade, aceleração, postura e qualidade do movimento é essencial para uma possível melhora em seu desempenho (OKASAKI, et. al., 2012).

Para se coletar dados e então estudá-los, equipamentos vêm sendo desenvolvidos a cada dia, de forma a possibilitar a ação de profissionais da área esportiva a buscar diferentes estratégias e metodologias de treinos, afim de que melhores resultados sejam atingidos pelos atletas (OLIVEIRA et. al., 2011).

Com isso, atualmente as unidades de sensores inerciais (Inertial Measurement Units – IMU) têm se tornado uma ferramenta importante para aquisição de dados relacionados ao movimento. Esses sensores são fáceis de utilizar, baratos, leves e permitem a mobilidade quando

integrados a módulos de comunicação sem fio. No entanto, seu uso requer um conhecimento técnico e matemático específico e complexo (OBERLÄNDER, 2015).

Com a evolução desses sensores, a movimentação humana tem sido capaz de ser estudada em ambientes e situações diversas, fazendo-se uso de apenas algumas unidades sensores em contato com o corpo. Além disso, os dados coletados são capazes de proporcionar algumas variáveis importantes como aceleração, velocidade angular, altura e direção, todos de forma não invasiva (CHANG; GEORGY; EL-SHEIMY, 2015).

Nesse sentido, uma das áreas que mais tem ganhado importância para o aumento de performance de atletas é o estudo e análise de marcha. Com isso, o uso dos sensores inerciais se faz viável devido a seu baixo custo e fácil aplicação. Essa utilização, em grande maioria, é dada com a utilização dos sensores junto ao corpo, de forma a adquirir dados dos membros inferiores, superiores ou ambos (Yang; Li, 2012).

2. Marcha Humana e Corrida

O movimento de andar está constantemente presente no ser humano. Essa atividade é considerada uma das principais habilidades de um indivíduo caracterizada por uma série de movimentos suaves, regulares e repetitivos (PANTOJA; MEJIA, 2006).

Dessa forma, a marcha humana é dada como sendo um mecanismo natural do homem. No entanto, avaliações no que diz respeito a caracterização desse movimento se fazem necessárias para que os resultados dessa constante atividade sejam positivos (VAUGHAN et. al., 1996).

Para que os aspectos relacionados a marcha humana sejam benéficos ao indivíduo, características como a

postura durante o andar, ação muscular dos membros superiores e inferiores, tensões cíclicas aplicadas aos ossos e tensões aplicadas a musculatura devem ser analisadas e trabalhadas por profissionais, afim de que uma melhora na condição de vida da pessoa seja alcançada (PANTOJA; MEJIA, 2006).

O ato de caminhar periodicamente produz ações favoráveis ao corpo humano, pois além de melhorar a condição cardiorrespiratória, ajudar na perda e/ou manutenção do peso corporal e fortalecer a musculatura, melhorias no âmbito emocional de uma pessoa podem ser notadas por meio da liberação de tensões, emoções e frustrações acumuladas durante o dia-a-dia (GODOY, 2002).

Por esse motivo, a marcha humana está diretamente ligada a prática de diversas modalidades esportivas. Com isso, o estudo para levantamento de padrões e características desse movimento tem sido muito importante para a melhoria de desempenho e prevenção de lesões de atletas (ARAUJO et. al., 2013).

Devido a essa necessidade, uma caracterização da marcha humana é importante. Um ciclo de marcha, Figura 1, é dado por uma sequência de posições e orientações assumidas desde o primeiro contato do pé com o solo até o momento em que este mesmo pé toca o solo pela segunda vez (ANDRADE, 2002).

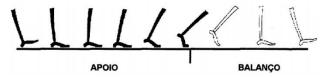


Figura 1 – Exemplo de um ciclo de marcha. Fonte: ANDRADE, 2002; pág 6.

Usualmente, o contato do calcanhar com o solo é apontado como sendo o ponto de partida do ciclo de marcha. Existem, no entanto, diversos eventos que podem caracterizar esse início da passada (PANTOJA; MEJIA, 2006).

Como observado na Figura 1, um ciclo de marcha é composto por duas etapas: apoio e balanço. O apoio é caracterizado pelo contato do pé com o solo e é dado como sendo 60% do movimento geral do ciclo. O balanço, consequentemente, ocorre a partir do momento em que o pé é retirado do solo até o instante onde o calcanhar toca o chão pela segunda vez, ou seja, 40% do tempo total (ANDRADE, 2002).

Os valores de 40 e 60% são observados em ciclos de marcha com velocidades normais de passadas, Figura 2. Em um movimento de corrida, por exemplo, essas porcentagens são alteradas de acordo com a velocidade e dependem de dois fatores: amplitude da passada e frequência da passada (SILVA; FRAGA; GONÇALVES, 2007).

Segundo Silva, Fraga e Gonçalves (2007), durante a corrida, o conhecimento de algumas variáveis é necessário. Esses valores correspondem à amplitude da passada, que é caracterizada pela distância de impulsão, voo e chegada ao solo, bem como ao número de passadas em um tempo pré-estabelecido.

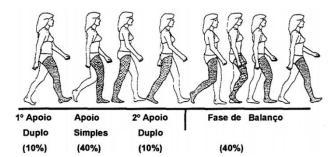


Figura 2 – Apoio e balanço de um ciclo de marcha. Fonte: ANDRADE, 2002; pág 7.

Ainda, segundo os autores, alguns estudos afirmam que a frequência de passada possui uma importância maior do que a amplitude da passada. Isso ocorre porque o número de passos determina o esforço muscular durante cada ciclo de passada, correspondendo então a um parâmetro do controle motor que é determinado pelas características inerciais do movimento e do corpo do atleta. Uma percepção referente a esse efeito é notada no número reduzido de passos, somente 41, realizados por Usain Bolt na final de 100 metros rasos nas Olimpíadas de Londres 2012.

Essas características podem ser obtidas fazendo uma avaliação do movimento e coletando os dados durante a corrida. Para isso, o corpo do atleta é caracterizado como sendo um corpo rígido em um espaço tridimensional, contendo seis graus de liberdade de movimento. Isso significa que seis coordenadas são necessárias para descrever a posição e orientação da atividade (ANDRADE, 2002).

3. Esportes com Marcha

O esporte é o destino final da biomecânica, visto que é através da aplicação dos princípios da mecânica do movimento que atletas podem alcançar melhores resultados (PANTOJA; MEJIA, 2006).

Dessa forma, a grande maioria dos esportes utilizam o ciclo de marcha como atividade principal. Porém, apesar desse movimento ser dado como natural do ser humano, cada indivíduo apresenta um padrão particular de marcha para se deslocar no ambiente. Além disso, essa atividade deve apresentar características específicas, como possuir o mínimo de esforço, e estabilidade e aparência adequadas (RIBAS, et. al., 2007).

O uso da marcha humana como atividade principal na prática esportiva resulta no uso de um grande número de unidades motoras do corpo (ANDRADE, 2002). Uma das principais modalidades em que esse fato pode ser visivelmente notado é no atletismo.

O atletismo é uma modalidade esportiva caracterizada por uma progressão passo a passo, onde o atleta mantém um contato ininterrupto de um dos pés com o solo e uma técnica de oscilação do quadril apurada, além de maximizar a frequência da passada. Um esporte olímpico que representa essa definição é a marcha atlética, onde provas oficiais variam entre 5 e 50 km, sendo a última com duração média de 4 horas (COLOMBO, et. al., 2008).

Devido a isso, a busca pelo melhor desempenho, que se

encontra diretamente ligado a uma movimentação mais adequada das pernas e dos pés, bem como de toda a musculatura corpórea, se tornou uma área de estudos e desenvolvimento de equipamentos para auxílio e capacitação de atletas em geral (OBERLÄNDER, 2015).

4. Sistemas de Sensores Inerciais

4.1 Unidades de Sensores Inerciais

Como apresentado, a coleta de dados referente as características inerciais do movimento durante a prática esportiva são fundamentais para análises e levantamento de características do desempenho de atletas. Para isso, coordenadas referentes a posição e direção da atividade são necessárias.

É a partir dessas variáveis coletadas que um padrão de movimentação pode ser traçado. Esse padrão é muito importante para que sejam realizadas análises do movimento humano. Dessa forma, juntamente com a eletromiografia (EMG), o uso de sensores inerciais tem ganhado espaço na área de monitoramento de atividades físicas (HOWARD, 2016).

No entanto, o uso de unidades de sensores inerciais acoplados à módulos de comunicação sem fio, vêm apresentando uma ligeira vantagem em relação aos sensores que utilizam o EMG. Isso vem ocorrendo devido ao fato de o uso da integração entre acelerômetros e giroscópios é mais simples do que a coleta de dados pela eletromiografia sem fio (HOWARD, 2016).

Além disso, segundo Howard, 2016, os testes que são realizados fazendo uso dos sensores inerciais, são capazes de gerar dados relacionados à fadiga dos músculos, performance, reabilitação, postura e velocidade. Com toda essa informação, melhores técnicas de treino e possíveis prevenções de lesões são determinadas.

Dessa maneira, os sensores inerciais são caracterizados como sistemas de navegação inercial, ou seja, são capazes de medir movimentos lineares e/ou angulares pelo processamento de dados provenientes de acelerômetros e giroscópios.

A maioria dos modelos de acelerômetros encontrados no mercado medem a força específica realizada em um único eixo. Da mesma forma, os giroscópios medem a velocidade angular ao longo de um eixo (MORI, 2013). Essa caracterização pode ser observada na Figura 3.

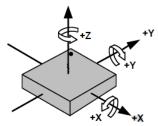


Figura 3 – Eixos de orientação e polaridades de rotação. Fonte: Adaptado de INVENSENSE INC., 2013.

A quantidade e disposição dos sensores definem o espaço de navegação e o grau de liberdade do objeto em movimento (LIMA et. al., 2013). Dessa forma, nota-se que um dispositivo que consiste de um acelerômetro de três

eixos e um giroscópio de três eixos, apresenta seis graus de liberdade. Esse modelo de dispositivo, como por exemplo o *MPU6050*, é amplamente utilizado para análises de marcha, devido a sua simplicidade. Esse dispositivo consiste um acelerômetro de 16 bits com range de 2, 4, 8 ou 16g (g-força - constante universal da gravitação) e um giroscópio de 16 bits com range de 250 a 2000°/seg (°/seg - velocidade angular do giroscópio) (INVENSENSE INC., 2013).

No entanto, quando um magnetômetro é inserido no conjunto de acelerômetro e giroscópio, uma unidade de sensor inercial capaz de realizar medidas ao longo de nove eixos é formada, ou seja, um sistema com nove graus de liberdade, Figura 4. Um modelo desse dispositivo que já se encontra no mercado é *Razor IMU 9DOF SEN-10736*. Ele possui um acelerômetro de três eixos de 13 bits, ±16g, e ainda um giroscópio e um magnetômetro de três eixos. Além disso, a placa é programada com um gerenciador de boot de 8MHz para utilização com o Arduino.

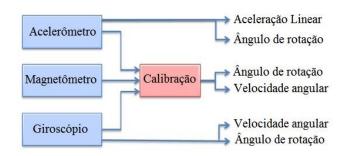


Figura 4 – Sensor inercial baseado em três sensores. Fonte: Adaptado de AHMAD; GHAZILLA; KHAIRI, 2013; pág 257.

Utilizando a topologia com nove graus de liberdade, as unidades de sensores inerciais são capazes de obter valores de orientação, com respostas dinâmicas, apresentando menores erros. No entanto, um cuidado deve ser tomado devido a inserção do magnetômetro, ou seja, o sensor não pode ser usado em locais com interferência magnética (AHMAD; GHAZILLA; KHAIRI, 2013).

As variações encontradas para sistemas de sensores inerciais se diferem entre suas aplicações e técnicas de construção. Dessa forma, o desempenho e custo dos sensores variam de acordo com a tecnologia. Geralmente, unidades de alto desempenho apresentam características mais robustas, além de serem mais caras (MORI, 2013).

4.2 Tecnologia MEMS

Os sistemas MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) são desenvolvidos com sensores de quartzo e silício, possibilitando uma larga escala de produção e, consequentemente, menor custo. Esses sensores são caracterizados por serem pequenos, leves e com alta tolerância a choques.

Com essa tecnologia de utilização de silício, foi possível realizar uma integração entre a tecnologia MEMS com a CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor). Devido a isso, diferentes tipos de sensores, com diferentes graus de liberdade, coexistem em

um único substrato de silício, que é alocado em pequenos espaços de plástico (SHAEFFER, 2013).

Além da significante viabilidade do uso de sensores com tecnologia MEMS devido a seu baixo custo, acelerômetros e giroscópios que fazem uso dessa tecnologia são especificados como de performance superiores àqueles mais antigos (SHAEFFER, 2013).

Porém, os sensores como giroscópio e acelerômetro trabalham individualmente com suas variáveis amostradas. Isso significa que se torna necessário uma junção dos dados dos sensores para que análises sejam realizadas (LIMA et. al., 2013).

Para que seja possível a observação e análise desses dados como um todo, vários algoritmos de filtro e fusão são apresentados na literatura. Um exemplo desse algoritmo é dado por Madgwick et al., 2011, Figura 5. Nele, os sinais recebidos dos sensores são calibrados e integrados para obtenção das coordenadas de Euler.

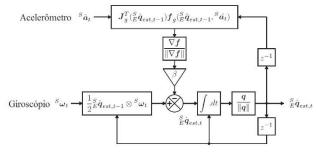


Figura 5 – Algoritmo de filtro e fusão de dados dos sensores inerciais.

Fonte: MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011.

Os sensores são, de forma construtiva, posicionados ortogonalmente para que se possa receber os dados nas coordenadas x, y e z. O filtro então processa os sinais utilizando a forma dos quatérnios. Um quatérnio é um espaço vetorial de dimensão 4, composto por três números reais e um complexo. Essa transformação é necessária devido ao problema relacionado a orientação com base nos ângulos de Euler, onde um grau de liberdade pode ser perdido se não analisado corretamente. Após a linearização dos dados do acelerômetro e do giroscópio, os resultados são integrados para se obter valores como a velocidade (acelerômetro) e deslocamento angular (giroscópio). Finalizado esse processo, os ângulos são convertidos novamente à notação dos ângulos de Euler (MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011).

Um filtro muito utilizado para processar os sinais adquiridos dos sensores é o filtro de *Kalman*. Esse filtro consiste de uma solução para filtragem de dados lineares discretos sendo muito simples e robusto. Essencialmente, ele é dado por um conjunto de equações matemáticas que servem para corrigir e prevenir erros (LI; WANG, 2012).

Essas equações matemáticas são separadas em dois grupos: equações de atualização do tempo e equações de atualização de medidas. As equações de atualização do tempo são responsáveis por projetar para a frente (no tempo) o estado atual dos dados, bem como os seus erros, afim de que melhores resultados sejam obtidos no próximo passo. Já as equações de atualização de medidas, são responsáveis pelo *feedback* das informações, ou seja, incorporam uma nova medida com uma estimativa prévia

para a próxima seja mais confiável (WELCH; BISHOP, 2001).

O ciclo que representa o filtro de *Kalman* pode ser observado na Figura 6.

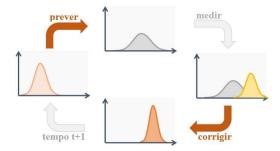


Figura 6 – Ciclo do Filtro de *Kalman*. Fonte: Adaptado de Jurić, 2015.

4.3 Aplicações

O uso de sistemas de sensores inerciais tem ganhado destaque atualmente pois, além da confiabilidade dos dados adquiridos, a coleta das informações ocorre de forma não-invasiva. Exemplos de como esses sensores podem ser alocados junto ao corpo podem ser observados nas Figuras 7 e 8. Na Figura 7, os sensores inerciais estão sendo usados para coleta de dados dos membros inferiores. Paralelamente, a Figura 8 apresenta um conjunto de cinco unidades de sensores presente junto aos membros superiores de um determinado atleta em movimentação.



Figura 7 – Sensores inerciais acoplados aos membros inferiores de um atleta.

Fonte: Autoria Própria.



Figura 8 – Sensores inerciais acoplados aos membros superiores de um atleta.

Fonte: Adaptado de GAFFNEY, et al., 2009; pág 3.

Como pode ser observado, os sensores inerciais podem ser utilizados para coleta de informações referente a movimentação tanto dos membros superiores, quanto dos membros inferiores de um atleta durante sua performance.

Essa característica possibilita uma ampla aplicação e o desenvolvimento de diversos equipamentos para diferentes modalidades esportivas, como o atletismo, basquetebol, golfe, tênis, basebol e futebol (AHMAD; GHAZILLA; KHAIRI, 2013).

Devido a isso, um projeto de desenvolvimento de um kit contendo cinco módulos de sensores inerciais para análise de marcha de velocistas, durante provas de cem a cinco mil metros, será desenvolvido na universidade.

5. Conclusão

Neste artigo é apresentado a importância do conhecimento em relação a marcha humana e suas caracterizações. Ainda, equipamentos capazes de obter informações a respeito da biomecânica do movimento vêm sendo desenvolvidos afim de que atletas melhorem seus rendimentos.

Para que seja possível o desenvolvimento de equipamentos confiáveis e eficazes para coleta desses dados, as unidades de sensores inerciais passaram a ser amplamente utilizadas, deixando de ser limitadas à apenas valores relacionados a velocidade.

Além da importância da análise dessas variáveis para o esporte, as mesmas permitem a expansão do conhecimento na área, bem como a continuação desses estudos.

Uma proposta para dar continuidade a esse tema, é o desenvolvimento de um kit contento sensores inerciais para caracterização e avaliação dos membros inferiores de atletas durante suas performances em provas de atletismo.

Referências

ACQUESTA, F., et. al.. O ESTUDO DA BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO NO BRASIL: UMA ANALISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS PUBLICAÇÕES DA REVISTA BRASILEIRA DE BIOMECÂNICA NO PERIODO 2000-2006. Brazilian Journal of Biomechanics = Revista Brasileira de Biomecânica, América do Norte, 8, mai. 2008. Disponível em:

http://citrus.uspnet.usp.br/biomecan/ojs/index.php/rbb/article/view/67/40. Acesso em: 17 Ago. 2016.

AHMAD, Norhafizan; GHAZILLA, Raja Ariffin Raja; KHAIRI, Nazirah M.. Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications. 2013. Disponível em:

http://www.ijsps.com/uploadfile/2013/1128/2013112802 2014877.pdf>. Acesso em: 28 jun. 2016.

ANDRADE, Luciana Meneghesso. ANÁLISE DE MARCHA: PROTOCOLO EXPERIMENTAL A PARTIR DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E ANTROPOMÉTRICAS. 2002. 93 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.

ARAUJO LG, ALVES J, MARTINS ACV, PEREIRA GS, MELO SIL. Salto vertical: Estado da arte e

tendência dos estudos. R. bras. Ci. eMov 2013;21(1):174-181.

CHANG, Hsiu-wen; GEORGY, Jacques; EL-SHEIMY, Naser. Improved Cycling Navigation Using Inertial Sensors Measurements from Portable Devices with Arbitrary Orientation. 2015. Disponível em: . Acesso em: 28 jul. 2016.">http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=7112512>. Acesso em: 28 jul. 2016.

COLOMBO, Heriberto et al. A Velocidade Crítica Como Preditor de Desempenho na Marcha Atlética. Revista Treinamento Desportivo, v. 9, n. 1, p.12-17, 2008. Disponível em: http://www.fisioex.ufpr.br/artigos/2008/Colombo_2008_TD.pdf>. Acesso em: 12 ago. 2016.

GAFFNEY, Mark et al. **Wearable wireless inertial measurement for sports applications.** 2009. Disponível

https://www.researchgate.net/publication/38321386_Wearable_wireless_inertial_measurement_for_sports_applications>. Acesso em: 28 jul. 2016.

HOWARD, Roisin. **Wireless Sensor Devices in Sports Performance.** Ieee Potentials, [s.l.], v. 35, n. 4, p.40-42, jul. 2016. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). http://dx.doi.org/10.1109/mpot.2015.2501679.

INVENSENSE INC. (California). **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4.** Sunnyvale: Invensense Inc., 2013. 52 p.

JURIć, Darko. **Kalman Filter with Ease**. 2015. Disponível em: http://www.codeproject.com/Articles/865935/Object-Tracking-Kalman-Filter-with-Ease. Acesso em: 3 set. 2016.

LI, Wei; WANG, Jinling. **Effective Adaptive Kalman Filter for MEMS-IMU/Magnetometers Integrated Attitude and Heading Reference Systems.** Journal of Navigation, [s.l.], v. 66, n. 01, p.99-113, 30 jul. 2012. Cambridge University Press (CUP). http://dx.doi.org/10.1017/s0373463312000331.

LIMA, J. J.; MARTINS, M. R.; OKIDA, S.; STEVAN JR., S. L.; SCHLEDER, J. C. DISPOSITIVO PARA ANÁLISE DINÂMICA DA MARCHA HUMANA UTILIZANDO SENSORES INERCIAIS MEMS. Revista de Engenharia e Tecnologia, v. 5, p. 122-131, 2013.

MADGWICK, S. O.; HARRISON, A. J.; VAIDYANATHAN, R. Estimation of imu and marg orientation using a gradient descent algorithm. Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on, 2011. IEEE. p.1-7.

MCGINNIS, Ryan S.. Advancing Applications of IMUs in Sports Training and Biomechanics. 2013. 128 f. Tese (Doutorado) - Curso de Mechanical Engineering, University of Michigan, Michigan, 2013. Disponível em: https://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/

- 97947/ryanmcg_1.pdf?sequence=1>. Acesso em: 5 ago. 2016.
- MORI, Anderson Morais. **O uso de sistema inercial para apoiar a navegação autônoma.** 2013. 180 f. Dissertação (Mestrado) Curso de Ciências, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.
- OBERLÄNDER, Kai Daniel. Inertial Measurement Unit (IMU) Technology: Inverse Kinematics: Joint Considerations and the Maths for Deriving Anatomical Angles. 2015. Disponível em: http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2015/09/IMU-Tech-Report.pdf>. Acesso em: 10 jul. 2016.
- OKAZAKI, Victor Hugo Alves et al. CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À MELHORIA DO DESEMPENHO ESPORTIVO. Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte, v. 11, n. 1, p.143-157, jan. 2012.
- OLIVEIRA, Liliam Fernandes de et al. **Perfil antropométrico e funcional de velejadores da classe "Optimist".** Rev. Bras. Educ. Fís. Esporte, São Paulo, v. 25, n. 1, p.173-179, 17 nov. 2010. Trimestral.
- PANTOJA, Natan de Oliveira; MEJIA, Dayana Priscila Maia. **Análise biomecânica da marcha humana.** Disponível em: http://portalbiocursos.com.br/ohs/data/docs/32/102_-_AnYlise_BiomecYnica_da_Marcha_Humana.pdf>. Acesso em: 11 ago. 2016.
- RIBAS, Danieli Isabel Romanovitch, et. al.. **Estudo** comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. Rev. Brasileira Med. Esporte, Curitiba, v. 13, n. 6, p.371-375, dez 2007.
- ROSSANE FRIZZO DE GODOY. **Benefícios do Exercício Físico sobre a Área Emocional.** Movimento, Porto Alegre, v. 8, n. 2, p.7-16, ago. 2002.
- SHAEFFER, Derek K.. MEMS inertial sensors: A tutorial overview. **Ieee Commun. Mag.,** [s.l.], v. 51, n. 4, p.100-109, abr. 2013. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). http://dx.doi.org/10.1109/mcom.2013.6495768.
- SILVA, Sarah Regina Dias da; FRAGA, Carina Helena Wasem; GONÇALVES, Mauro. **Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão.** Motriz, Rio Claro, v. 13, n. 3, p.225-235, set. 2007.
- VAUGHAN, C. L. Controle múltiplo da locomoção humana. São Paulo: Hucitec, 1996.
- WELCH, Greg; BISHOP, Gary. **An Introduction to the Kalman Filter**. Chapel Hill: University Of North Carolina, 2001. 81 p.
- YANG, Shuozhi; LI, Qingguo. **Inertial Sensor-Based Methods in Walking Speed Estimation: A Systematic Review. Sensors.** [s.l.], v. 12, n. 12, p.6102-6116, 10 maio 2012. MDPI AG. http://dx.doi.org/10.3390/s120506102