UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS
FACULDADE DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

LUIZ ALBERTO QUEIROZ CORDOVIL JÚNIOR

SISTEMA DE LOCALIZAÇÃO E CORREÇÃO DE TRAJETÓRIA PARA ATLETAS COM DEFICIÊNCIA VISUAL EM MODALIDADE DE CORRIDA EM PISTA

Manaus-Amazonas
Setembro-2016

LUIZ ALBERTO QUEIROZ CORDOVIL JÚNIOR

SISTEMA DE LOCALIZAÇÃO E CORREÇÃO DE TRAJETÓRIA PARA ATLETAS COM DEFICIÊNCIA VISUAL EM MODALIDADE DE CORRIDA EM PISTA

Dissertação apresentada à Faculdade de Tecnologia da Universidade Federal do Amazonas, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre junto ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Orientadora Dra. Ana Carolina Oliveira Lima
Coorientador: Dr. João Caldas do Lago Neto

Manaus-Amazonas
Setembro-2016

Ficha Catalográfica

Ficha catalográfica elaborada automaticamente de acordo com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Cordovil Junior, Luiz Alberto Queiroz
C796s Sistema de localização e correção de trajetória para atletas com deficiência visual em modalidade de corrida em pista / Luiz Alberto Queiroz Cordovil Junior. 2016
76 f.: il. color; 31 cm.

Orientadora: Ana Carolina Oliveira Lima
Coorientador: João Caldas do Lago Neto
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Amazonas.

1. deficiente visual. 2. acessibilidade. 3. orientação. 4. localização. I. Lima, Ana Carolina Oliveira II. Universidade Federal do Amazonas III. Título

LUIZ ALBERTO QUEIROZ CORDOVIL JUNIOR

SISTEMA DE LOCALIZAÇÃO E CORREÇÃO DE TRAJETÓRIAS PARA COM DEFICIÊNCIA VISUAL EM MODALIDADE DE CORRIDA EM PISTA.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Amazonas, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica na área de concentração Controle e Automação de Sistemas.

Aprovado em 28 de setembro de 2016.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Ana Carolina Oliveira Lima, Presidente

Universidade Federal do Amazonas- UFAM

Prof. Dr. Dalmir Pacheco de Souza, Membro

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Amazonas- IFAM

Prof. Dr. Israel Francisco Benitez Pina, Membro

Universidade do Estado do Amazonas- UEA

"À vitória da vida,
À vitória da minha família,
À vitória de meu pai."

Agradecimentos

Agradeço à Deus primeiramente, pelo dom da vida, e por ter guiado meu caminho, ao longo desta trajetória.

A meu pai Luiz Alberto Queiroz Cordovil, a minha mãe Josinete da Silva Cordovil, a meu irmão Rodrigo da Silva Cordovil, pelo apoio incondicional, incentivo, compreensão, companheirismo, e por terem acreditado em mim ao longo desta caminhada.

Aos amigos e colegas de curso, pela cumplicidade e amizade, por todos os momentos em que juntos estivemos. Em especial meu muito obrigado aos amigos Péricles Aparecido Balderrama, Sonny Miranda, Makoto Miyagawa, Otoniel Meireles, Francisco Perdigón, Carmina Nascimento, Jorge Seabra e Elton Pinheiro pela parceria nas aulas e na vida.

A Professora Dra. Ana Carolina Oliveira Lima, pela orientação, pelos conselhos que com certeza só enriqueceram a mim como profissional e que agregaram valor intelectual inestimável a este trabalho.

Ao Grupo de Pesquisa CICARI, na pessoa dos sempre amigos André Dias de Lima Machado, Nilton Ferreira, Renan Lima Baima, Stefane Rêgo Gandra, Ronaldo Ferreira e Emília Leal, pela importante contribuição na construção deste trabalho.

Ao Professor M.Sc. Moisés Pereira Bastos e ao Engenheiro Gabriel Tadayoshi Rodrigues Oka, pela contribuição essencial ao desenvolvimento deste trabalho, minha fraterna gratidão e apreço.

A todos os professores que contribuíram para a formação minha como Mestre em Engenharia Elétrica, o mais profundo sentimento de gratidão, por terem compartilhado conosco seus conhecimentos.

Ao Programa de Pós-Graduação Em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Amazonas, pelo apoio prestado e pela estrutura oferecida aos mestrandos.

"Eu não creio que exista algo mais
emocionante para o coração humano do
que a emoção sentida pelo inventor quando
ele vê alguma criação da mente se tornando
algo de sucesso. Essas emoções fazem o homem
esquecer comida, sono, amigos, amor, tudo."
Nikola Tesla

Resumo

Na modalidade atlética de corrida em pista, o deficiente visual faz uso do tato como substituto sensorial para executar uma tarefa relativa à tal modalidade. É de conhecimento público que o atleta executa a atividade de corrida em pista pelo uso de uma corda que é presa entre o atleta deficiente visual e uma pessoa com pleno sentido da visão, conhecido como atleta guia, que o orienta sobre mudanças no percurso. Mesmo que a ferramenta possibilite a execução da atividade desportiva, um guia humano influencia indiretamente no desempenho do atleta, visto que a capacidade física do seu guia deve ser equivalente à sua. Quando isto não ocorre, o atleta pode ser prejudicado na execução da modalidade, além de problemas como afinidade ou tratativas profissionais que podem ocasionar transtornos no treinamento ou a ausência do guia por qualquer motivo. Neste sentido, o propósito de garantir autonomia aos mesmos, bem como fornecer ferramentas de controle e monitoramento, neste projeto apresenta-se proposta de um dispositivo de correção de trajetória baseado em acelerômetro e uma metologia de localização para fins de orientação de atletas com deficiência visual em corridas paralímpicas de atletismo.

Palavras-chaves: deficiente visual. acessibilidade. orientação. localização.

Abstract

In athletic mode track racing, the visually impaired makes use of touch as a sensory substitute to perform a task on this mode. It is public knowledge that the athlete performs the racing activity on the track by the use of a rope that is attached between the visually impaired athlete and a visionary person, known as athlete guide that guides you about changes in the route. Even if the tool allows the execution of sports activity, a human guide indirectly influences the athlete's performance, as the guide physical capacity should be equivalent to yours. When this does not occur, the athlete may be prejudiced in the performance mode, as well as problems such as affinity or professional dealings that can cause disorders in training or the tab absence for any reason. In this sense, the purpose of guaranteeing autonomy to them, as well as providing control and monitoring tools, this project presents a proposal for a trajectory correction device based on accelerometer and a methodology location for visually impaired athletes guidance in Paralympic race track.

Key-words: visually impaired. accessibility. orientation. location.

Lista de ilustrações

Figura 1 – O sistema de Loomis (2001). 21
Figura 2 – Xbee e Xbee-PRO 26
Figura 3 – Medidas de distância relativa. 29
Figura 4 – Diagrama de Blocos do sistema proposto. 32
Figura 5 – Divisão dos setores da pista de atletismo. 33
Figura 6 – a) Arranjo Linear; b) Arranjo semicircular. 34
Figura 7 – Esquema de Representação da Rede de comunicação entre os nós centrais de coordenação. 34
Figura 8 – Esquemática de triangulação entre os nós nos setores de localização. 35
Figura 9 – Nós de triangulação. 36
Figura 10 – MPU-6050. 41
Figura 11 – Protótipo do Sistema de Correção 42
Figura 12 – O atleta, a pista e a correção. 43
Figura 13 – Potência Média Experimental. 46
Figura 14 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.13.9. 48
Figura 15 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.14.9. 48
Figura 16 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.15.9. 49
Figura 17 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.13.11. 49
Figura 18 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.13.11. 50
Figura 19 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.15.9. 50
Figura 20 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.18.8. 51
Figura 21 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.19.8. 51
Figura 22 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.20.8. 52
Figura 23 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.18.10. 52
Figura 24 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.19.10 53
Figura 25 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.20.10. 53
Figura 26 – Voluntário no percurso do labirinto. 55
Figura 27 – Desenvolvimento da marcha (Atleta 3) 55
Figura 28 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 1. 55
Figura 29 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 2. 56
Figura 30 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 3. 56
Figura 31 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 4. 56
Figura 32 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 5. 56
Figura 33 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 6. 57
Figura 34 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 7. 57
Figura 35 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 8. 57

Figura 36 – Deslocamento do Atleta 1. 58
Figura 37 – Deslocamento do Atleta 2. 58
Figura 38 – Deslocamento do Atleta 3. 58
Figura 39 – Deslocamento do Atleta 4. 59
Figura 40 – Deslocamento do Atleta 5. 59
Figura 41 – Deslocamento do Atleta 6. 59
Figura 42 – Deslocamento do Atleta 7. 60
Figura 43 – Deslocamento do Atleta 8. 60

Lista de tabelas

Tabela 1 – Velocidade e alcance da família IEEE 802.11 23
Tabela 2 – Classes do Padrão IEEE 802.15.1 25
Tabela 3 – Wi-fi, Bluetooth e ZigBee: principais características. 28
Tabela 4 – Relevância da Pesquisa. 30
Tabela 5 – RSSI em ambiente controlado (Tomada 1). 45
Tabela 6 – Medidas do expoente de de perda de percurso η. 46
Tabela 7 – Coordenadas dos Arranjos de Localização 47

Sumário

1 INTRODUÇÃO 13
1.1 Justificativa 14
1.2 Delimitação do Problema 16
1.3 Objetivos 18
1.3.1 Geral 18
1.3.2 Específicos 18
1.4 Estrutura do Trabalho 18

2 REFERENCIAL TEÓRICO 20
2.1 Sistemas de localização sem fio 20
2.2 Redes de Sensores sem fio 22
2.2.1 Padrão IEEE 802.11: Wi-Fi® 22
2.2.2 Padrão IEEE 802.15.1: Bluetooth® 24
2.2.3 Padrão IEEE 802.15.4/Zigbee 25
2.3 Sistemas de Correção de Trajetória 28
2.4 Relevância da Pesquisa 30

3 MATERIAIS E MÉTODOS 31
3.1 Sistema de Localização baseado em triangulação 31
3.1.1 Da constituição do sistema de triangulação 31
3.1.2 Da divisão da pista 32
3.2 Do arranjo de triangulação nos segmentos 32
3.2.1 Da notação matemática da triangulação 35
3.2.1.1 Etapa determinística do expoente da perda de percurso n 37
3.2.1.2 Etapa probabilística 37
3.3 Hipóteses relacionados ao dispositivo de comunicação 39
3.3.1 Dos materiais utilizados para a triangulação 40
3.4 Correção de Trajetória 40
3.4.1 O MPU-6050 41
3.4.1.1 Giroscópio Microeletromecânico de 3 eixos 41
3.4.1.2 Acelerômetro Microeletromecânico de 3 eixos 42
3.4.1.3 Digital Motion Processor 42
3.4.2 Dos materiais empregados para o sistema de correção 42
3.4.3 Da metodologia do experimento 43

4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS 45

4.1 Estimação de Coordenadas por Triangulação 45
4.2 Correção de Trajetória em provas de 100m 58

5 CONCLUSÃO 61
5.1 Trabalhos a serem desenvolvidos com relevância ao tema. . . . 63

REFERÊNCIAS 64

A APÊNDICE A - MEDIDAS ESTIMADAS SETOR DE LOCALIZAÇÃO 9 69

A APÊNDICE B - MEDIDAS ESTIMADAS SETOR DE LOCALIZAÇÃO 11 71

A APÊNDICE C - MEDIDAS ESTIMADAS SETOR DE LOCALIZAÇÃO 8 73

A APÊNDICE D - MEDIDAS ESTIMADAS SETOR DE LOCALIZAÇÃO 10 75

1 Introdução

O Esporte Paralímpico é um segmento desportivo relativamente recente (datado de 1940) com a necessidade inicial de promover a inclusão social de soldados lesionados durante a Segunda Guerra Mundial. Na América Latina esta prática teve início na década seguinte. No contexto atual, os eventos paralímpicos tem destaque cada vez maior com o aumento de praticantes de esportes, melhores resultados em termos de desempenho dos atletas, inclusão de tecnologia às modalidades atléticas, aumento no número de patrocinadores e no número de espectadores (MELLO; RODRIGUES; ALVES, 2014).

A Paralimpíada é um exemplo de segmento desportivo que apresenta à sociedade o potencial dos deficientes, além de relativizar as suas limitações, já que valoriza e divulga as suas capacidades físicas, possibilita à sociedade uma consciência coletiva sobre a inclusão, superação do preconceito e questões relacionadas à solidariedade (WOODS, 2008; WINNICK, 2005).

Entre as suas modalidades, tem-se o atletismo para deficientes visuais que é constituído basicamente por todas as provas que compõem as regras oficiais da Federação Internacional de Atletismo (IAAF), com exceção de salto com vara, lançamento do martelo, corridas com barreira e obstáculos. As provas são divididas por grau de deficiência visual (B1, B2 e B3[1]), sendo que as regras são adaptadas para os atletas B1 e B2.

Com a prática desportiva por pessoas cegas deve-se considerar os fatores relacionados à substituição sensorial e monitoramento. Esses fatores devem estar de acordo com o conceito de acessibilidade que consiste, em fornecer condições para a utilização, segurança e autonomia, total ou assistida, dos espaços, mobiliários e equipamentos urbanos, das edificações, dos serviços de transporte e dos dispositivos, sistemas e meios de comunicação e informação, por pessoa com deficiência ou com mobilidade reduzida segundo o Decreto nº 5.296 de 02/12/2004 (UNIÃO, 2004).

Diversos autores relatam os benefícios da prática desportiva para pessoas com algum tipo de deficiência, dos quais incluem-se o desenvolvimento motor, cognitivo, psicológico, físico, fisiológico, social, fatores que são impactantes na medida em que propiciam a comunicação, a realização pessoal, a autoimagem, o autoconceito e a autonomia, considerando todas as faixas etárias (RECHINELI; PORTO; MOREIRA, 2008; PEREIRA, 2008; BODAS; LÁZARO; FERNANDES, 2007; VIEIRA, 2006; GARCIA;

[1] Segundo a IAAF: B-1 é aquele considerado cego, podendo perceber ou não luminosidade, mas não conseguindo distinguir o formato de uma mão colocada a sua frente; B-2 aquele que possui resíduo visual, tendo um campo visual de até 5 graus e/ou acuidade visual de até 2/60 metros ou 20/400 pés; já o B-3 é aquele que tem campo visual variando de 5 à 20 graus e/ou acuidade visual entre 2/60 metros ou 20/400 pés à 6/60 metros ou 20/200 pés. Sendo que esta capacidade visual é aquela obtida no olho de melhor correção, após cirurgia e com o uso corretivo de lentes (IAAF, 2015).

LEMOS, 2005; WINNICK, 2005). Exemplificando, tem-se a pesquisa de Monteiro (1999), em que o autor realizou um experimento com vinte e quatro cegos, divididos em praticantes e não praticantes e constatou que os praticantes se mostraram com melhor orientação espacial e melhor conhecimento do próprio corpo. Ainda, Ribeiro (2003), relata que a prática desportiva também reduz o nível de depressão e ansiedade. Pereira et al. (2013) constatou que a prática do esporte de alto rendimento foi um instrumento importante no cotidiano de atletas do Instituto Benjamin Constant no Rio de Janeiro, resultando na melhoria da autoestima e na motivação.

A partir destas assertivas, neste trabalho tem-se como alicerce exordial o fato de que nas regras para corridas paralímpicas se considera o atleta-guia (aquele atleta com plenas capacidades visuais) e o atleta deficiente visual como um só indivíduo e, de acordo com o comportamento do guia, pode resultar na classificação ou desclassificação do atleta deficiente visual.

Neste contexto, é notável, que o uso da tecnologia como ferramenta de inclusão social e sinônimo de autonomia e independência para os atletas com deficiência visual, pode contribuir para o esporte, principalmente, no que se refere à sistemas de monitoramento, análise e atuação, de modo a permitir, no caso da corrida de paraatletismo, tratativas de acessibilidade. Muito tem sido pesquisado pela comunidade científica ao discurtir-se a forma como promover a autonomia de deficientes visuais no que diz respeito ao direito de ir vir, sem a a ajuda de outrem. É evidente que quando se pauta esta prerrogativa, questões relativas à segurança são consideradas, por fatos, os quais, aludem a limitação do indivíduo pela ausência do sentido da visão.

1.1 Justificativa

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2013) , cerca de 314 milhões de pessoas são deficientes visuais em todo o mundo e 45 milhões dos quais são cegos. Cerca de 90% dos cegos vivem em países em desenvolvimento. Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e estatística (IBGE, 2013) no censo em 2010, haviam 45,6 milhões pessoas de que têm pelo menos um tipo das deficiências pesquisadas (visual, auditiva, motora e mental), que correspondem mais de 24% da população brasileira.

Em particular, na aplicação proposta neste projeto, o sistema dispõe de um mecanismo de correção de trajetória com a finalidade de substituir o guia humano na tratativa de orientar o deficiente visual quanto ao desenvolvimento de sua marcha nas corridas paralímpicas de atletismo, concomitante a um sistema de monitoramento que ofereça informações a respeito de localização do atleta com deficiência visual ao longo da pista.

Nesta acepção vale destacar os trabalhos relacionados a esta temática, os quais

utilizam o tato como mecanismo de comunicação numa perspectiva de código linguístico moderno, com fins de expressar análise de posicionamento e tomada de decisão (BARBACENA et al., 2009; QIAN; KUBER; SEARS, 2011; KUBER; YU, 2010; ZHU et al., 2011; COPELAND; FINLAY, 2010; KHATCHATOUROV et al., 2009; VISELL, 2009; ISHIZUKA; MIKI, 2015; GUAL; PUYUELO; LLOVERAS, 2015; FILGUEIRAS et al., 2012).

Barbacena et al. (2009) apresenta procedimentos metodológicos baseados na identifcação de alvos e objetos por deficientes visuais e auditivos, em comparação à pessoas sem deficiência. A abordagem realizada com crianças, adolescentes e adulto, propunha a resposta destes quanto a estímulos por vibração sob a ótica da sensibilidade tátil.

Qian, Kuber e Sears (2011) dissertam sobre o uso de tecnologias móveis tais como aparelhos celulares ou dispositivos de pulso que utilizem de retorno tátil para expressar alguma informação sem gerar carga visual ao usuário, obtendo resultados significativos quanto ao reconhecimento por parte dos usuários dado padrão de vibração até 200Hz, em orientações básicas como “ligar” ou “desligar” alguma coisa, “andar rapidamente” ou “andar lentamente”, “esquerda” ou “direita”. Outra ponderação importante refere-se a conclusão do autor, a partir de um experimento em laboratório, com pessoas são deficientes visuais ou não, que há estímulos auditivos tendem a se sobrepor em relação à estímulos táteis.

Kuber e Yu (2010) sugerem a utilização das limitações humanas como ferramenta para concepção de sistemas de autenticação baseados em conhecimento. O autor discorre sobre como estabelecer uma relação de equilíbrio entre segurança e memorização de pessoas que precisam estar em um sistema (bancário, ponto eletrônico e etc), com os meios hápticos[2]. Além disso, é concluso que estímulos táteis são difíceis de descrever, abrindo vantagem com relação a sistemas de autenticação visuais, no fato de acesso não autorizado. A temática apesar de não estabelecer relação direta com esta dissertação, remonta a ideia de que a utilização de retroação tátil pode oferecer informações de contexto relevantes ante ao ambiente em que uma pessoa está inserida. O trabalho de Zhu et al. (2011) representa bem essa trativa, pois estima pela utilização de estímulos hápticos para pessoas cegas, a partir de uma equivalência linguística entre as interfaces gráficas de sítios eletrônicos e interfaces interativas táteis, com o inuito de proporcionar a universalização de aplicações *online* para pessoas com deficiência visual.

Ainda na tratativa de interfaces gráficas hápticas Copeland e Finlay (2010) e Khatchatourov et al. (2009), desenvolvem dispositivo de reconhecimento de padrões com estimulação tátil a partir da utilização de pinos orientadas, que ao realizarem contato com a pele da pessoa deficiente visual, permite a identificação de formas. Esta prática

[2] relativo ao tato.

sugere substituição sensorial da visão pelo tato.

Visell (2009) examina a substituição sensorial ótica sob a ótica da neurociência e próteses sensoriais. O autor lista características que devem se grande relevância para a concepção e implementação de interfaces táteis, primando pela adequação fisiológica sensorial humana e a plasticidade de percepção[3], a fim de evidenciar fluidez quanto a sensomotricidade.

A contribuição no que tange a produção científica e tecnológica está no fato que *produtos assistivos* direcionados a um público de pessoas com deficiência sensorial devem ser testados quanto a sua usabilidade e acessibilidade para validar o produto em termos efetivos de comercialização.

Outra relevância do sistema é na contribuição à área de substituição sensorial para deficientes visuais, em especial a atletas paralímpicos de corrida. Tal contribuição é no sentido de fornecer dados úteis e usáveis, como posicionamento e localização para outros sistemas que almejem resolução sensorial adicional à visão e à audição, principalmente, por meio do tato. O sistema proposto pode ser adicionado à modalidade corrida como fornecedor de informações quanto localização espacial do atleta, compreendendo parâmetros de melhoria do desempenho do usuário, pontos críticos da performance do atleta na pista, entre outros. Desta forma o desenvolvimento de tecnologias, como a proposta, e, que tenham caráter assistivo, é essencial para a inclusão social, permitindo aprendizagem, comunicação e interação social.

1.2 Delimitação do Problema

Segundo Almeida e Pinheiro (2014):

> Para atletas com deficiência visual, a prática de de alguns esportes paralímpicos requerem, com frequência, específicos tipos de ajuda. No que se refere à competições de atletismo, o auxílio do atleta-guia para orientar o atleta cego é essencial, mas se, houvessem sistemas que tenham como meta manter o corredor na sua linha ou trajetória normal, os atletas-guias, desta forma, não seriam mais necessários.

Em contrapartida a maior parte das tecnologias assistivas desenvolvidas para o mercado tem sido centralizada no desenvolvimento de próteses e órteses que viabilizem a prática desportiva por pessoas com deficiência física (COWAN et al., 2012), ao passo que pouco tem sido feito para pessoas com deficiência visual, e, muito menos, para atletas deficientes visuais de corrida paralímpica. Contudo, nas últimas décadas foram desenvolvidos uma variedade de sistemas de navegação portáteis para amparar deficientes visuais durante o percurso em ambientes interiores ou exteriores, sendo conhecidos ou não.

[3] capacidade do cérebro de construção de conhecimento com base em experiência da pessoa.

Desde 1960, certas tecnologias ajudaram pesquisadores a construir aparelhos eletrônicos para navegação. Nesta tratativa, pode-se afirmar que tais aparelhos dividem-se em três grandes categorias quanto a finalidade: o aprimoramento, a reposição e substituição de visão. Aprimoramento de visão envolve a uma entrada por meio de uma câmera, processamento de informação e uma saída em um *display*. Reposição de visão envolve mostrar a informação diretamente ao córtex visual do cérebro humano, ou através de nervo óptico. Substituição de visão envolve uma entrada por meio de uma câmera, processamento de informações e um *feedback* não-visual, geralmente tátil ou auditivo ou uma combinação dos dois (BLASCH; WIENER; WELSH, 1997).

O sistema proposto pode ser considerado ferramenta para substituição sensorial, pois irá fornecer, dados que podem ser interfaceados à um sistema de atuação, propiciando assim, efetivamente, a substituição sensorial, neste caso, para o esporte paralímpico.

Além destas abordagens deve-se considerar os aspectos pessoais e de cidadania, principalmente à aquele que se referem ao Decreto nº 5.296 de 02/12/2004, que regulamenta o papel do Estado com relação às necessidades especiais, neste sentido, Kuyk et al. (2010) afirma que:

> Mobilidade é a habilidade de identificar a relação entre a posição de uma pessoa e os objetos de um ambiente, e então mover-se independentemente, com segurança e eficiência.

A ferramenta de navegação para deficientes visuais mais comum é a bengala, que é a mais tradicional, além de ser o símbolo universal da deficiência visual. Esta ferramenta não fornece as informações necessárias, como velocidade, volume e distância dos objetos ao redor (BLASCH; WIENER; WELSH, 1997). A outra opção de ferramenta que fornece um percurso melhor aos cegos é o cão-guia, uma vez que o animal é treinado para detectar e analisar a complexidade de situações, como atravessar ruas, descer ou subir escadas e potenciais perigos. Segundo o sítio eletrônico Dogs (2015) a maioria das informações é passada pelo uso da alça presa ao animal. Contudo, cães-guia são relativamente inacessíveis, pelo seu preço e limitação de tempo.

Na bibliografia científica pesquisada, poucos são os trabalhos, até o momento, em que são tratadas tecnologias assistivas ligadas à atividades desportivas, que, via de regra, contemplem a localização e correção de trajetória em corridas para atletas deficientes visuais. Destaca-se o trabalho de Almeida e Pinheiro (2014), o qual propõe um sistema de orientação de atletas cegos baseados na tecnologia de rádio frequência, para identificação de posição ao longo de uma raia e a substituição da visão pela audição como instrumento de orientação do atleta, enquanto a sua corrida.

1.3 Objetivos

1.3.1 Geral

Desenvolver sistema de localização e de correção de trajetória, a fim de propiciar à atletas com deficiência visual, senso de orientação e de posicionamento na execução da atividade desportiva de corrida, bem como, contribuir com a performance destes nesta modalidade para-atlética.

1.3.2 Específicos

- Definir topologia e funcionamento de uma rede para o sistema de localização baseado em triangulação a partir de hardwares de comunicação sem fio (ZigBee);
- Desenvolver modelo matemático de triangulação para localização em pistas de atletismo;
- Desenvolver sistema computacional para correção de trajetória baseado em interfaces de movimento;
- Desenvolver interface com fins de pareamento entre a rede de localização e eventuais dispositivos de atuação, para atletas cegos, possibilitando que este desenvolva marcha de forma controlada e orientada na corrida;
- Avaliar e identificar, por meio de testes, a eficiência da rede quanto a acurácia nas estimativas de localização e integridade de dados.

1.4 Estrutura do Trabalho

Este trabalho está estruturado em cinco capítulos, compreendendo as atividades desenvolvidas durante a pesquisa, a base bibliográfica consultada e apêndice em que constam documentação relativa ao escopo deste projeto de pesquisa.

No capítulo 1 é apresentado uma visão geral do trabalho, explicitando-se a contextualização do tema e relevância científica, na tratativa de acessibilidade para pessoas com deficiência visual, principalmente no esporte paralímpico. Relaciona-se os objetivos do trabalho, com sustentação do motivo da pesquisa, para estabelecimento de linhas gerais para execução do projeto de pesquisa.

No capítulo 2 é apresentado um estudo sobre o estado-da-arte a respeito de sistemas de localização sem fio, com ênfase em redes de sensores sem fio, tratando de aspectos de hardware de rede e tecnologia de transmissão de dados sem fio. Também é apresentado contextualização a respeito de sistemas de correção de trajetória em aplicações direcionadas a deficientes visuais.

No capítulo 3 são apresentados os materiais utilizados para a concepção dos sistemas de localização e correção de trajetória, modelagem e montagem, como também os métodos utilizados para o desenvolvimento empírico e experimental dos sistemas propostos.

No capítulo 4, os resultados dos experimentos realizados para a pesquisa são relacionados e discutidos a partir de uma análise quantitativa e qualitativa com base em critérios técnicos contextualizados ao caráter assistivo da pesquisa.

Por fim, no Capítulo 5 são apresentadas conclusões do trabalho, sob vertente de análise ora realizada a cerca dos resultados obtidos.

2 Referencial Teórico

Neste capítulo é realizada análise acerca dos conceitos que embasam este projeto, compreendendo aspectos práticos, metodologias outrora aplicadas e o estado-da-arte referente a cada especificidade das abordagens utilizadas no desenvolvimento deste projeto.

2.1 Sistemas de localização sem fio

De maneira geral os sistemas de localização podem ser classificados em dois tipos: *indoor* ou *outdoor*[1]. O Sistema de Posicionamento Global (*GPS-Global Positioning System*) é o mais conhecido sistema sem fio de localização e é amplamente utilizado em navegação de veículos, rastreamento de pessoas e outros campos. A precisão de certos tipos de GPS é de aproximimadamente 10m. Todavia, em ambientes internos (indoor) os sinais de posicionamento dos satélites são tão fracos que a precisão da localização é seriamente comprometida. Nesta perspectiva, o uso de tecnologias aliadas ao GPS tem sido desenvolvidas para que se obtenha mais precisão na localização para aplicações específicas (LI et al., 2012; LOOMIS; GOLLEDGE; KLATZKY, 2001).

Li et al. (2012) disserta sobre a utilização de identifação por rádio frequência em ambientes internos em aplicações industriais e domésticas. Loomis, Golledge e Klatzky (2001), dissertam sobre a combinação dos métodos de localização convencionais, como o GPS por exemplo, com interfaces de transmissão de informações táteis e auditivas, provendo um sistema de reconhecimento, identificação e entendimento de ambientes ou objetos em ambientes urbanos e durante o caminhar regular de pessoas com deficiência visual. Este sistema (Figura 1) compreendia módulo GPS, antena, bengala e interface auditiva.

Na patente WO2010002284 (A2), requerida junto à *European Patent Office,* é descrito um sistema que permite deficientes visuais terem acesso à informação a partir da parte externa ou interna de instalações, locais públicos ou privados, via um celular equipado com canais de comunicação com redes relacionadas as tecnologias *Bluetooth*®, *Wi-Fi*®, permitindo que o usuário obtenha informação de orientação e navegação, a partir de uma rota definida (RUI, 2010).

Na patente EP2371339 (A1), requerida junto à *European Patent Office,* é descrito um sistema de reconhecimento de objetos que estão ao redor de deficiente visual. O dispositivo, ao processar imagens do ambiente em que o deficiente visual está, fornece

[1] *Devido a diferenças significantes da transmissão de dados no ambiente, é comum a classificação como sistemas de localização em recinto fechado e ao ar livre*

Figura 1 – O sistema de Loomis (2001).

informações via áudio a respeito de objetos ou obstáculos adjacentes (TOMAZIC, 2011).

Com base em pesquisas realizadas nos bancos de patentes e publicações científicas associadas ao exposto, não há ainda tratativas que relacionam módulos de comunicação sem fio a sistemas de localização para atletas com deficiência visuaul, em um abordagem voltada para a prática desportiva de corrida, de acordo com as tratativas aqui desenvolvidas.

A partir desta assertiva, do ponto de vista da engenharia, o conceito de módulos de comunicação sem fio está intimamente relacionado ao conceito de redes de sensores sem fio, as quais vem perfazendo uma vertente tecnológica muito relevante no que se refere à atividades que precisam sem executadas ou analisadas remotamente, como por exemplo, monitoramento em tempo real, aferição de dados, posicionamento, localização e ferramentas de controle em geral.

Segundo Eren (2005):

> Estas redes consistem de um conjunto de nós sensores comunicando-se via um link de rádio frequência e cada um pode incorporar um ou mais sensores. Estes nós podem ser simples, bastando tomar medidas básicas, ou eles podem ser complexos, contendo um grande volume de dados e informações.

O uso destes sistemas fornecem meios pelos quais as informações de um ente computacional possam transitar em uma rede com um objetivo em comum. Esta análise parte principalmente, do estudo de hardwares de rede, evidenciando características e condições de operação, como também a garantia de alto rendimento e confiabilidade dos módulos de comunicação e da integralidade dos dados, este último, de importante relevância quando se trata, do aspecto assistivo, que a finalidade tem, pois, em nesta aplicação, a posição do objeto alvo (sujeito em monitoramento) é a mais importante

informação de contexto que pode ser utilizada para a formação de um perfil do comportamento de um deslocamento, ou seja, o objetivo do uso dos sistemas de localização sem fio é intrínseco às características dinâmicas do ambiente e do usuário (pista de atletismo e atleta com deficiência visual).

2.2 Redes de Sensores sem fio

Redes de Sensores sem fio têm recebido considerável atenção nos últimos anos, uma vez que podem potencialmente beneficiar uma variedade de áreas científicas (NETO, 2010). Apesar de algumas tecnologias sem fio apresentarem aplicação de cunho industrial, geralmente utilizadas para monitoramento em tempo real de variáveis de processo, como também, na transmissão de dados de uso pessoal, tablets, celulares e notebooks, outras formas de utilização fora desses âmbitos vem sendo desenvolvida por pesquisadores, quando se trata das redes de detecção, como ferramenta de localização. Esta seção consiste em um levantamento das características das principais tecnologias sem fio, relacionando funcionamento e aplicações, quando se trata da estimação da localização de um ponto.

Dentre as principais tecnologias de comunicação sem fio disponíveis, destacam-se basicamente três, que apresentam publicações relacionadas a utilização destas em sistemas de localização:

- Padrão IEEE 802.11: *Wi-Fi*®;
- Padrão IEEE 802.15.1: *Bluetooth*®;
- Padrão IEEE 802.15.4/Zigbee.

2.2.1 Padrão IEEE 802.11: Wi-Fi®

Segundo Rodrigues, Vieira e Campos (2012) o primeiro sistema baseado em radiofrequência para realizar localização foi o *Ethernet* sem fio. Tal tecnologia foi desenvolvida para que se pudesse construir redes locais sem fio em vários ambientes, oferecendo um suporte para a localização de elementos estáticos ou móveis a partir de uma série de técnicas, como triangulação, trilateração, etc.

Chintalapudi, Iyer e Padmanabhan (2010) apresentam em seu trabalho um sistema de localização para dispositivos móveis que possuem tecnologia *Wi-Fi*®. O autor parte da ideia de localização em um ambiente *indoor* considerando basicamente três premissas:

i) a existência suficiente de pontos de acesso (roteadores);

ii) todos os usuários apresentam dispositivos com módulo Wi-fi e;

Tabela 1 – Velocidade e alcance da família IEEE 802.11

Padrão	Taxa de Transmissão	Alcance	
		Indoor	Outdoor
IEEE 802.11a	6-54Mbps	35m	120m
IEEE 802.11b	1-11Mbps	35m	140m
IEEE 802.11g	6-54Mbps	38m	140m
IEEE 802.11n	7.2-72.Mbps(1) 15-150Mbps(2)	70m(1),(2)	250m(1),(2)

(1) Na faixa de 2,4Ghz

(2) Na faixa de 5Ghz

iii) os dispositivos podem obter uma localização fixa baseada em outro sistema de localização como, por exemplo, de um GPS.

A premissa i) constata que quanto maior a quantidade de pontos em uma área, maior será a cobertura, propiciando assim melhor possibilidade de acerto, em oposição a infra-estrutura do ambiente. A premissa ii) destaca o fato de não só dispositivos móveis como celulares, tablets e etc, como também objetos alvo precisam ser equipados com módulos Wi-fi ou com outros dispositivos eletrônicos que possam interpretar os dados em um mesmo protocolo. A premissa iii) considera a possibilidade de erro na estimativa, por isso um ponto inicial pode ser localizado por outro sistema a fim de que se possa corrigir um primeiro ponto do objetivo alvo.

Tais premissas constituem a base do algoritmo EZ que consiste em um sistema onde os dispositivos móveis mensuram o tempo todo a intensidade da potência do sinal recebido (RSSI) pelos pontos de acesso *Wi-Fi*® adjacentes, fazendo uma correção local e reportando tais valores para um servidor central, que por sua vez processa e aprende as características da propagação de radiofrequência, baseado em RSSI para estimar a localização. Geralmente baseada em coordenadas absolutas, latitude e longitude.

Dentre outras características deste padrão, indicadas na Tabela 1 deve-se ressaltar, que para sistemas de localização, dois fatores são extremamente essenciais, quanto a aplicabilidade e indicadores de operação

É claro que o rendimento da rede depende também de características do ambiente, como também, referindo-se a localização de um ponto móvel, do comportamento do deslocamento. Neste sentido, podem ser utilizados dispositivos eletrônicos que aumentar a intensidade do sinal, replicando ganhos na rede, dentre os quais destacam-se antenas de alto ganho e etc.

2.2.2 Padrão IEEE 802.15.1: Bluetooth®

Inicialmente desenvolvida para proporcionar transmissão de dados entre redes pequenas formadas por dispositivos móveis (celulares, tablets, notebooks) a tecnologia *Bluetooth*®, vem ganhando espaço em aplicações mais elaboradas, pelo fato de operarem em uma curta faixa, a baixa potência e a um custo muito baixo (KUROSE et al., 2010).

As chamadas redes pessoais sem fio (WPAN- Wireless Personal Area Networks) são baseadas nas especificações dos protocolos Bluetooth, no que se refere as camadas de enlace e física. Tais protocolos permitem que dispositivos quando estão pareados (sincronizados) transfiram dados com segurança (TANENBAUM, 2011).

Em grande parte das pesquisas que vem sendo desenvolvidas, alguns sistemas de localização utilizando *Bluetooth*® com base na técnica *Fingerprint*. Tal técnica cria um banco de dados a partir de pontos com posição definida, de indicadores de potência do sinal, como principal ferramenta para estimar coordenadas.

Diaz et al. (2010) propõe a criação de um sistema de localização baseada em *Bluetooth*® para um ambiente indoor. É sabido que dispositivos Bluetooth se comunicam a partir de solicitação de acesso e autorização. Tal característica desenvolveu um subsistema de localização, a partir de um modelo cliente-servidor, a fim de que caracterizar o ambiente no qual o objeto alvo está localizado.

O sistema *Bluepass*, assim denominado, compunha-se de 4 componentes: um servidor local, um servidor central, programa de detecção *Bluetooth*® e aplicativos móveis. Em um ambiente com dimensões definidas, uma interface representa uma espécie de mapa do local onde os usuários estavam localizados. Os usuários por meio do aplicativo, requeriam acesso ao sistema por meio de um servidor local, ao passo, que tal registro, servia como uma assinatura que define o mapa onde tal dispositivo está. As estações fixas forneciam dados ao algoritmo de localização a partir de métodos como a multilateração e de densidade do sinal. O servidor central com base em tais características, fornecia ao servidor local, os dados do usuário e o mapa representando, a configuração do ambiente e a disposição dos cômodos e do servidores locais.

Dessa forma o *Bluepass*, fornecia dados para mapas espacialmente distantes uns dos outros, pelo fato de por meio dos servidores locais, obter dados de potência do sinal apenas da região onde tal servidor está localizado e consequentemente o objeto alvo está, por meio do programa de detecção *Bluetooth*® .

As características elencadas na Tabela 2 são importantes para um sistema de localização pela questão de alcance, pois dependendo da aplicação, um alcance maior, com uma rede a prova de interferências torna a estimativa da posição confiável. Ao passo que também, pelo fato de ser uma tecnologia de baixo custo, apresenta velocidades de transmissão em certo ponto inferiores comparados a outros padrões, como por exemplo, o IEEE 802.11.

Tabela 2 – Classes do Padrão IEEE 802.15.1

Classe	Potência (mW/dBm)	Alcance
1	100 / 20	até 100m
2	2.5 / 4	até 10m
3	1 / 0	até 1m

As versões existentes hoje, apresentam taxa de transmissão de 1, 6 e 24 Mbps, para as versões, 1.2, 2.0 e 3.0, respectivamente. Neste as aplicações caracterizam por exemplo, a redes *ad hoc* (onde não é preciso que haja uma infraestrutura de rede). Uma pequena rede *Bluetooth*® pode acomodar até oito dispositivos ativos em um sistema mestre-escravo, como também até 255 dispositivos estacionados, que podem ser ativados por um nó mestre.

2.2.3 Padrão IEEE 802.15.4/Zigbee

A fim de padronizar a comunicação em ambientes cujas características necessitem de baixo recursos de transmissão para redes locais, como por exemplo, redes pessoais, foi desenvolvido o padrão IEEE 802.15.4, que define regras de transmissão baseada em arquitetura, que contempla duas camadas básicas, camada física (PHY), camada de controle de acesso ao meio (MAC). Pode-se afirmar que este padrão é a base para novas tecnologias de comunicação de baixo custo e baixa potência, como por exemplo, o ZigBee. Apesar de apresentarem níveis semelhantes, estes não são a mesma coisa, visto que o ZigBee utiliza as camadas do padrão IEEE 802.15.4, e mais duas camadas de rede e aplicação, para completar sua pilha de protocolos. Além do mais, os modelos Xbee existentes apresentam uma combinação de hardwares e *firmwares*[2] para compor os módulos (HERNANDEZ et al., 2009; FARAHANI, 2011).

Com base na afirmação acima, os *firmwares* que são utilizados na pilha de protocolos dos módulos Xbee (Figura 2), definem basicamente a estrutura do algoritmo que define a forma de comunicação. O fato que se ressalta é que a diferença básica entre os modelos Xbee mais comuns é a potência de Transmissão, que pode a chegar a 316 mW, no módulo que opera na faixa de 868MHz e a 63mW nos módulos operantes na faixa de 2.4GHz.

Outras características que também são inerentes às séries dos módulos Xbee, que apresentam duas diferenças básicas: alcance e a capacidade de possuir memória flash (EPROM) de 32kB e RAM de 2kB. Tal comparação e características das séries do Xbee são descritas abaixo:

- Série 1: contempla dois tipos de firmwares (IEEE 802.15.4 e o protocolo Digimesh).

[2] *conjunto de instruções operacionais programadas diretamente no hardware de um equipamento eletrônico.*

Figura 2 – Xbee e Xbee-PRO

Estão disponíveis na versão convencional e na versão PRO. Para ambientes indoor apresentam range de 30 a 90m, e 90 a 1600m para ambientes outdoor, respectivamente. Ambos apresentam taxa de transmissão de 250kbps, operando na faixa de 2,4GHz. Não possuem a capacidade de programação a partir do uso de memória.

- Série 2, 2B e 2C: contemplas os firmwares do protocolo ZigBee e Smart Energy, para a série 2. Disponíveis na versão Xbee2 e PRO2. Para ambientes indoor apresentam range de 40 a 120m, e 90 a 3200m para ambientes outdoor, respectivamente. Ambos apresentam taxa de transmissão de 250kbps, operando na faixa de 2,4GHz. Não possuem a capacidade de programação a partir do uso de memória. Os módulos da série 2B, possuem capacidade de programação, contemplam também os mesmos firmwares e características da série 2. Os módulos da série 2C, possui a capacidade de programação, como também, a possibilidade de comunicação SPI, podendo possuir uma taxa de comunicação de até 5Mbps, neste caso. Em uma versão convencional da série, apresenta menor potência, um alcance em ambientes abertos de até 1200m. Utiliza o protocolo ZigBee e, na versão convencional e PRO2, com taxa de transmissão de até 250kbps.

- Série 3, 3B: ambos contemplam o protocolo Digi® Multiponit, que apresenta 25 canais de comunicação e operam na faixa de frequência de 900Mhz. Somente disponíveis na versão PRO, possuem uma potência de transmissão de até 100mW, e uma taxa de transmissão que vai 10 a 20kpbs. Tal característica é dispensada, pelo fato de apresentar alcance maior ao se comparar com modelos de outras séries. A diferença principal, diz respeito ao alcance em ambientes indoor que vão de 370 a 610m e de 9600 a 45000m em ambientes outdoor, respectivamente. Tal performance só pode ser alcançada se forem dispostos amplificadores de sinais, como antenas dipolo e antenas de alto ganho.

- Série 4: contemplam o protocolo Digi® Multipoint e o procotolo DigiMesh®. Ope-

ram na faixa de 900MHz, com alcance de 3 a 10km, ao combinar-se com uso de antenas de alto ganho. Disponíveis apenas na versão PRO, possuem taxa de transmissão de até 156kbps.

- Série 5: contempla apenas o protocolo Digi® Multipoint. Disponível na versão PRO, opera na faixa de 868MHz, com alcance variando de 40000 a 80000m, com a utilização de antenas de alto ganho.

- Série 6:, 6B: também chamado ZigBee Wi-fi, contempla o protocolo IEEE 802.11, nos padrões b, g e n. Operando na faixa de 2.4GHz, basicamente, utiliza a faixa utilizada pelo protocolo Wi-fi. Com taxa de transmissão de até 72Mbps, dependendo do padrão escolhido.

Yao et al. (2007) propôs um sistema de localização baseado em redes sem fio utilizando o Módulo ZigBee com o firmware do padrão IEEE 802.15.4. Este sistema se baseava na técnica *Fingerprint*, principalmente a potência do sinal, que segundo o autor é a função básica para a formação de banco de dados de RSS (vetor de indicação de potência).

Com a metodologia proposta, definiu-se um cluster local para a admissão dos sinais por meio da rede ZigBee que foi instalada na área de cobertura necessária para a realização do experimento, o que chegou em torno de 30m para um ambiente indoor, por se tratar de uma sala de escritório com 168,48m^2. Os clusters locais representavam um banco de dados de potência para determinada região da sala (uma divisão em cômodos).

Todos os pontos que correspondiam a coleta de dados eram módulos ZigBee equipados com baterias e microcontroladores, que por meio de um algoritmo, estimava a posição com base nas potências emitidas por um ponto móvel. A comparação era feita a partir de um treinamento off-line, da potência relativa aos pontos fixos quando se encontravam próximos.

A técnica destacada, permitiu um nível de precisão de 70%, ao ser considerada as dimensões do ambiente em que o experimento foi desenvolvido. O que tem tornado a utilização desta tecnologia cada vez mais presente não só em aplicações de automação, controle remoto e até mesmo na monitoração de pacientes clínicos, é o fato de ter suas aplicações voltadas principalmente para sistemas que necessitam de baixa potência, e baixo taxa de transmissão (FARAHANI, 2011).

Ainda, segundo Ramos (2012) o ZigBee apresenta característica de coexistência, ou seja, interoperabilidade que permite a comunicação com outros tipos de dispositivos e conexão com outras redes, como por exemplo, Wi-fi nos subpadrões b, g e n, Bluetooth ambos trabalhando na faixa de 2,4GHz.

Tabela 3 – Wi-fi, Bluetooth e ZigBee: principais características.

Fonte: Júnior (2013).

Tecnologia		*Firmware*	Frequência de Operação (Hz)	Nº de Canais	Técnica de Espalhamento Espectral	Alcance (m)	Taxa de Transmissão (Mbps)
Wi Fi	802.11a	IEEE 802.11x	2,4GHz	11	OFDM	35(1)/120m(2)	6 a 54
	802.11b				DSSS	35/140m	1 a 11
	802.11g				OFDM	38/140m	6 a 54
	802.11n		2,4 e 5GHz		MIMO_OFDM	70/250m	7,2(3) a 72(4) / 15 a 150
	Classe 1	*Bluetooth (1.0, 2,0, 3.0)*	2,4GHz	79	FHSS	1m	1
	Classe 2					10m	6
	Classe 3					100m	24
ZigBee	Série 1	IEEE 802.15.4 Digimesh®	2,4GHz	12-16	DSSS	30 a 90m 90 a 1600m	250kbps
	Série 2	Zigbee Smart Energy	2,4GHz	14-16		40 a 120m 90 a 3200m	250kbps
	Série 3	Multipoint ®	900MHz	25		370 a 610m 9600 a 45000m	10 a 20kbps
	Série 4	Multipoint® Digimesh®	900MHz	5-12		3000 a 10000	156kbps
	Série 5	Multipoint®	868MHz	1		40000 a 80000m	24kbps
	Série 6	IEEE 802.11x	2,4GHz	11		-	72Mbps

2.3 Sistemas de Correção de Trajetória

A realização de um movimento no espaço, nada mais é do que a mudança de um referencial móvel em relação a um referencial fixo, compreendendo informações sobre localização, orientação e abordagem[3]. A percepção do agente do deslocamento em relação ao ambiente e ao alvo de sua ação, é pautada basicamente na análise matemática de vetores-deslocamento e de variação angulares (matrizes de transformação) com relação ao eixo de referência do próprio corpo em movimento (JúNIOR, 2013).

Deslocamento linear, deslocamento angular e deslocamento misto definem as transformações homogêneas que descrevem características geométricas que modelam o movimento (NIKU, 2013).

Nesta concepção, considerando caracterísitcas dinâmicas de sistemas de navegação e orientação, faz-se necessária a utilização de dispositivos que interajam com outros de acordo com o movimento. Como é sabido existem as mais variadas aplicações, neste sentido, principalmente na área automobilística, da náutica e da aviação.

Na tratativa de acessilidade para pessoas com deficiência visual, pesquisas tem sido desenvolvidas a partir do conceito de realidade virtual e do uso da acústica como base para a chamada percepção auditiva espacial (WILSON et al., 2007; WALKER; LINDSAY, 2005; PICINALI et al., 2014). A ideia consiste na possibilidade de pessoas com deficiência visual construírem modelos mentais do ambiente em que se encontram a partir de sistemas que propiciem informação auditiva sobre espaços controlados, objetos, pessoas e etc. Para isso é preciso a obtenção de dados que relacionem a posição do destino com respeito ao usuário.

Mascetti et al. (2016) em seu trabalho, considera que acessibilidade e mobilidade

[3] Na Robótica Industrial, quando se trata de cinemática de manipuladores, vetores indicam o posicionamento, o sentido e a angulação que o atuador do robô deve ter ao realizar um movimento

para pessoas com deficiência visual pode ser considerado um problema de visão computacional, que compreende técnicas de reconhecimento de padrões, resolução espacial avançada e o uso de acelerômetros para fornecer informação básica de sentido e orientação a sistemas considerados guias. Segundo os autores, são cinco as medidas necessárias para se obter dados referentes a distância relativa entre dois pontos, conforme indicado na Figura 3:

- Ângulo de rotação horizontal;
- Mínima distância frontal;
- Máxima distância frontal;
- Distância lateral esquerda;
- Distância lateral direita.

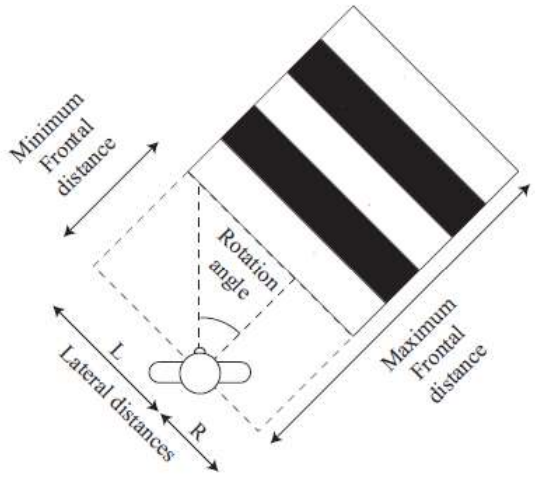

Figura 3 – Medidas de distância relativa.

Fonte: Mascetti et al. (2016).

Outras interfaces homem-máquina para pessoas cegos se destacam na bibliografia científica pesquisada, pelo uso de outros tipos de dispositivos para correção de trajetória. Evett et al. (2009), desenvolveu uma interface virtual para exploração de ambientes internos a partir do uso de acelerômetros existentes em controles do Nintendo® Wii. Gomez, Bologna e Pun (2012), criaram uma interface de orientação a partir do uso de realidade virtual e sonificação de informações sobre limites, obstáculos. Tal aplicação, permitiu que pessoas cegas pudessem explorar ambientes, descobrindo desta forma pontos de interesse como também o desenvolvimento de uma estratégia de navegação personalizada.

Diante do exposto, ainda não há publicações que versem sobre o uso de acelerômetros como dispositivo de correção de trajetória voltada para a prática desportiva de corrida por atletas cegos.

2.4 Relevância da Pesquisa

A contribuição no que tange a produção científica e tecnológica está no fato de que deve haver produtos assistivos direcionados a pessoas com deficiência visual, em especial atletas com deficiência visual, primando pelo conceito de usabilidade e acessibilidade. Na Tabela 4 estão relacionados os trabalhos relacionadas a mobilidade de portadores de deficiência visual, com base em pesquisas em revistas científicas.

Tabela 4 – Relevância da Pesquisa.

Autor	Revista	Qualis	Abordagem	Aplicação	Ambiente
Lorenzo Picinali	Int. J. Human-Computer Studies	A1	Acelerômetro	Localização	Interno/Fechado
Sergio Mascetti	Int. J. Human-Computer Studies	A1	Realidade Virtual	Orientação	Externo/Aberto
Nuno Almeida	CETC-IEEE	-	Tags RFID	Orientação	Externo/Aberto

Neste trabalho é apresentada uma abordagem com uso de interface de movimento para sistemas de localização e correção de trajetória voltadas a modalidade de corrida em pista para atletas com deficiência visual.

3 Materiais e Métodos

Duas abordagens de sistemas de localização e uma abordagem de sistemas de correção de trajetória foram desenvolvidas e estão ainda sendo validadas de modo a serem aplicáveis à modalidade de corrida em pista para atletas com deficiência visual. Na seção de 3.1 é apresentada metodologia de localização baseada na Tecnologia ZigBee. Na seção 3.2 é apresentado o sistema de correção de trajetória baseado em acelerômetro e, por fim, na seção 3.3 é apresentada uma abordagem referente ao modelo cinemático diferencial de localização com a utilização de GPS.

3.1 Sistema de Localização baseado em triangulação

De modo geral, existem sistemas de monitoramento, que a partir da utilização de técnicas de processamento de sinal, como por exemplo, a indicação de potência de sinal recebida (RSSI), em uma rede sem fio, utilizam-se de tal saída para a estimação das coordenadas de um ponto em diversos ambientes, sendo eles abertos ou fechados.

Como prerrogativa da técnica de triangulação, um ponto a ter sua localização determinada precisa estar inserido na área de abrangência (alcande de transmissão ou repecepção de sinais em um rede sem fio) de no mínimo três pontos fixos, contendo estes métricas de posicionamento definidas. Uma característica deste ponto concerne a transmissão de um sinal compatível com o protocolo da rede concomitante a ele, neste caso, uma comunicação baseada no protocolo *Zigbee*®.

A partir deste ponto, um algoritmo embarcado nos pontos fixos, processa o sinal recebido, o qual compreende a identificação e potência do sinal de saída do ponto transmissor, cuja unidade de medida é mensurada em dBm (*decibel mili-watt*). O valor indicativo de potência de sinal é transformado em valor indicativo de distância em metros. Em sequência, as coordenadas do ponto emissor estimadas, por meio de uma equação matricial que relaciona as coordenadas dos pontos conhecidos e o valor que associa a potência de transmissão do sinal de saída a uma distância.

3.1.1 Da constituição do sistema de triangulação

O sistema é constituído por módulos de comunicação Xbee com funções definidas por nós móveis, nós coordenadores e nós âncoras. Na topologia da rede (Figura 4) o atleta com deficiência visual (1) que faz uso do módulo de Xbee emissor (2) é representado pelo nó móvel. Dados em tempo real são enviados aos nós âncoras (3) posicionadas nas adjacências da pista, realizando a triangulação do sinal. Tais nós âncoras transmitem informações relativas ao posicionamento do nó coordenador (4)

que por sua vez é passada ao atleta por meio de uma interface ou atuador (5) de acordo com o protocolo de comunicação.

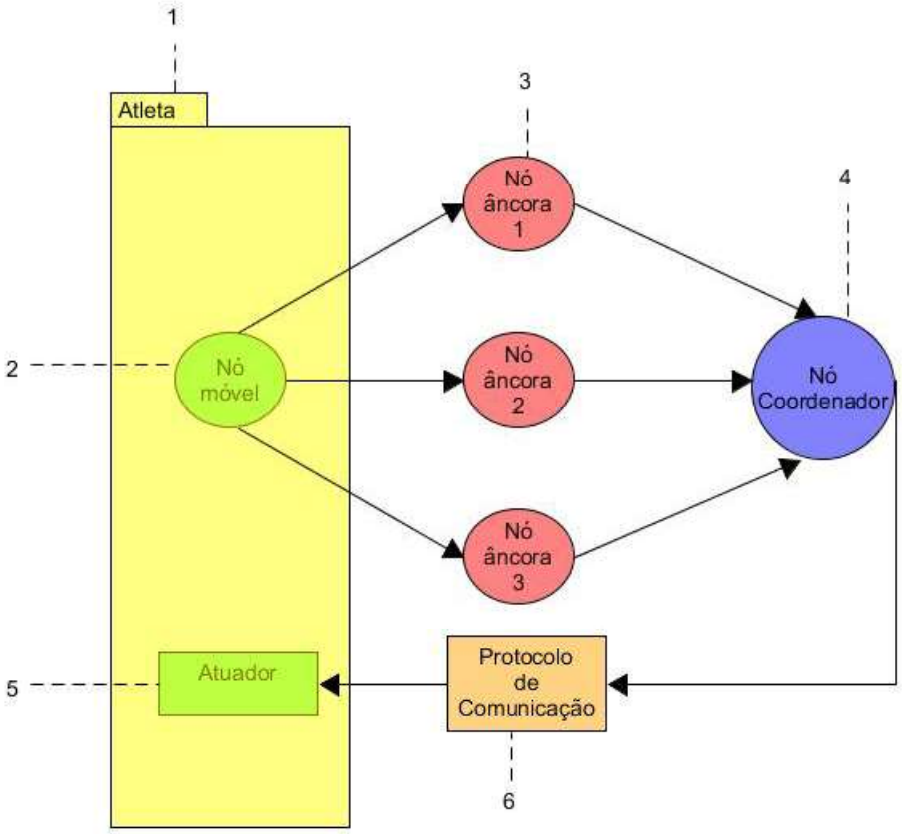

Figura 4 – Diagrama de Blocos do sistema proposto.

3.1.2 Da divisão da pista

A lógica compreende a recepção, processamento e transmissão do sinal através da rede sem fio e consequentemente a estimação das coordenadas de um nó móvel, considerando-se toda a extensão da pista (Figura 5), ou seja, os setores de segmentos de retas, setores semicirculares e as oito raias, definindo assim cada setor de localização (8,9,10,11).

3.2 Do arranjo de triangulação nos segmentos

Segundo Patwari et al. (2005), há um tipo de processamento de algoritmos de localização que é uma combinação de modelos centrados e distribuídos. É utilizado em redes com grande quantidade de nós. A rede é subdividida em redes menores ou *clusters* que possuem um nó central cada um para processamento da localização. Dentro do *cluster* os nós desconhecidos são localizados de forma conjunta e o nó

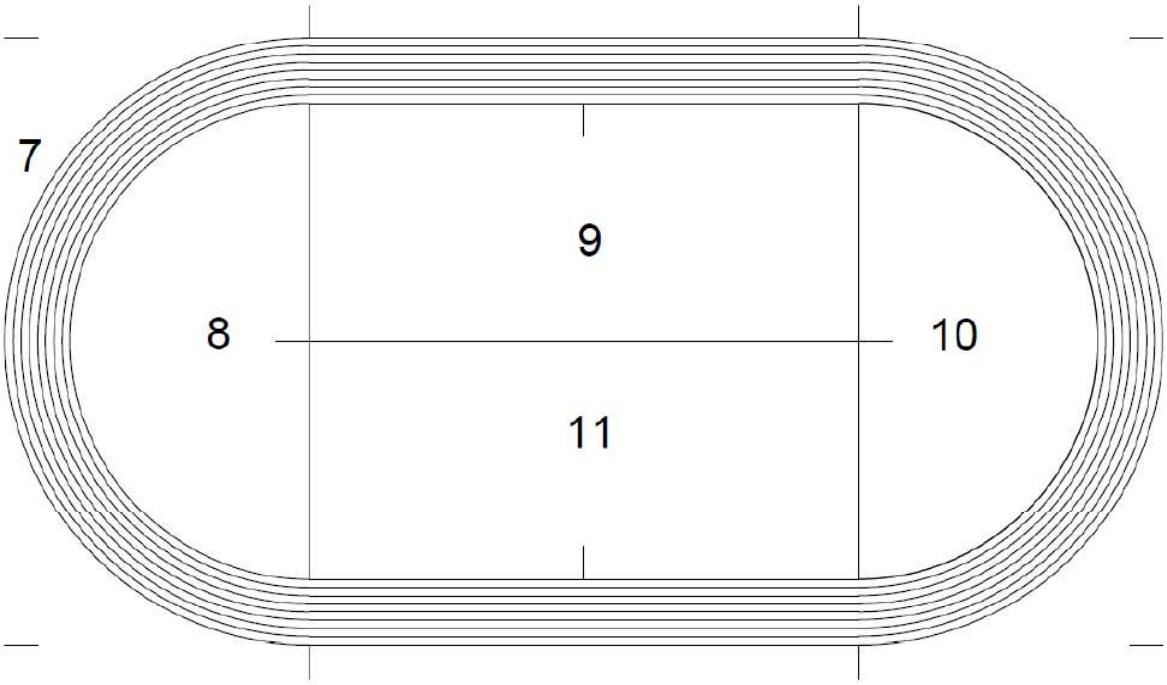

Figura 5 – Divisão dos setores da pista de atletismo.

central do cluster é responsável por transmitir as informações até o processador central da rede que executa o processo de localização global.Balanceando-se adequadamente o número de nós em cada cluster espera-se ser possível poupar energia através de um maior equilíbrio entre o processamento exigido e a largura de banda requerida em toda a rede sem comprometer o resultado da localização.

Em uma correlação direta, define-se os nós desconhecidos como nós móveis; o nó central do cluster como o nó coordenador e a localização de forma conjunta remonta a técnica de estimação de coordenadas proposta por Savvides, Han e Strivastava (2001), definida como Multilateração Colaborativa, em que:

> Para cada iteração de localização um nó desconhecido a partir de três nós de referência, existe a possibilidade de um ou mais nós desconhecidos não terem nós de referência em sua vizinhança. Por isso uma algoritmo de processamento do tipo distribuído converge para maior tolerância falhas e menor possibilidade de formação de gargalos, no nó central do cluster associado.

Com base na metodologia utilizada para o monitoramento do atleta nos respectivos setores da pista, um sistema composto por nós âncoras (13, 14, 15, 18, 19, 20) e nós âncoras de coordenação (16, 21) e responsável pela localização nos setores da pista os quais representam os segmentos lineares da pista (12) e os segmentos semicirculares da pista (17), desta forma a localização segue um modelo distribuído de sistema de coordenadas (Figura 6).

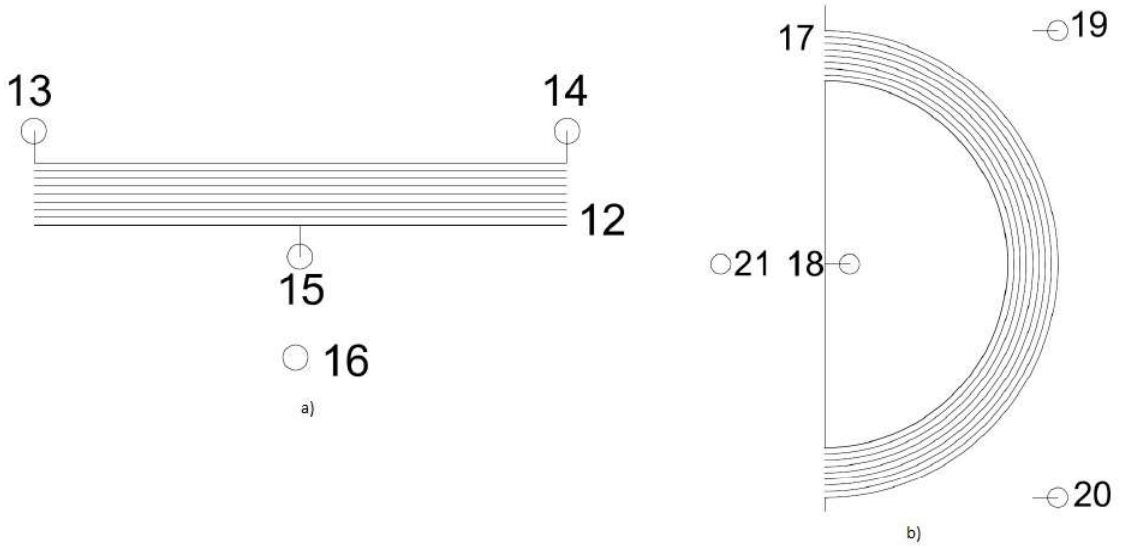

Figura 6 – a) Arranjo Linear; b) Arranjo semicircular.

Os nós centrais de coordenação adjacentes (16, 21, 23, 24) que compõem a rede central (22) tem a função de transferir informações relativas à orientação de um nó móvel, quando da mudança do setor de localização.

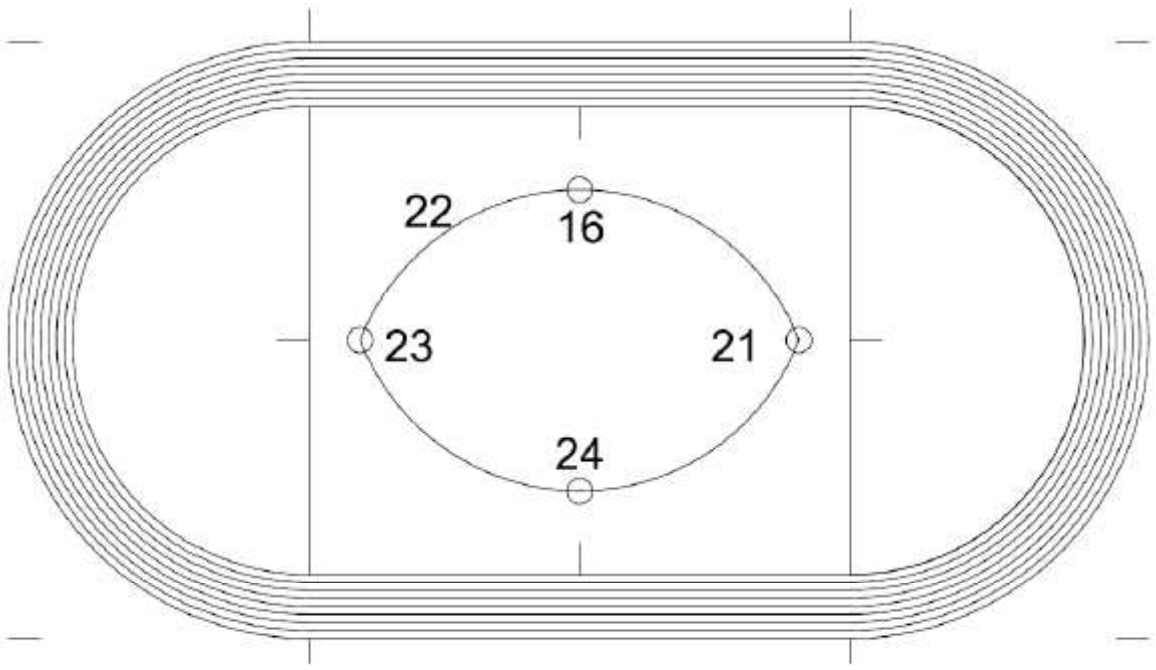

Figura 7 – Esquema de Representação da Rede de comunicação entre os nós centrais de coordenação.

3.2.1 Da notação matemática da triangulação

De acordo com a Figura 8 as seguintes proposições são elencadas para o sistema de localização:

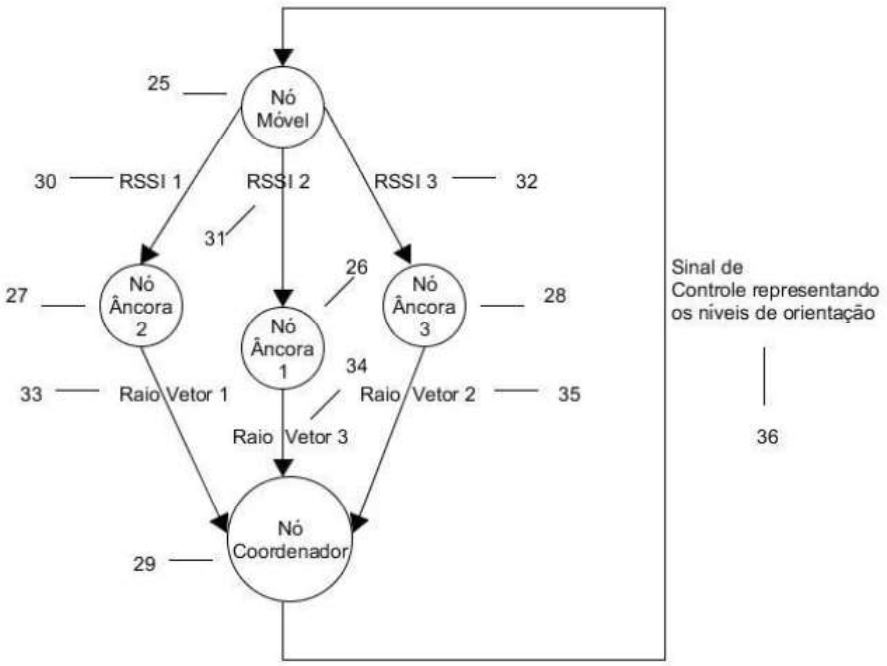

Figura 8 – Esquemática de triangulação entre os nós nos setores de localização.

- $\forall n_i, i \in s_1 = [1, 2, 3]$, sendo n_i, os nós âncoras (26, 27, 28) do setor de localização, há definidos pares ordenados (x_j, y_j), $\in s_2 = [1, 2, 3]$, respectivamente;
- Todo nó móvel (25) transmite um sinal aos nós âncoras que indica a potência de transmissão (RSSI) mensurada em dBm, *decibel miliwatt* (30, 31, 32)*;*
- Todo nó âncora (26, 27, 28) ao receber o RSSI (30, 31, 32) advindo do nó móvel processa a potência recebida a uma distância em metros, indicando o valor de um raio vetor (33, 34, 35) r_{vi}, $i \in s_3 = [1, 2, 3]$, ao nó coordenador do setor de localização;
- Todo nó coordenador (29), ao receber o valor do raio vetor (33, 34, 35), realiza a triangulação por meio da solução explicitada na equação 3.9 e envia o sinal de controle para orientação (36) ao nó móvel (25).

De maneira geral, a matriz de coordenadas, para a realização da triangulação, a partir dos itens acima destacados e representados na Figura 9:

$$(x_1 - x_4)^2 + (y_1 - y_4)^2 - r_{v1}^2 = 0 \tag{3.1}$$

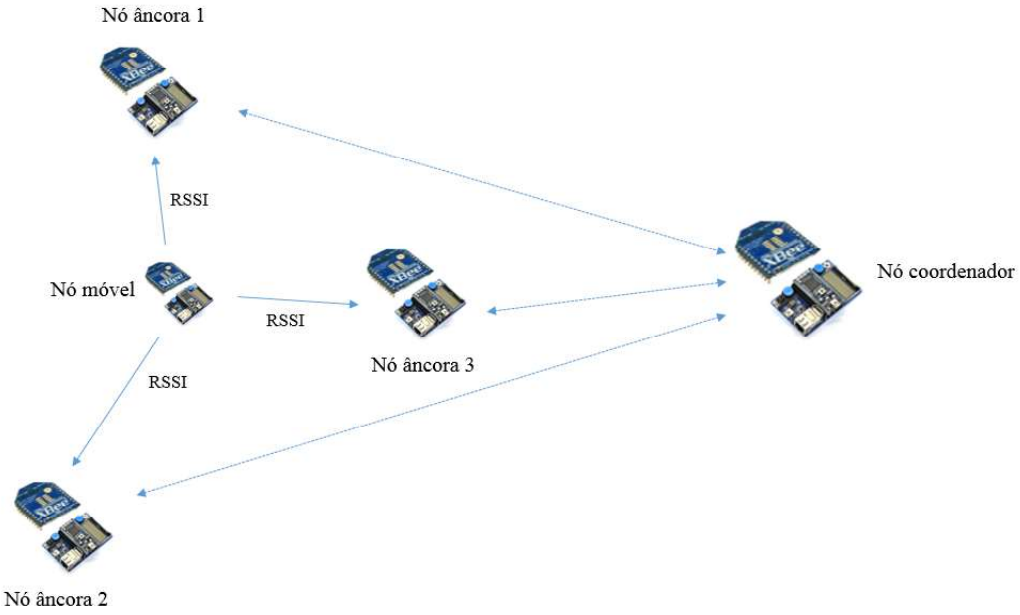

Figura 9 – Nós de triangulação.

$$(x_2 - x_4)^2 + (y_2 - y_4)^2 - r_{v2}^2 = 0 \tag{3.2}$$

$$(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2 - r_{v3}^2 = 0 \tag{3.3}$$

Para possibilitar a solução da equação, admite-se que as coordenadas do nó âncora 1 (26), (x_1, y_1), assumem o valor (0,0). Desta forma denota-se a seguinte equação resultante:

$$x_4^2 + y_4^2 - r_{v1}^2 = 0 \tag{3.4}$$

$$(x_2 - x_4)^2 + (y_2 - y_4)^2 - r_{v2}^2 = 0 \tag{3.5}$$

$$(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2 - r_{v3}^2 \tag{3.6}$$

em que tem-se como incógnitas o par ordenado (x_4, y_4), o qual exprime as coordenadas do nó móvel (25). Rearrajando-se para uma notação matricial:

$$\begin{bmatrix} x_4^2 + y_4^2 \\ (x_2 - x_4)^2 + (y_2 - y_4)^2 \\ (x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} r_{v1}^2 \\ r_{v2}^2 \\ r_{v3}^2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \tag{3.7}$$

tem-se com a manipulação dos vetores:

$$2(x_2x_4 + y_2y_4) = x_2^2 + y_2^2 - r_{v2}^2 + r_{v1}^2$$

$$2(x_3x_4 + y_3y_4) = x_3^2 + y_4^2 - r_{v3}^2 + r_{v1}^2$$

$$\begin{bmatrix} x_2 & y_2 \\ x_3 & y_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_4 \\ y_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} x_2^2 + y_2^2 - r_{v2}^2 + r_{v1}^2 \\ x_3^2 + y_4^2 - r_{v3}^2 + r_{v1}^2 \end{bmatrix} \tag{3.8}$$

Tal manipulação produz uma equação matricial do tipo $HX = b$, que possui solução:

$$X = \left(H^T H\right)^{-1} H^T b \tag{3.9}$$

As indicações de potência de sinal, RSSI - $i = \{1, 2, 3\}$, são percebidos pelos três nós âncoras, que pelo fato de também serem caracterizados como dispositivos roteadores e de função completa, apresenta como sinal de saída a transformação desta grandeza (em dBm, unidade de medida de potência de sinal), em uma valor associado de distância. O algoritmo de localização baseado em potência, como base no modelo de perda de percurso, que segundo Hernandez et al. (2009), consiste na coleta de valores de RSSI a distâncias associadas conhecidas, para caracterização de informação de contexto estatístico, pelo fato da aplicação apresentar flutuação nos valores de potência medida, mesmo o nó móvel estando parado, é realizado em duas etapas.

3.2.1.1 Etapa determinística do expoente da perda de percurso n

$$\eta_i = -\left[\frac{RSSI_i - A}{10log_{10}d_i}\right] \tag{3.10}$$

Em que:

- d_i : distância do i-ésimo nó móvel para o nôs âncoras dos setores de localização;
- $RSSI_i$: potência percebida pelos nós âncoras dos setores de localização, enviada pelo i-ésimo nó móvel;
- A : potência de sinal percebida entre o nó âncora e móvel a distância padrão de 1m de distância sem obstáculos.

3.2.1.2 Etapa probabilística

Esta etapa envolve a estimação e da posição com a utilização do expoente de perda percurso, como também, utiliza-se um algoritmo de suavização da flutuação dinâmica a intensidade dos sinais de transmissão associados aos módulos, em que

são considerados valores previstos (fase de predição), valores calculados (distância euclidiana, fase de cálculo) e valores estimados de distância (fase estimação).

Para fase de cálculo da distância euclidiana dos raios-vetores $\tilde{r}_{vi}$ (33, 34, 35) indicados na Figura 8, verifica-se a solução baseda nas equações 3.1, 3.2, 3.3:

$$r\tilde{_{v1}} = \sqrt{(x_1 - x_i)^2 + (y_1 - y_i)^2} \tag{3.11}$$

$$r\tilde{_{v2}} = \sqrt{(x_2 - x_i)^2 + (y_2 - y_i)^2} \tag{3.12}$$

$$r\tilde{_{v3}} = \sqrt{(x_3 - x_i)^2 + (y_3 - y_i)^2} \tag{3.13}$$

Este cálculo é realizado em cada um dos setores de localização indicados na Figura 5, sendo os setores de localização atuantes nos segmentos lineares (9,11) ou nos segmentos semicirculares (8,10), sem a utilização dos dados de intensidade de potência, apenas com métricas e coordenadas.

Para a fase de estimação dos raios-vetores é considerada a distância entre cada i-ésimo nó móvel e cada j-ésimo nó âncora do setor de localização. Define-se essa distância por meio do modelo de perda de percurso determinístico de Patwari et al. (2005):

$$\hat{r_{vij}} = 10^{\frac{P_0 - \bar{P_{ij}}}{10\eta}} \tag{3.14}$$

Em que:

- P_0: é igual ao valor A indicado na Equação 3.10;
- $\bar{P_{ij}}$: RSSI indicado quando da transmissão experimental entre os até 8 (oito) nós móveis e os três nós âncoras de cada setor de localização;
- η : expoente de perda de percurso.

Para a fase de predição, há uma correlação entre o valor estimado e o desvio padrão do valor estimado. Definem-se os raios-vetores previstos como:

$$\mathring{r_{vpij}} = \hat{r_{vij}} + (\hat{\sigma} * Ts) \tag{3.15}$$

Em que:

- $\hat{r_{vij}}$: raio vetor estimado;
- $\hat{\sigma}$: desvio padrão amostral em relação a potência experimentada;
- T_s: constante de ganho (adimensional)[1].

[1] O papel desempenhado pela constante T_s, refere-se a um fator de proporcionalidade que busque a suavização de valores discrepantes.

Após a realização de todos valores dos raios vetores, uma última etapa se caracteriza como um novo valor estimado dos raios vetores considerando-se agora não somente a influência da potência, como também a utilização da distância euclidiana e dos resultadas da fase de predição. Esta nova estimativa é indicada na Equação :

$$r_{\check{v}eij} = r_{\mathring{v}pij} + a\left[\tilde{r}_{vi} - r_{\mathring{v}pij}\right] \tag{3.16}$$

Em que:

- $r_{\mathring{v}pij}$: raio vetor previsto;
- $\tilde{r}_{vi}$: raio vetor calculado (distância euclidiana);
- a : ganho constante, função da razão desvio padrão amostral da potência experimentada e o expoente de perda de percurso[2], logo:

$$a = \frac{\widehat{\sigma}}{\eta} \tag{3.17}$$

Outra medida importante trata da estimação de potência a partir do uso do distância euclidiana $\tilde{r}_{vi}$, a fim de oferecer contrapartida a medida experimentada quando da transmissão entre nós móveis e nós âncoras. A potência média teórica $\tilde{P}_{ij}$ é indicada na equação 3.18:

$$\tilde{P}_{ij} = P_0 - 10\eta log_{10}\left(\tilde{r}_{vi}\right) \tag{3.18}$$

A estimação das coordenas do nó móvel indicada na Equação 3.8, dar-se-á quando da não flutuação dos dados de potência.

3.3 Hipóteses relacionados ao dispositivo de comunicação

Com base nas proposições elencadas, listam-se as hipóteses quanto ao experimento, das quais tem-se os objetivos:

Objetivo 1: Investigar empiricamente a relação que determine modelo matemático considerando as variáveis distância e potência dadas as características da pista de atletismo.

- Não há relação de modelagem matemática entre as variáveis distância e potência.

Objetivo 2: Investigar a funcionalidade do dispositivo de comunicação, aplicado a dois nós, considerando as variáveis de distância e potência medidas na pista de atletismo.

- Não há falhas de comunicação entre os módulos durante a medição de potência.

[2] Definida como relação de cenário no trabalho de Trevisan (2009), é o elemento de atenuação das medidas de distância com base nas medidas de potência experimentadas

- Não há incoerência de medidas na relação de potência quando associada a distância.

Objetivo 3: Investigar a funcionalidade do dispositivo de comunicação em ambientes indoor.

- Não há falhas de comunicação entre o módulo emissor, receptor e da interface de atuação, quando da orientação por agente externo em percurso determinado.

Objetivo 4: Investigar a funcionalidade do dispositivo de comunicação na pista de atletismo.

- Não há falhas de comunicação entre o módulo emissor, receptor e da interface de atuação, quando da orientação por agente externo[3].

3.3.1 Dos materiais utilizados para a triangulação

- 01 computador portátil com compilador MBED;
- 05 placas de aplicação MBED;
- 05 MBED NXP LPC 1768;
- 05 Módulos *XBee PRO S2B*;
- 02 placas LilyPad;
- 02 baterias de 9V.
- 02 reguladores de tensão;
- 02 atuadores.
- 02 braçadeiras.

3.4 Correção de Trajetória

Observou-se que os atletas com o uso da corda não são orientados quanto a sua trajetória e sim corrigidos. Nesta acepção definiu-se um experimento com o uso de um acelerômetro para corrigir o atleta cego na sua trajetória em provas de 100m.

[3] Isso se caracteriza por outra abordagem do módulo de comunicação, como ferramenta auxiliar ao treinamento do atleta cego, por parte de seu treinador.

3.4.1 O MPU-6050

Interfaces de movimento tem se tornado funções permanentes para tablets, smartphones, videogames e etc, com a função de a partir de uma análise focada no usuário, propiciar experiências, como comando por gestos e realidade aumentada. O rastrameamento de movimento pode ser usada para muitas aplicações, principalmente naquelas baseadas em ações baseadas em localização, que precisam exprimir com precisão os movimentos do usuário, seja ele uma pessoa ou um veículo por exemplo.

O MPU-6050 é um dispositivo de rastreamento de movimento que combina , um giroscópio de três eixos, um acelerômetro de 3 eixos e um Processador Digital de Movimento (*Digital Motion Processor® - DPM*). Este módulo apresenta três conversores analógico digital de 16 bits para os dados do giroscópio e outros três conversores analógico digital para os dados do acelerômetro. Para precisão de rastreamento tanto de movimentos lentos ou rápidos, o giroscópio possui intervalo de medição que varia de ±250 a ±2000 graus por segundo e o acelerômetro possui intervalo que varia de ±2g[4] a ±16g (INVENSENSE, 2013).

Figura 10 – MPU-6050.

3.4.1.1 Giroscópio Microeletromecânico de 3 eixos

Composto por três giroscópios independentes os quais detectam a rotação em torno dos eixos X, Y, e Z. Quando da rotação no sentido de qualquer dos eixos, por Efeito Coriolis[5], uma vibração é provocada em capacitor. O sinal resultante é amplicado, demodulado e filtrado para produzir uma tensão proporcional a velocidade angular. Esta tensão é digitalizada por meio de um conversor AD de 16 bits para cada eixo. A escala completa dos giroscópios pode ser digitalmente programada para ±250, ±500, ±1000 ou ±2000 graus por segundo. A taxa de amostragem do comversor é de 8000 amostras por segundo, com a possibilidade de utilização de fitros passa-baixa.

[4] aceleração da gravidade

[5] Descoberto pelo engenheiro francês Gustave-Gaspar Coriolis, diz respeito a um sistema de referência em rotação uniforme, em que os corpos em movimento, quando vistos por um observador no mesmo referencial, aparecem sujeitos a uma força perpendicular a direção do seu movimento.

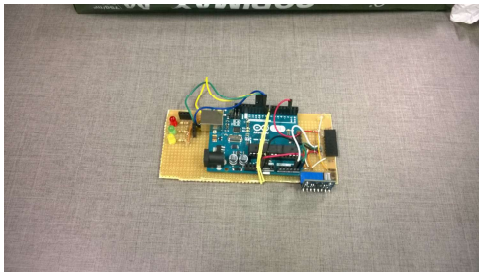

Figura 11 – Protótipo do Sistema de Correção

3.4.1.2 Acelerômetro Microeletromecânico de 3 eixos

Este acelerômetro de três eixos utiliza massas de prova separadas para cada eixo. A aceleração ao longo de um eixo específico induz o deslocamento da massa de prova correspondente que pode ser detectado por sensores capacitivos. Cada sensor tem um conversor AD dedicado para fornecer saídas digitais. A escala do acelerômetro pode ser ajustada para $\pm$2g, $\pm$4g, $\pm$8g ou $\pm$16g.

3.4.1.3 Digital Motion Processor

O Processador Digital de Movimento possui algoritmos com cálculos de processamento de movimento a partir dos dados do giroscópio e do acelerômetro. O objetivo principal é atender aos requisitos de tempo e capacidade de processamento. O DMP pode ser utiliado como uma ferramenta, para minimizar energia, simplificar temporização e arquitetura de *software*.

3.4.2 Dos materiais empregados para o sistema de correção

- 01 placa de circuito impresso ilhada;
- 01 Microcontrolador Arduino Uno;
- 01 Bateria de 9V;
- 01 Módulo Arduino MPU 6050;
- 03 LED's (Verde, Vermelho e Amarelo);
- 03 resistores de 100Ω.
- 01 bolsa;
- Cabos e conectores.

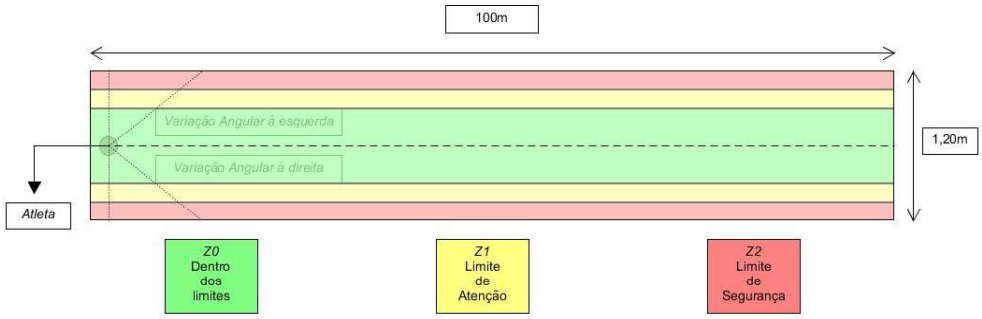

Figura 12 – O atleta, a pista e a correção.

3.4.3 Da metodologia do experimento

Neste experimento são analisadas tratativas para valiação do sistema de correção interfaceado a um sistema de atuação vibrátil, em que pessoas cegas pessoas cegas podem executar uma marcha atlética (caminhando ou trotando) numa pista de atletismo, no percurso de 100m.

A principal contribuição deste experimento diz respeito a resposta do sistema de correção atuando no atleta, contribuindo com o sistema de substituição sensorial (atuador). Uma automatização efetiva do processo ocorre, pois não há a recepção de comandos externos. Isto se justifica pelo fato de que o sistema de correção e de atuação estão montandos in loco, ou seja, alocados no tronco do atleta cego.

Quanto ao uso do módulo MPU-6050 foi definido um intervalo de confiança que compreende ângulos diretores ao longo do eixo de rotação.

Com base nos valores angulares medidos pelo módulo MPU-6050, define-se a respeito do sistema, quando interfaceados a um sistema de atuação:

- Variação angular à esquerda, a partir da análise da escala com resolução de $\pm$2000 graus graus por segundo e $\pm$2g , indicativo de atuação corretiva. para retorno à direita.
- Variação angular à direita, a partir da análise da escala de $\pm$2000 graus graus por segundo e $\pm$2g, indicativo de atuação corretiva para retorno à esquerda.
- Sem variação angular significativa, a partir da análise da escala de $\pm$2000 graus por segundo, não há indicativo de atuação corretiva.

Objetivando tais proposições, sob a ótica de investigar a funcionalidade do dispositivo na execução de provas com usuários com deficiência visual, consideram-se as seguintes hipóteses:

Objetivo 1: Investigar o comportamento do equipamento de correção para atletas com deficiência visual em corridas de 100m.

- Não há falha de medição de desvio angular que comprometa a execução da tarefa;
- Não há falha da interface de movimento (sistema de correção) e o sistema de atuação.

Ainda, definindo a finalidade do experimento, listam-se as seguintes condições de contorno:

- O tempo de execução não foi considerado, visto que o objetivo não está focado na execução da prova com velocidade.
- O experimento destina-se avaliar o comportamento do sistema quantos aos limites laterais da raia na pista de atletismo.

4 Análise e Discussão de Resultados

Apresenta-se nesta seção os resultados dos testes e procedimentos definidos no Capítulo 3, a partir do critério de validação do sistema de localização ante as proposições elencadas, da eficiência do sistema de correção de trajetória e da precisão do uso da cinemática de tempo real para sistemas de localização.

4.1 Estimação de Coordenadas por Triangulação

Para realizar a triangulação é necessário a existência de 3 nós, que são denominados nós âncoras por estarem fixos, apenas recebendo o sinal para calcular o vetor RSSI do nó móvel. Tais nós ancoras enviam os dados referentes à localização para o nó coordenador que tem a função de definir posição do nó móvel em tempo real de acordo com o deslocamento do mesmo. Cada nó computacional é composto por um microcontrolador Arm M3-Cortex, uma application board e um módulo Xbee PRO S2B.

Em face aos objetivos 1 e 2 listados na seção 3.3 e suas respectivas hipóteses, os seguintes resultados apresentados:

Na primeira abordagem, foi avaliado a partir da medida de 10 indicações de potência de sinal em ponto de distância definida, o comportamento da propagação de dados sem fio, a partir da potência média aferida, a fim de atender prerrogativa indicada na seção 3.2.1.1 quando da estimação de potência de referência a distância de 1m. Neste mesmo procedimento realizou também medidas de potência de 1 a 10m, passo 1m.

Tabela 5 – RSSI em ambiente controlado (Tomada 1).

Medição	1m	2m	3m	4m	5m	6m	7m	8m
1	-35	-41	-42	-43	-41	-44	-44	-51
2	-35	-48	-51	-41	-41	-49	-45	-46
3	-35	-47	-46	-42	-42	-50	-43	-59
4	-34	-40	-55	-41	-42	-46	-46	-51
5	-34	-53	-49	-43	-42	-48	-46	-51
6	-34	-47	-43	-41	-42	-47	-45	-53
7	-34	-60	-51	-43	-41	-46	-49	-54
8	-35	-51	-46	-43	-45	-48	-48	-62
9	-34	-45	-45	-44	-41	-48	-46	-57
10	-34	-51	-44	-45	-41	-47	-45	-57
Soma	-344	-483	-472	-426	-418	-473	-457	-541
Média (dBm)	-34,4	-48,3	-47,2	-42,6	-41,8	-47,3	-45,7	-54,1
Mediana	-34	-47,5	-46	-43	-41,5	-47,5	-45,5	-53,5
Moda	-34	-47	-51	-43	-41	-48	-45	-51
Variância	0,27	34,46	17,29	1,82	1,51	2,90	3,12	22,10
Desvio Padrão	0,52	5,87	4,16	1,35	1,23	1,70	1,77	4,70
$\mu+\sigma$	-33,88	-42,43	-43,04	-41,25	-40,57	-45,60	-43,93	-49,40
$\mu-\sigma$	-34,92	-54,17	-51,36	-43,95	-43,03	-49,00	-47,47	-58,80

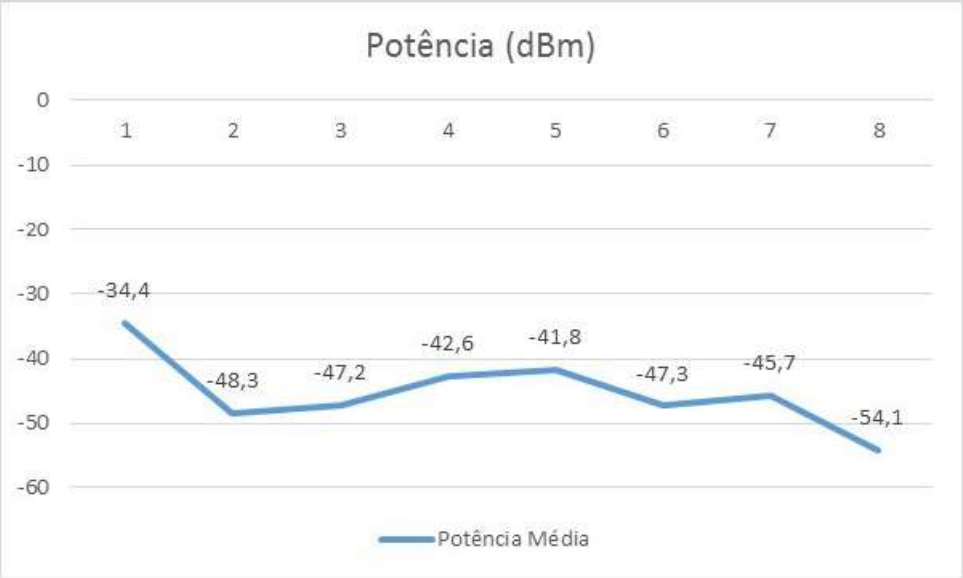

Figura 13 – Potência Média Experimental.

Tabela 6 – Medidas do expoente de de perda de percurso η.

Medidas de Posição (Populacional)					Medidas de Dispersão	
Média	Média Geométrica	Média Harmônica	Mediana	Moda	Desvio Padrão	Variância
1,515815619	1,252347939	0,659196226	1,823162801	1,57362	0,614278678	0,377338295

Em face a proposição indicada na seção 3.2.1.1, ainda nesta mesma abordagem definiu-se a o valor do expoente de perda de potência η, conforme indicado na Tabela 6. A partir da coleta de 96 amostras de expoentes de propagação para um nó móvel[1], em quantidade 1, dado cada nô âncora , em quantidade 3, de cada setor de localização, em quantidade 4, e, para cada raia, em quantidade 8, aferiu as seguintes medidas estatísticas:

A segunda abordagem deu-se no sentido de avaliar o comportamento do modelo de propagação de dados sem fio, quanto a potência de sinal indicada (*fingerprint*), a partir da utilização do módulo de localização sem fio, em pista de atletismo oficial, com divisão dos setores de localização e coordenadas, tomando-se como referência o arranjo de localização indicado na seção 3.2.

Na Tabela 7 são representadas as coordenadas[2] em metros de cada nô âncora em seu *cluster* de localização[3]:

- Setor de Localização 9 (SL9)
  - A1.13.9 - (0,0);
  - A2.14.9 - (45, -20);

[1] Vide Apêndices A, B, C e D.
[2] As coordenadas foram definidas de acordo com as medidas da pista
[3] Todos os nós com prefixo A1, possuem coordenadas (0,0) pois são considerados o centro de referência de cada setor de localização.

Tabela 7 – Coordenadas dos Arranjos de Localização

Arranjo de Localização			Coordenadas	
Segmentos	Lineares	Setor de Localização (SL9)	x(m)	y(m)
		Nó âncora 1 (A1.13.9)	0	0
		Nó âncora 2 (A2.14.9)	45	-20
		Nô âncora 3 (A3.15.9)	-50	25
		Setor de Localização (SL11)	x(m)	y(m)
		Nó âncora 1 (A1.13.11)	0	0
		Nó âncora 2 (A2.14.11)	-45	-20
		Nô âncora 3 (A3.15.11)	50	-25
	Semicirculares	Setor de Localização (SL8)	x(m)	y(m)
		Nó âncora 1 (A1.18.8)	0	0
		Nó âncora 2 (A2.19.8)	50	50
		Nô âncora 3 (A3.20.8)	55	-55
		Setor de Localização (SL10)	x(m)	y(m)
		Nó âncora 1 (A1.18.10)	0	0
		Nó âncora 2 (A2.19.10)	50	50
		Nô âncora 3 (A3.20.10)	-55	55

  - A3.15.9 - (-50,25).

- Setor de Localização 11 SL(11)
  - A1.13.11 - (0,0);
  - A2.14.9 - (-45,-20);
  - A3.15-9 - (50,-25);

- Setor de Localização 8 (SL8)
  - A1.18.8 - (0,0)
  - A2.19.8 - (50,50);
  - A3.20.8 - (55, -55)

- Setor de Localização 10 (SL10)
  - A1.18.10 - (0,0);
  - A2.19.10 - (50,50);
  - A3.20.10 - (-55,55).

Com relação ao SL9, SL11 (segmentos lineares) e SL8, SL10 (segmentos semicirculares) apresentam-se as curvas com relação às medidas dos raios vetores em todos os casos definidos da seção 3.2.1.1. Para cada raia há a estimação dos valores

de distância associadas com relação a todos os os nós âncores de cada setor de localização.

Nas Figuras 14, 15 e 16 são apresentados os perfis dos valores de raios vetores aferidos para cada raia no setor de localização linear 9. (Vide Apêndice A para a identicação dos valores)

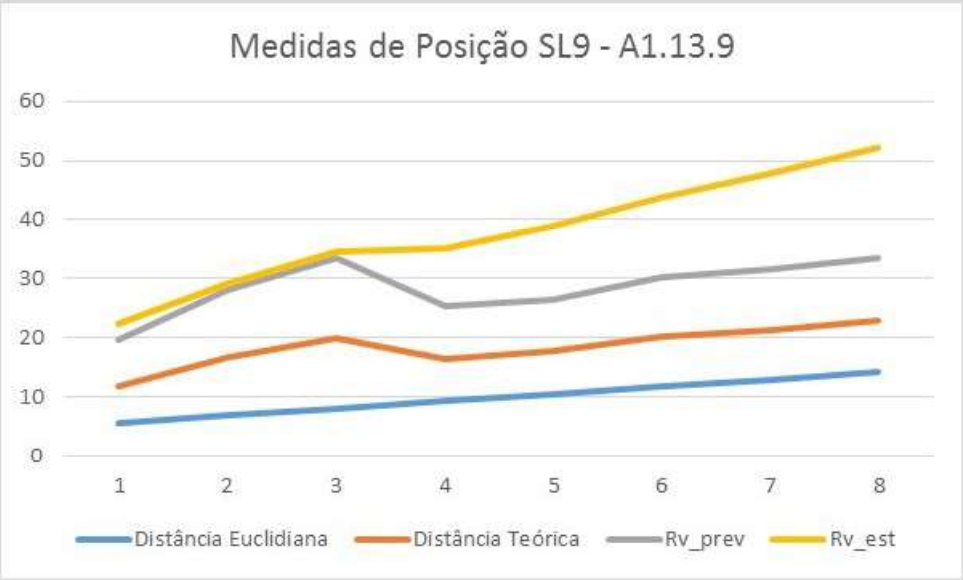

Figura 14 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.13.9.

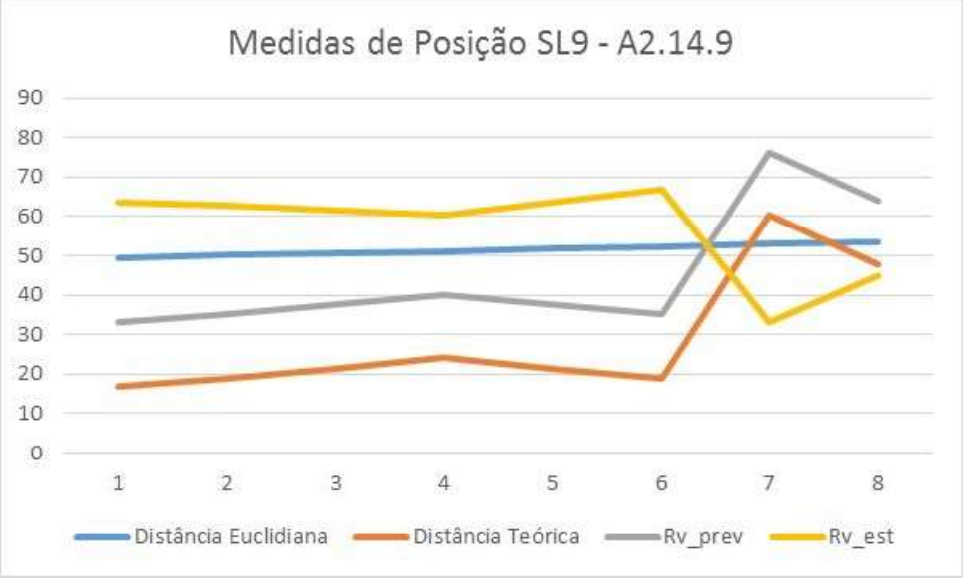

Figura 15 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.14.9.

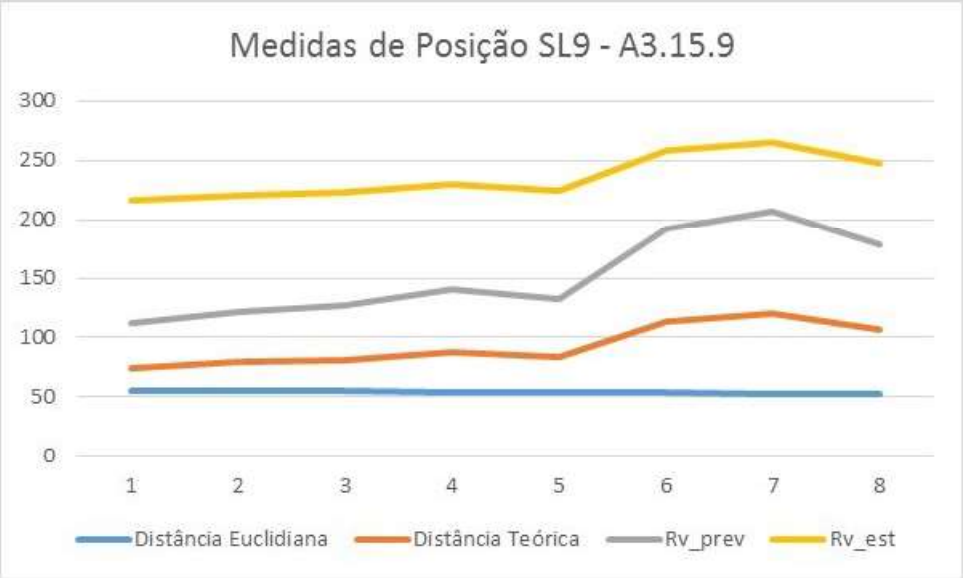

Figura 16 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.15.9.

Nas Figuras 17, 18 e 19 são apresentados os perfis dos valores de raios vetore-saferidos para cada raia no setor de localização linear 11. (Vide Apêndice B para a identicação dos valores)

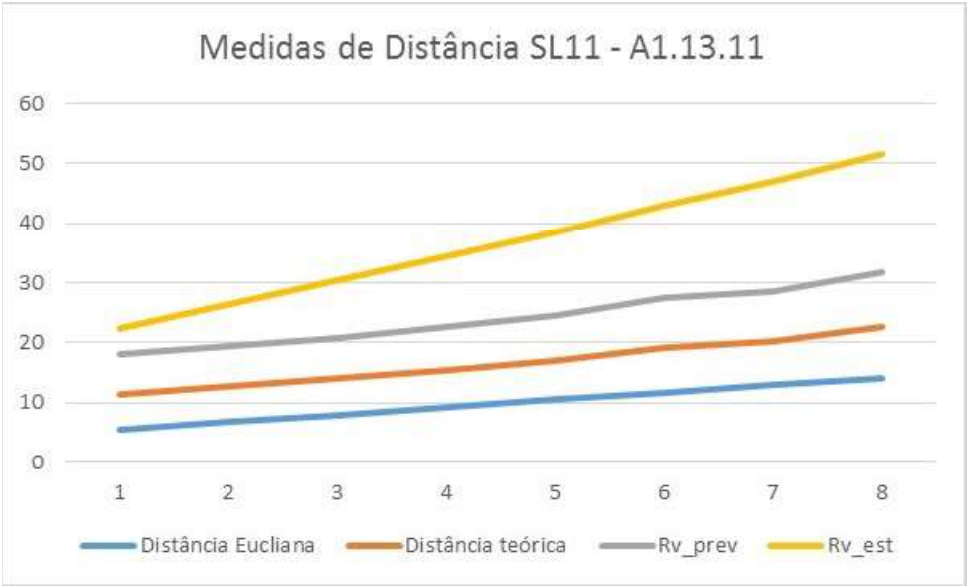

Figura 17 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.13.11.

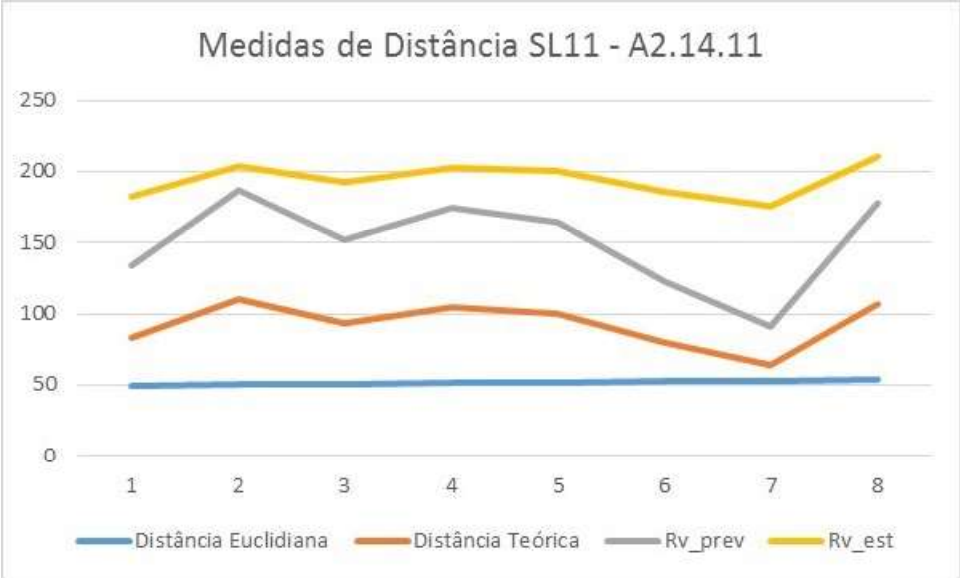

Figura 18 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.13.11.

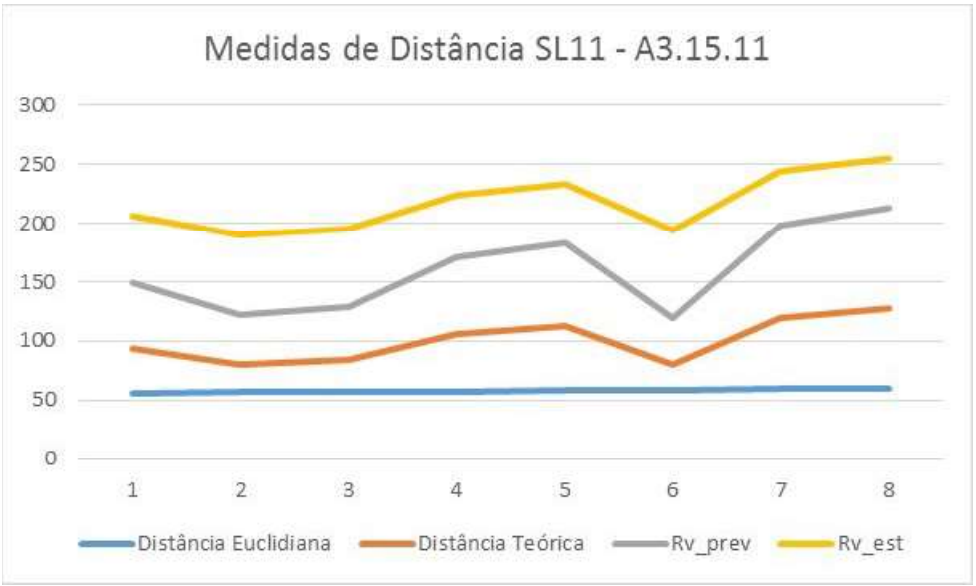

Figura 19 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.15.9.

Nas Figuras 20, 21 e 22 são apresentados os perfis dos valores de raios vetores aferidos para cada raia no setor de localização semicircular 8. (Vide Apêndice C para a identicação dos valores)

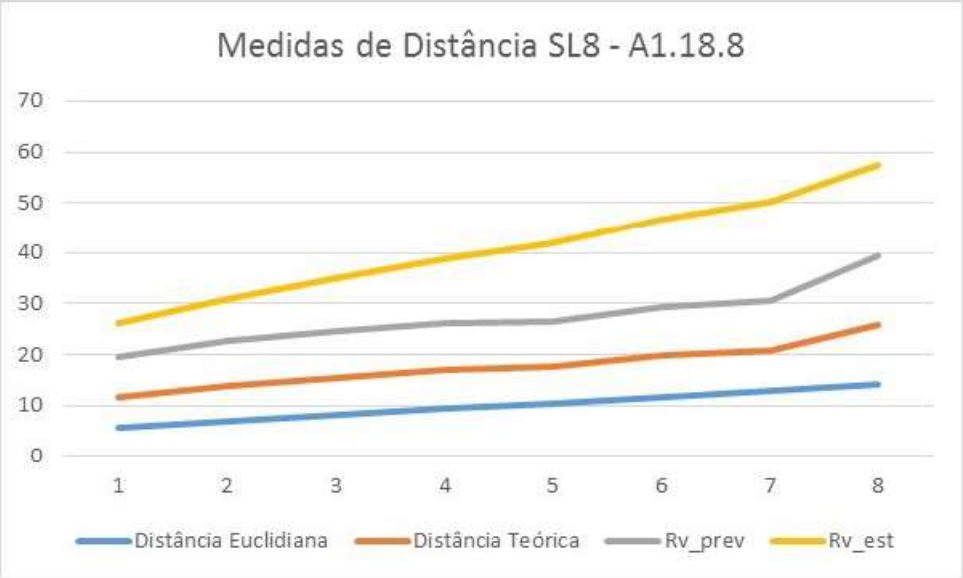

Figura 20 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.18.8.

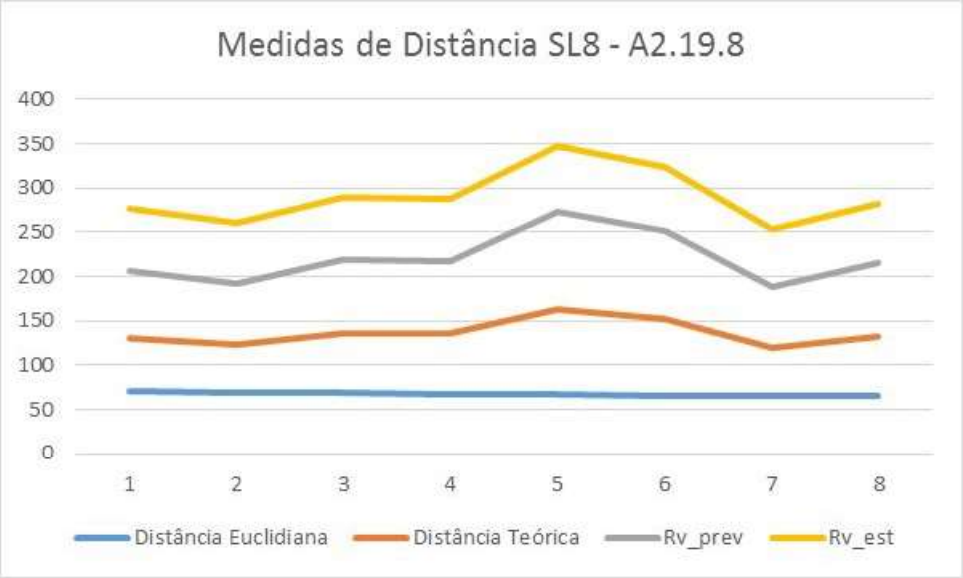

Figura 21 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.19.8.

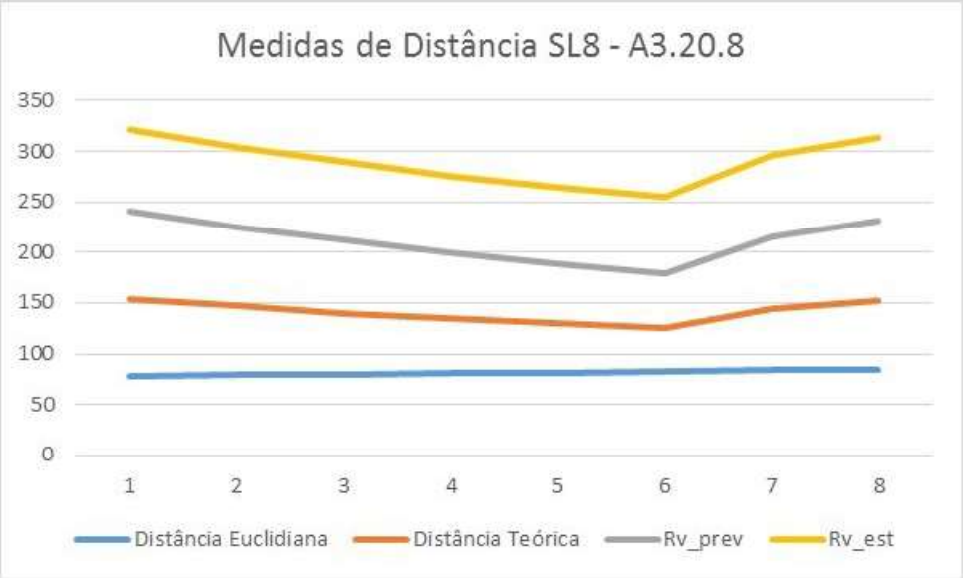

Figura 22 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.20.8.

Nas Figuras 23, 24 e 25 são apresentados os perfis dos valores de raios vetores aferidos para cada raia no setor de localização semicircular 10. (Vide Apêndice D para a identicação dos valores)

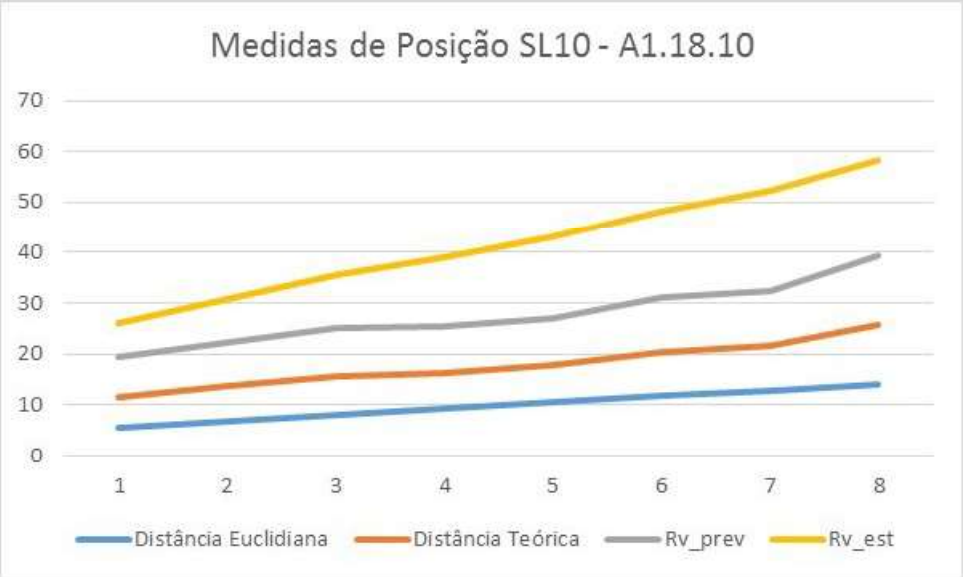

Figura 23 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A1.18.10.

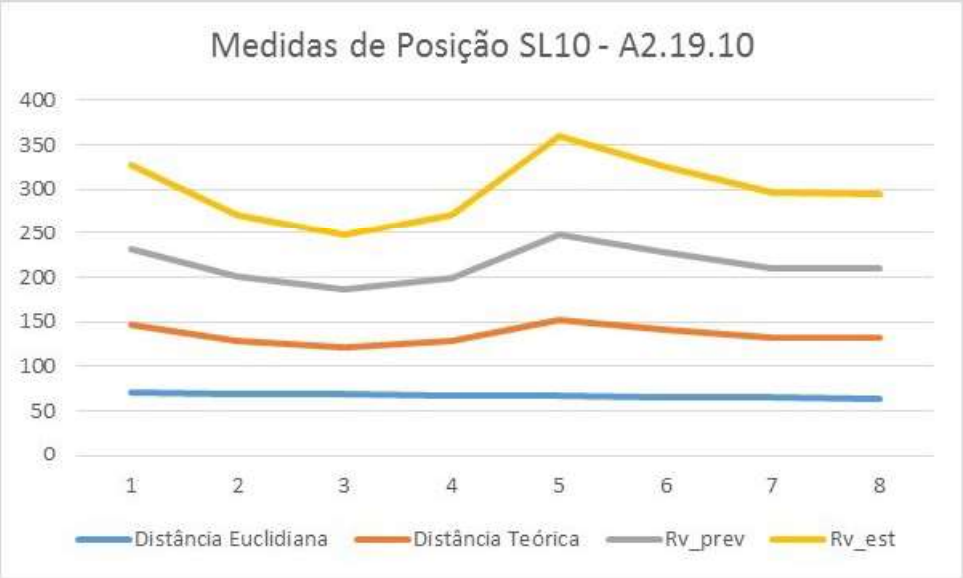

Figura 24 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A2.19.10

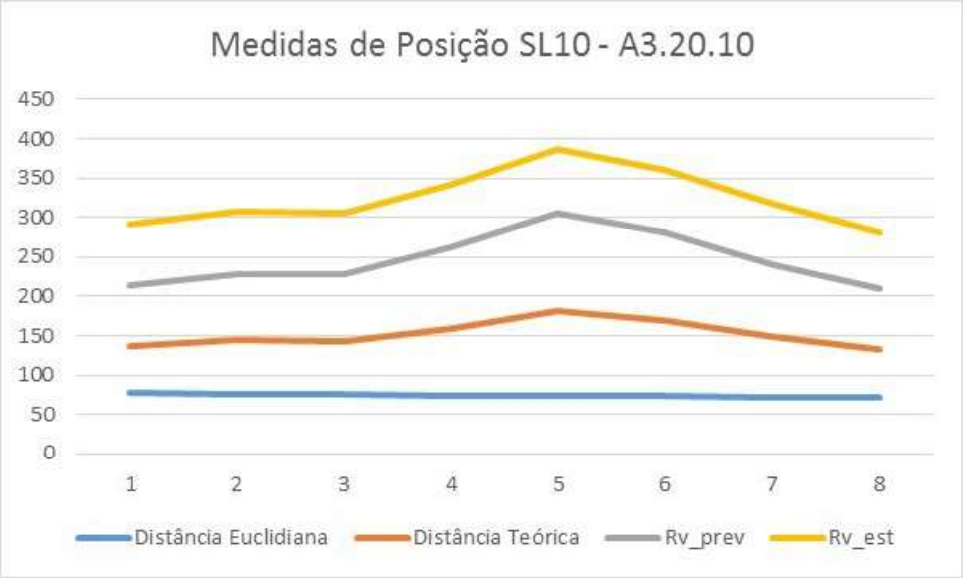

Figura 25 – Medidas de Posição para cada raia em relação a A3.20.10.

Em face ao objetivo 3 listado na seção 3.3 e suas respectivas hipóteses, os seguintes resultados são apresentados com base no seguinte roteiro:

Para avaliar o sistema foi estruturado teste piloto em que houve participação de voluntários videntes, porém vendados, que fizeram o uso do protótipo de sistema vibrátil (bracelete) em ambos os braços. Neste experimento, o dispositivo de comunicação foi testado como emissor de comandos para fins de orientação e receptor destes. No primeiro teste, os comandos foram enviados para os braceletes, de modo a propiciar ao usuário o primeiro contato com os estímulos vibráteis e observar sua reação.

Antes do teste, houve instruções ao voluntário no sentido de orientá-lo a que movimento o mesmo deveria fazer ao sentir a vibração. O ato de levantar o braço no qual ele sentia a vibração foi o movimento resultante, e na ausência de vibração os braços deveriam permanecer abaixados e juntos ao corpo. A partir daí o código de linguagem foi incorporado da seguinte maneira: se o sensor da direita vibrar, o voluntário deve dar uma volta de 90˚[4] para a direita. Se o sensor da esquerda vibrar, o voluntário deve dar uma volta de 90˚ para a esquerda. Se os dois sensores vibrarem, o voluntário deve fazer o movimento de avanço, caso contrário, deverá ser realizado movimento de parada.

Após ser vendado o voluntário teve sua propiocepção confundida por meio de várias rotações em torno do seu próprio eixo para evitar a memorização de trajeto do ambiente. Além disso, usou-se 13 pilares para construir um labirinto, e houve mudança do formato no fim de cada teste afim de evitar memorização e utilização de senso intuitivo. O voluntário foi orientado a navegar pelo labirinto, seguindo o caminho de acordo com a vibração dos atuadores. Os comandos foram enviados remotamente por meio de um computador. Para evitar acidentes e fazer orientações básicas, um guia acompanha o voluntário pelo labirinto.

Este procedimento foi realizado em 16 usuários diferentes e observou-se que:

- Somente 6% dos participantes não concluíram o percurso, devido a problemas técnicos na conexão entre o módulo emissor e receptor, porém a maior parte dos participantes concluíram o percurso sem falhas;

- Constatou-se a presença de falhas, como perda de comunicação, conflito de informações (vibração em ambos os lados) e até mesmo confusão por parte do atleta, que culminaram no fato de o participante ficar sem orientação remota, devido a inconsistência de sinal entre os módulos de comunicação. Ao ser submetido a uma reinicialização, a comunicação foi restabelecida e os comandos transpostos normalmente.

Este procedimento experiental descrito produziu uma publicação científica no I*EEE International Symposium on Medical Measurements and Applications* (MeMeA-2016), sob o título *Vibrotactile Sensory Substitution on Personal Navigation*, com autoria de Thiago Silva Filgueiras.

Em face ao objetivo 4 listado na seção 3.3. e suas respectivas hipóteses, os seguintes resultados são apresentados, Vila Olímpica de Manaus, com a participação de oito atletas cegos, sob ótica de avaliação do dispositivo de comunicação como ferramenta auxiliar ao treinamento, para que o atleta não saía dos limites das raia em que desenvolvia sua marcha no percurso de 100m (ida em cor azul e volta em

[4] O percurso do labirinto exigia apenas movimentos orientados a laterais, sem movimentos de inclinação ou intermediários, por isso a utilização do ângulo de 90º para realizar o percurso.

Figura 26 – Voluntário no percurso do labirinto.

Figura 27 – Desenvolvimento da marcha (Atleta 3)

cor vermelho)[5]. Nesta etapa o senso de orientação para o atlega deficiente visual é passado pelo atleta guia que comando o dispostivo de atuação.

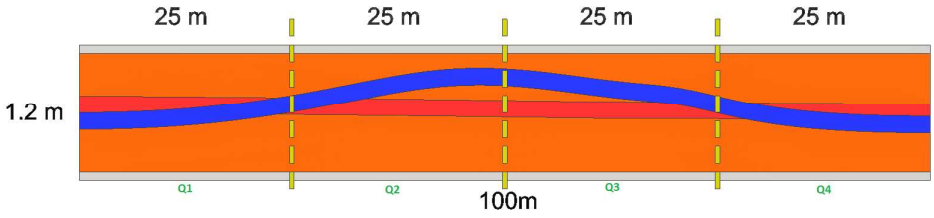

Figura 28 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 1.

Demora de atuação nos quartis 2 e 3, tanto no percurso de ida, quando no percurso de volta.

[5] Neste experimento houve interface com um sistema de atuação vibrátil.

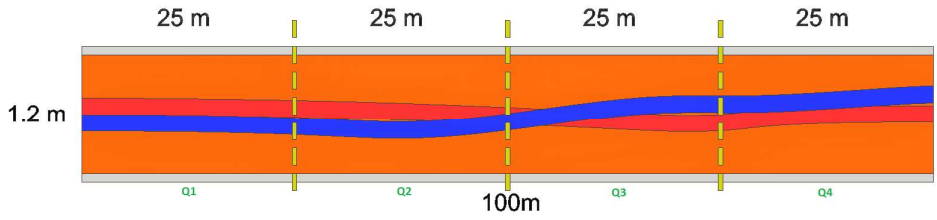

Figura 29 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 2.

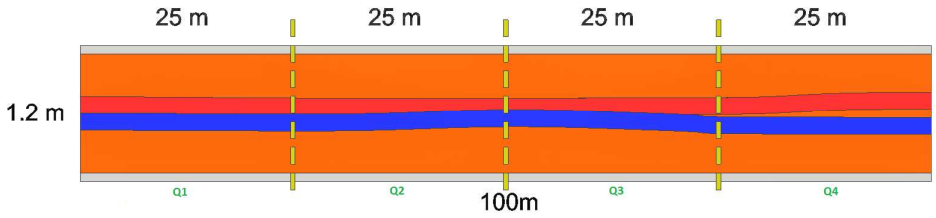

Figura 30 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 3.

Os percursos dos atletas 2 e 3 apresentaram resultados excelentes quanto ao senso de orientação indicado marcha retilínea.

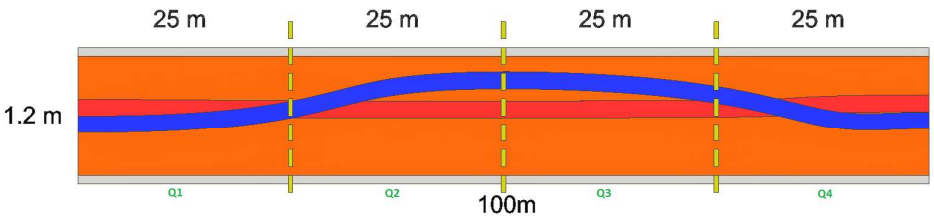

Figura 31 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 4.

Leve desvio nos quartis 2 e 3 no percurso de ida. Pode se observar que o percurso de volta é retilíneo.

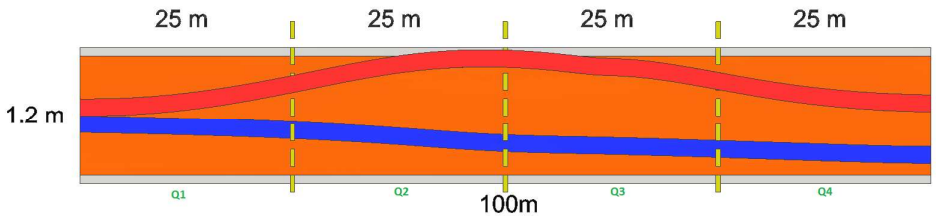

Figura 32 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 5.

Acentuado desvio nos quartis 2 e 3 no percurso de volta. O percurso de ida apresenta ligeiro desvio nos quartis 2 e 3 sem ultrapassar os limites da raia.

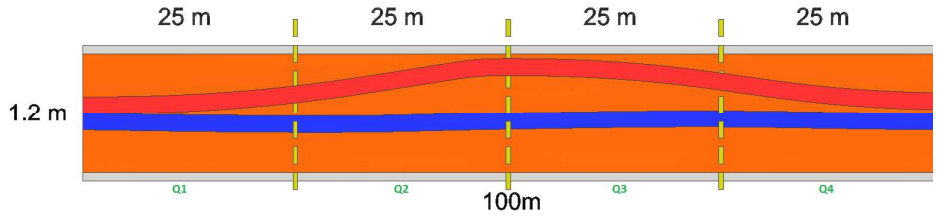

Figura 33 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 6.

Percurso de ida com marcha relitínea. O percurso de volta apresenta nos quartis 2 e 3 desvio alcança os limites laterais da raia.

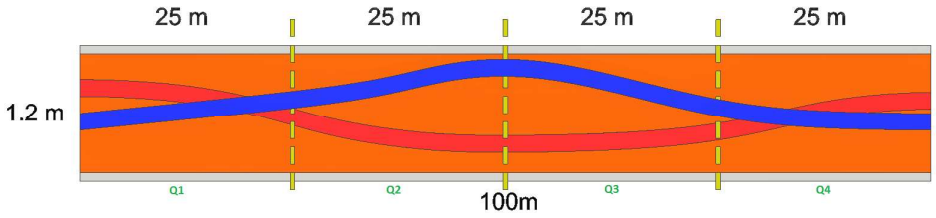

Figura 34 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 7.

Tanto no percurso de ida quanto no percurso de volta, há acentuado desvio nos quartis 2 e 3.

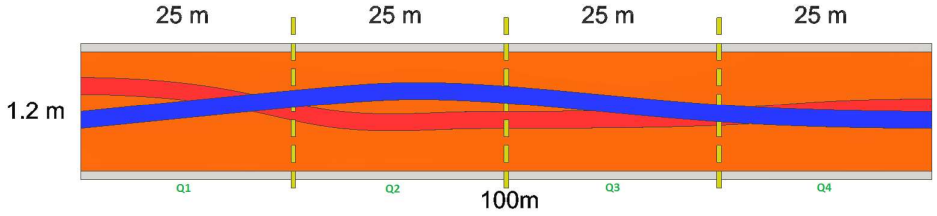

Figura 35 – Perfil de movimentação do treinamento do atleta 8.

Apesar de ligeiros desvios nos quartis 1 e 2 tanto no percurso de ida quanto de volta, o atleta 8, manteve-se dentro dos limites das raias.

Em uma análise focada da forma de comunicação, justifica-se os desvios nos percursos, pelo fato de que podem ocorrer conflitos de informação e falha temporal na transmissão dos dados. 50% dos atletas (1, 2, 3 e 8) apresentaram desenvolvimento de marcha retilíneo/satisfatória nos percursos. Os atletas 4, 5, 6 e 7 (50%) tiveram, ainda, desvios no percurso.

4.2 Correção de Trajetória em provas de 100m

Experimento realizado teste na Vila Olímpica de Manaus, com a participação de oito atletas cegos, sobre a eficiência do sistema de trajetória quanto a orientação e ao interfaceamento a um sistema de atuação vibrátil. A atividade realizada compreendeu a prova de 100m e, na ocasião, foi também observada a resiliência do sistema de correção com relação ao movimento de balanço do atleta no desenvolvimento de sua marcha. A seguir encontram-se relacionados os perfis de deslocamento dos atletas no percurso de ida (cor azul) e no percurso de volta (cor vermelha).

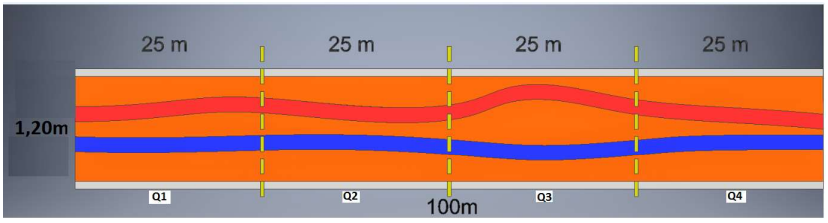

Figura 36 – Deslocamento do Atleta 1.

No percurso de ida, o sistema de correção fornece à interface de atuação, com base na variação aferida, corrigindo o percurso apesar de um leve desvio.

No 3º quartil do percurso de volta, houve um deslocamento lateral pode se observar que ainda assim houve fator de correção.

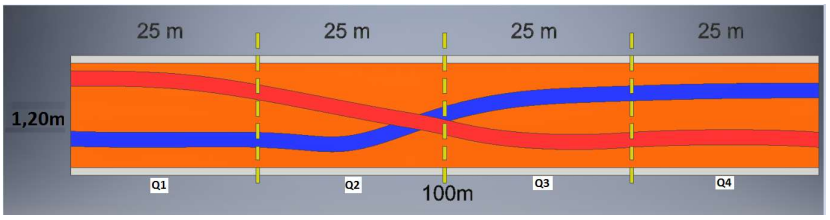

Figura 37 – Deslocamento do Atleta 2.

No percurso de ida, comportamento susceptível a alteração de referência (2º e 3º quartis) do sistema de correção, porém mantendo o atleta ainda nos limites da raia.

No percurso de volta, observa-se o mesmo comportamento.

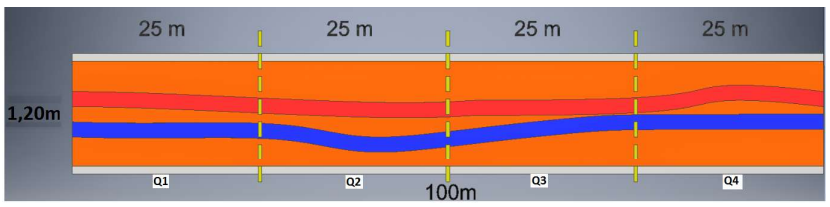

Figura 38 – Deslocamento do Atleta 3.

No percurso de ida, transparece o senso de linearidade do atleta, com atuação pontual do sistema de correção no 2º quartil.

No percurso de volta, observa-se certa variação de trajetória do 1º primeiro quartil, com atuação pontual e efetiva do sistema de correção.

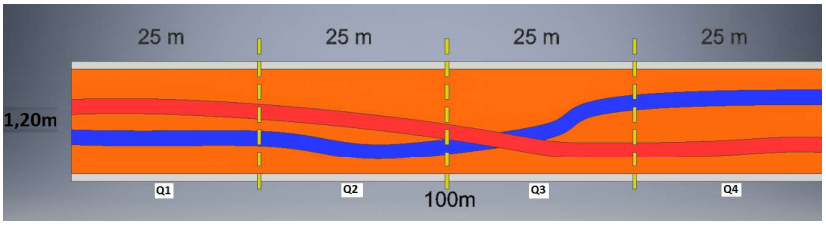

Figura 39 – Deslocamento do Atleta 4.

No percurso de ida, ligeira atuação corretiva no 2º quartil e demora significativa de correção no 3º quartil.

No percurso de volta, ligeiro desvo entre o 2º e 3º quartis, com ligeira atuação do sistema de correção.

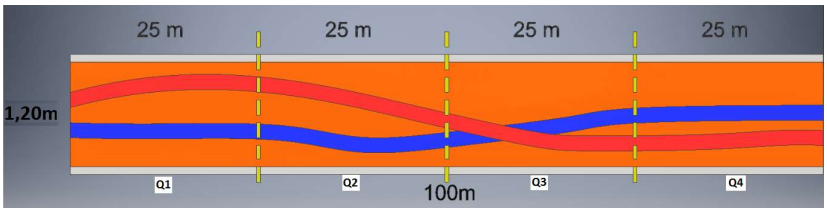

Figura 40 – Deslocamento do Atleta 5.

No percurso de ida, uma quase uniformidade do deslocamento do atleta com ligeira susceptância no 3º quartil.

No percurso de volta, observa-se quase uniformidade no 1º e 2º quartis com variânca de ângulo significativa entre o 3º e 4º quartis e atuação corretiva iniciando quase no final do percurso.

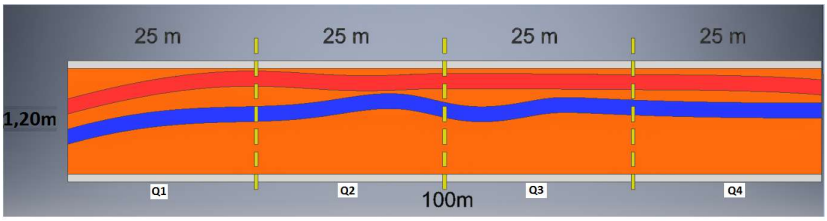

Figura 41 – Deslocamento do Atleta 6.

No percurso de ida, ligeira correção no 2º quartil com quase encontro ao limite lateral da raia no 3º quartill.

No percurso de volta, nota-se uniformidade no movimento, porém com posicionamento no limite lateral da raia durante todo o percurso.

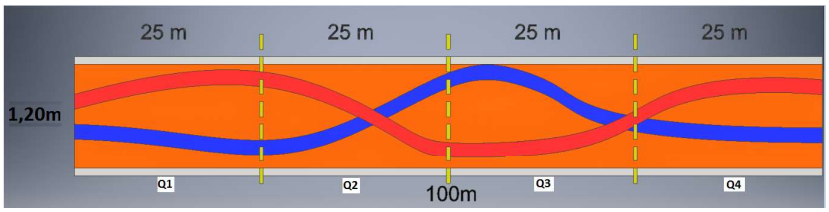

Figura 42 – Deslocamento do Atleta 7.

Não uniformidade no percurso de ida com ação corretiva entre o 2º e 3º quartis, como também entre o 3º e 4º quartis.

No percurso de volta, não uniformidade do perfil de deslocamento com ação corretiva no 2º e 4º quartis.

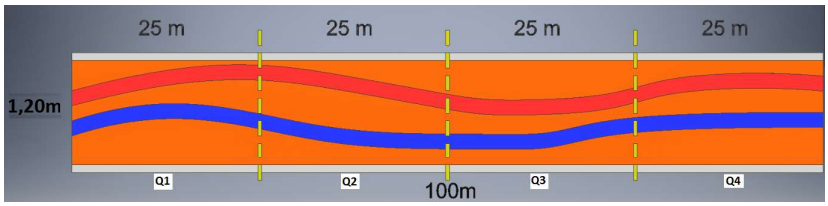

Figura 43 – Deslocamento do Atleta 8.

No percurso de ida, observa-se ação corretiva no 2º e 4º quartis.

O mesmo se observa no percurso de volta.

5 Conclusão

Foram desenvolvidas duas abordagens para ferramentas de auxílio a atletas com deficiência visual na modalidade de corrida em pista com foco em localização/orientação e correção de trajetória. Todo o trabalho foi desenvolvido sob a utlização de hardwares de rede sem fio baseados no padrão IEEE 802.15.4 base para o também usado Padrão ZigBee e com topologia de rede ponto-multiponto.

A metodologia de estimação de coordenadas proposta especialmente para a pista de atletismo sob a ótica da construção de uma rede módulos de comunicação concebida nos moldes da Tecnologia ZigBee, parece bem definida matematicamente, observando-se, neste sentido, a abordagem sobre a utilização de transformações homogêneas e o modelo distribuído de localização com o intuito de definir bem os setores da pista, compreendendo características construtivas. O modelo empírico projetado que é caracterizado por um método de localização e estimação de coordenadas em uma rede sem fio, a partir do processamento do sinal de saída deste, por outros nós, estes de coordenadas conhecidas, em que a informação da localização do nó móvel é gerada pela triangulação dos sinais identificados pelos nós âncoras, alcançou resolução espacial ainda não-satisfatória, ainda que corrigidas as influência da potência de sinal sobre a estimação de distância, com uso de uma metodologia iterativa de estimação por perda de percurso.

Contudo, o modelo experimental, principalmente na tratativa de avaliar o comportamento do modelo de propagação de dados a partir da aferição de potência de sinal conforme apresentado na seção 4.1, demonstrou caráter de instabilidade na relação potência de sinal e distância real, principalmente pelo caráter não-linear da potência em função do deslocamento. Desta forma pode se afirmar que este resultado, pela não-linearidade e incoerência quanto as medições, influencia diretamente o processo de estimação de localização, podendo levar a estimação de dado irreal. Em termos práticos, esta constatação caracteriza implicância negativa potencial, inviabilizando o modelo experimental de triangulação, devido ao caráter assistivo da aplicação, pelo fato de a segurança ser importante preceito para a inclusão social e rendimento de atletas com deficiência visual em corridas paralímpicas de atletismo. Apesar dos resultados, certas vezes, apresentarem divergência, a utilização do modelo de propagação com perda de percurso em suas fases determinísticas e probabilísticas, fornece alternativa quanto a estimação de coordenadas, principalmente por levar em consideração predição e cálculo real de distância, que perfazem uma abordagem paralela ao *Fingerprint*, não somente de potência como também de distância.

Sendo assim, para esta aplicação, o uso do Xbee ZigBee como hardware de rede para localização não é aconselhado para que se tenha uma resolução de precisão

de centímetros, utilizando o esquema proposto e considerando os dados de maneira global, apesar de ocorrências pontuais de convergência. Porém como visto na seção 4.1, quando utilizado de forma controlada por agente externo (outra pessoa controlando o deslocamento do usuário) em ambientes *indoor* que não exigem alta precisão, o dispositivo foi bem aceito e apresentou resultados razoáveis, quando desenvolvido como ferramenta de treinamento do atleta cego, por seu treinador.

Ainda faz-se necessário o desenvolvimento de métodos de calibração para o modelo de triangulação desenvolvido a fim que se obtenha comportamento mais crível e factível do modelo de propagação, ou até mesmo, com a utilização de sinais em banda larga. O modelo de propagação com perda de percurso fornece dados essenciais para o desenvolvimento de funções de otimização que busquem refinar ainda mais as relação de potência e distância. Tal atividade requer esforço computacional considerável, o que a partir partir de uma análise do algoritmo, demanda tempo imcompatível com o caráter assistivo e principalmente de tempo real da aplicação.

Quanto ao sistema de correção de trajetória para corridas de 100m, apesar do universo amostral ser pequeno, constatou-se que há sim relevância no emprego deste tipo de dispostivo em corridas paralímpicas para atletas com deficiência visual, principalmente com a finalidade de mimetizar o atleta-guia, propiciando autonomia ao atleta. Contudo, deve ser considerado o fato de que no perfil de deslocamento há a presença de variações ao observarmos as limitações da raia, fato este que é justificado, pelo treinamento de atletas quanto ao dispositivo e principalmente quanto ao senso de linearidade, o que, em termos práticos, significa caminhar, trotar ou correr em linha reta. Neste sentido as hipóteses elencadas na seção 3.4.3, pode se afirmar que não falha crítica na medição de variação angular com relação ao eixo vivo do atleta e que, pelo fato, de haver correção de trajetória, a interface com um sistema de atuação não é potencialmente falha. Entretanto, ao analisar-se os perfis de deslocamento de pelo menos 5 atletas, é observado susceptância expressiva na correção, o que, em práticas e modalidades oficiais, pode comprometer o rendimento do atleta.

Em termos tocantes a questões sociais e de inclusão, pode-se afirmar que esta tecnologia assistiva aqui proposta contempla a pessoa deficiente visual, o atleta deficiente visual no que se refere a possibilidade de autonomia, independência e liberdade, quanto a execução de sua atividade. Neste sentido, é propício afirmar sobre a importância de pesquisas no sentido de transformar qualquer limitação física de uma pessoa em instrumento de inovação e desenvolvimento de próteses, em especial, próteses sensoriais. Políticas Públicas relativas a temática precisam ser mais difundidas em face a capacidade que a pessoa com deficiência visual possa vir a ter com auxílio de tecnologias assistivas, como esta aqui proposta. Prima-se pela universalização da assistividade em termos de produtos que possam vir a contribuir positivamente com pessoas que apresentem qualquer tipo de deficiência.

5.1 Trabalhos a serem desenvolvidos com relevância ao tema.

- Ampliar o sistema de correção de trajetória para modalidades de 400 e 800m, e nos setores semicirculares da pista.
- Desenvolver arranjo híbrido do sistema de localização com o sistema de correção de trajetória.
- Realizar testes exaustivos dos dois sistemas em usuários característicos a aplicação.
- Aplicar funções de otimização para a estimação de coordenadas.

Referências

ALMEIDA, N. T.; PINHEIRO, V. Rfid alarm system and trajectory correction in paralympic athletics races. *Procedia Technology*, Elsevier, v. 17, p. 170–177, 2014. 16, 17

BARBACENA, I. L. et al. Comparative analysis of tactile sensitivity between blind, deaf and unimpaired people. *International Journal of Advanced Media and Communication*, Inderscience Publishers, v. 3, n. 1-2, p. 215–228, 2009. 15

BLASCH, B. B.; WIENER, W. R.; WELSH, R. L. *Foundations of orientation and mobility*. [S.l.]: Amer Foundation for the Blind, 1997. 17

BODAS, A. R.; LÁZARO, J. P.; FERNANDES, H. M. Perfil psicológico de prestação dos atletas paralímpicos atenas 2004. *Motricidade*, v. 3, n. 3, p. 33–43, 2007. 13, 14

CHINTALAPUDI, K.; IYER, A. P.; PADMANABHAN, V. N. Indoor localization without the pain. In: ACM. *Proceedings of the sixteenth annual international conference on Mobile computing and networking*. [S.l.], 2010. p. 173–184. 22

COPELAND, D.; FINLAY, J. Identification of the optimum resolution specification for a haptic graphic display. *Interacting with Computers*, Oxford University Press, v. 22, n. 2, p. 98–106, 2010. 15

COWAN, R. E. et al. Recent trends in assistive technology for mobility. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 9, n. 1, p. 1, 2012. 16

DIAZ, J. J. et al. Bluepass: An indoor bluetooth-based localization system for mobile applications. In: IEEE. *Computers and Communications (ISCC), 2010 IEEE Symposium on*. [S.l.], 2010. p. 778–783. 24

DOGS, G. *Guide Dogs*. 2015. Acessado em 15/12/2015. Disponível em: <http://www.guidedogs.org.uk>. 17

EREN, H. *Wireless sensors and instruments: networks, design, and applications*. [S.l.]: CRC Press, 2005. 21

EVETT, L. et al. An interface to virtual environments for people who are blind using wii technology-mental models and navigation. *Journal of Assistive Technologies*, Emerald Group Publishing Limited, v. 3, n. 2, p. 26–34, 2009. 29

FARAHANI, S. *ZigBee wireless networks and transceivers*. [S.l.]: newnes, 2011. 25, 27

FILGUEIRAS, A. et al. Características psicométricas do"portable tactual performance test"(p-tpt) em indivíduos cegos. *Ciências & Cognição*, Instituto de Ciências Cognitivas, v. 17, n. 1, p. 83–93, 2012. 15

GARCIA, R. P.; LEMOS, K. *Temas (quase éticos) de desporto*. [S.l.]: Casa da Educação Física, 2005. 13, 14

GOMEZ, J. D.; BOLOGNA, G.; PUN, T. Spatial awareness and intelligibility for the blind: audio-touch interfaces. In: ACM. *CHI'12 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*. [S.l.], 2012. p. 1529–1534. 29

GUAL, J.; PUYUELO, M.; LLOVERAS, J. The effect of volumetric (3d) tactile symbols within inclusive tactile maps. *Applied ergonomics*, Elsevier, v. 48, p. 1–10, 2015. 15

HERNANDEZ, O. et al. Position location monitoring using ieee® 802.15. 4/zigbee® technology. *Beyond Bits, issue IV*, p. 67–69, 2009. 25, 37

IAAF. *International Association for Athletics Federations*. 2015. Acessado em 23/01/2015. Disponível em: <http://www.iaaf.org/home>. 13

IBGE. *Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística*. 2013. Acessado em 13 de abril de 2016. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br>. 14

INVENSENSE. *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revison 3.4*. 3.4. ed. 1197 Borregas Ave, Sunnyvale, CA 94089 U.S.A, 2013. Document Number PS-MPU-6000A-00. 41

ISHIZUKA, H.; MIKI, N. Mems-based tactile displays. *Displays*, Elsevier, v. 37, p. 25–32, 2015. 15

JúNIOR, L. A. Q. C. *Modelagem de um robô de coordenadas cartesianas utilizado para o transporte de peças no processo de injeção de plásticos.* Dissertação (Mestrado) — Universidade do Estado do Amazonas, 2013. Trabalho de conclusão de curso. Engenharia de Controle e Automação. 28

KHATCHATOUROV, A. et al. Integrating tactile and force feedback for highly dynamic tasks: Technological, experimental and epistemological aspects. *Interacting with Computers*, Oxford University Press, v. 21, n. 1-2, p. 26–37, 2009. 15

KUBER, R.; YU, W. Feasibility study of tactile-based authentication. *International Journal of Human-Computer Studies*, Elsevier, v. 68, n. 3, p. 158–181, 2010. 15

KUROSE, J. F. et al. *Redes de Computadores ea Internet: uma abordagem top-down*. [S.l.]: Pearson, 2010. 24

KUYK, T. et al. Visual search training and obstacle avoidance in adults with visual impairments. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, American Foundation for the Blind, v. 104, n. 4, p. 215, 2010. 17

LI, Z. et al. Advances in rfid-ila: The past, present and future of rfid-based indoor location algorithms. In: IEEE. *Control and Decision Conference (CCDC), 2012 24th Chinese*. [S.l.], 2012. p. 3830–3835. 20

LOOMIS, J. M.; GOLLEDGE, R. G.; KLATZKY, R. L. Systems for the visually impaired. *Fundamentals of wearable computers and augmented reality*, CRC Press, p. 429, 2001. 20

MASCETTI, S. et al. Sonification of guidance data during road crossing for people with visual impairments or blindness. *International Journal of Human-Computer Studies*, Elsevier, v. 85, p. 16–26, 2016. 28, 29

MELLO, M. T.; RODRIGUES, D. F.; ALVES, E. D. S. *Avaliação e Treinamento do Esporte Paralímpico*. [S.l.]: Medbook, 2014. Em: SOARES, Y.M. Treinamento Esportivo. Cap 4, p.71-95. 13

MONTEIRO, A. *Análise da postura e deficiência visual: influência da atividade física organizada de forma regular e sistematizada na postura do deficiente visual congênito*. Tese (Doutorado) — Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual do Rio de Janeiro, Brasil, 1999. 14

NETO, J. M. R. de S. *Sistema de Localização baseado em Redes de Sensores sem fio*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade Federal de Campina Grande, 2010. 22

NIKU, S. B. Introdução à robótica–análise, controle, aplicações. *São Paulo, LTC*, 2013. 28

OMS. *Organização Mundial da Saúde*. 2013. Acesso em 13 de abril de 2013. Disponível em: <www.who.int/eng>. 14

PATWARI, N. et al. Locating the nodes: cooperative localization in wireless sensor networks. *IEEE Signal processing magazine*, IEEE, v. 22, n. 4, p. 54–69, 2005. 32, 38

PEREIRA, R. *A contribuição do esporte como meio de inclusão dos deficientes visuais nas discussões sobre o Desenvolvimento Sustentável*. Tese (Doutorado) — Dissertação de Mestrado, Universidade Salgado de Oliveira–UNIVERSO, Rio de Janeiro.[Links], 2008. 13, 14

PEREIRA, R. et al. A importância do desporto de alto rendimento na inclusão social dos cegos: Um estudo centrado no instituto benjamin constant-brasil/the importance of high performance sports in social inclusion of blind people: A study centered on benjamin constant institute-brazil. *Motricidade*, Edições Desafio Singular, v. 9, n. 2, p. 94, 2013. 14

PICINALI, L. et al. Exploration of architectural spaces by blind people using auditory virtual reality for the construction of spatial knowledge. *International Journal of Human-Computer Studies*, Elsevier, v. 72, n. 4, p. 393–407, 2014. 28

QIAN, H.; KUBER, R.; SEARS, A. Towards developing perceivable tactile feedback for mobile devices. *International Journal of Human-Computer Studies*, Elsevier, v. 69, n. 11, p. 705–719, 2011. 15

RAMOS, J. d. S. B. Instrumentação eletrônica sem fio: transmitindo dados com módulos xbee zigbee e pic16f877a. *Editora Érica: São Paulo, 1ª Edição*, 2012. 27

RECHINELI, A.; PORTO, E. T. R.; MOREIRA, W. W. Corpos deficientes, eficientes e diferentes: uma visão a partir da educação física. *Rev. bras. educ. espec*, v. 14, n. 2, p. 293–310, 2008. 13, 14

RIBEIRO, E. P. *A influência da actividade física nos níveis de depressão e ansiedade dos portadores de cegueira adquirida*. [S.l.: s.n.], 2003. 14

RODRIGUES, M. L.; VIEIRA, L. F. M.; CAMPOS, M. F. Mobile robot localization in indoor environments using multiple wireless technologies. In: IEEE. *Robotics Symposium and Latin American Robotics Symposium (SBR-LARS), 2012 Brazilian*. [S.l.], 2012. p. 79–84. 22

RUI, D. *Guidance, navigation and information system especially adapted for blind or partially sighted people*. Google Patents, 2010. WO Patent App. PCT/PT2009/000,036. Disponível em: <http://www.google.com/patents/WO2010002284A2?cl=ru>. 20

SAVVIDES, A.; HAN, C.-C.; STRIVASTAVA, M. B. Dynamic fine-grained localization in ad-hoc networks of sensors. In: ACM. *Proceedings of the 7th annual international conference on Mobile computing and networking*. [S.l.], 2001. p. 166–179. 33

TANENBAUM, A. *S. Redes de Computadores. São Paulo: Ed*. [S.l.]: Prentice Hall, 2011. 24

TOMAZIC, A. *Surroundings recognition & describing device for blind people*. Google Patents, 2011. EP Patent App. EP20,100,468,001. Disponível em: <http://www.google.com/patents/EP2371339A1?cl=en>. 21

TREVISAN, L. Um algoritmo de localizaçao de nós em redes sem-fio usando nível de potência do sina. *Curitiba, PR, Brasil*, 2009. 39

UNIÃO, D. O. D. Decreto nº 5.296 de 2 de dezembro de 2004. *Página Eletrônica: https://www. planalto. gov. br/ccivil/_ato2004-2006/2004/decreto/d5296. htm*, 2004. 13

VIEIRA, C. S. *Alunos cegos egressos no Instituto Benjamin Constant (IBC) no período 1985 a 1990 e sua inserção comunitária*. Tese (Doutorado) — Instituto Fernandes Figueira, 2006. 13, 14

VISELL, Y. Tactile sensory substitution: Models for enaction in hci. *Interacting with Computers*, Oxford University Press, v. 21, n. 1-2, p. 38–53, 2009. 15, 16

WALKER, B. N.; LINDSAY, J. Development and evaluation of a system for wearable audio navigation. In: SAGE PUBLICATIONS. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*. [S.l.], 2005. v. 49, n. 17, p. 1607–1610. 28

WILSON, J. et al. Swan: System for wearable audio navigation. In: IEEE. *Wearable Computers, 2007 11th IEEE International Symposium on*. [S.l.], 2007. p. 91–98. 28

WINNICK, J. P. An introduction to adapted physical education and sport. *Adapted physical education and sport.(4thed.)*, p. 3–20, 2005. 13, 14

WOODS, R. *Social issues in sport*. [S.l.]: Human Kinetics, 2008. 13

YAO, Q. et al. Location estimation in zigbee network based on fingerprinting. In: IEEE. *Vehicular Electronics and Safety, 2007. ICVES. IEEE International Conference on*. [S.l.], 2007. p. 1–6. 27

ZHU, S. et al. Identifying the effectiveness of using three different haptic devices for providing non-visual access to the web. *Interacting with Computers*, Elsevier, v. 23, n. 6, p. 565–581, 2011. 15

A Apêndice A - Medidas Estimadas Setor de Localização 9

FingerPrint		SL9	Distância do Centro da Raia aos nós âncoras										
		Raia	1	2	3	4	5	6	7	8			
A1.13.9	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv1)	m	5,61	6,83	8,05	9,27	10,49	11,71	12,93	14,15	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-35	-48	-51	-41	-41	-45	-45	-46	24,2857	4,928053803	2,240024456
	Potência Média Teórica	dBm	-50,87718295	-52,75725548	-54,32750937	-55,67575415	-56,85706074	-57,90825169	-58,85516755	-59,71664168	9,41015	3,067596039	
	Distância Média Teórica	m	6,071519305	9,786300923	11,76082975	7,13796209	7,13796209	8,388441561	8,388441561	8,801893963	3,13954	1,771873683	
	Raio Vetor Previsto	m	7,843392988	11,55817461	13,53270344	8,909835773	8,909835773	10,16031524	10,16031524	10,57376765			
	Raio Vetor Estimado	m	2,840538075	0,966947856	1,251313653	9,71661245	12,44944229	13,631647	16,36447683	18,58461558			
	Erro Relativo de Potência	%	31,20688298	9,017253528	6,124906897	26,3593271	27,88934309	22,29086756	23,54112328	22,96954633			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	0,080110781	1,629873269	1,832642471	0,682466995	0,64656725	0,991992102	0,95358169	1,008032595			
A2.14.9	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv2)	m	49,49517249	50,0154866	50,55989023	51,12761387	51,71788955	52,32995414	52,96305222	53,61643871	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-59	-60	-61	-62	-61	-60	-70	-68	16,5536	4,068608046	1,849367293
	Potência Média Teórica	dBm	-71,68038253	-71,78029897	-71,88373469	-71,99042154	-72,10009748	-72,21250779	-72,32740611	-72,44455521	0,07172	0,267808276	
	Distância Média Teórica	m	16,98243652	19,05460718	21,3796209	23,98832919	21,3796209	19,05460718	60,25595861	47,86300923	259,39	16,10557867	
	Raio Vetor Previsto	m	33,08801152	35,16018585	37,48519957	40,09390786	37,48519957	35,16018585	76,36153728	63,9685879			
	Raio Vetor Estimado	m	63,43087528	62,63309319	61,66510485	60,49928288	63,80667093	66,91339376	33,08914429	44,82366177			
	Erro Relativo de Potência	%	17,6901714	16,41160476	15,1407474	13,87743165	15,39539871	16,91190095	3,217875822	6,135112841			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	1,451701842	1,506676018	1,561210495	1,61530511	1,552250628	1,489454239	2,064997531	1,942984997			
A3.15.9	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv3)	m	55,63157467	55,107612	54,60588338	54,12700712	53,67159491	53,24024887	52,83355846	52,45209719	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-60	-62	-63	-65	-64	-70	-71	-69	16,2857	4,035556255	1,834343752
	Potência Média Teórica	dBm	-72,79706976	-72,70665502	-72,61926762	-72,53510831	-72,45437902	-72,37728169	-72,30401697	-72,23478286	0,03889	0,197195577	
	Distância Média Teórica	m	19,05460718	23,98832919	26,91534804	33,88441561	30,1995172	60,25595861	67,60829754	53,70317964	336,804	18,35223118	
	Raio Vetor Previsto	m	37,40683836	42,34056037	45,26757922	52,2366468	48,55174839	78,60818979	85,96052872	72,05541082			
	Raio Vetor Estimado	m	104,5015701	99,42402236	96,06153972	89,36851806	91,60760747	65,73896647	58,85857841	69,76049556			
	Erro Relativo de Potência	%	17,5791001	14,72582533	13,24616446	10,38822232	11,66855494	3,28456891	1,8035194	4,47815129			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	1,466778594	1,585103162	1,64629005	1,765302447	1,711235387	2,062285569	2,124313105	2,011905296			

A Apêndice B - Medidas Estimadas Setor de Localização 11

FingerPrint		SL11	Distância do Centro da Raia aos nós âncoras										
		Raia	1	2	3	4	5	6	7	8	VAR	Desvio Padrão	a
A1.13.11	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv1)	m	5,61	6,83	8,05	9,27	10,49	11,71	12,93	14,15			
	Potência Experimentada	dBm	-32	-33	-34	-36	-38	-42	-42	-45	23,0714	4,803272694	2,18330577
	Potência Média Teórica	dBm	-50,87718295	-52,75725548	-54,32750937	-55,67575415	-56,85706074	-57,90825169	-58,85516755	-59,71664168	9,41015	3,067596039	
	Distância Média Teórica	m	5,758577575	5,851138038	5,954992586	6,202264435	6,513561248	7,398832919	7,398832919	8,388441561	0,89568	0,94640113	
	Raio Vetor Previsto	m	6,704978705	6,797539168	6,901393716	7,148665565	7,459962379	8,345234049	8,345234049	9,334842692			
	Raio Vetor Estimado	m	4,31430538	6,868411089	9,409152443	11,78018728	14,075461	15,69154696	18,35518	19,84780343			
	Erro Relativo de Potência	%	37,10343587	37,4493618	37,4166046	35,33989696	33,16573262	27,47147639	28,63838173	24,64412141			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	0,320443125	0,167781072	0,04416006	0,165446544	0,352673045	0,71123962	0,68370008	0,921133233			
A2.14.11	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv2)	m	49,49517249	50,01554866	50,55989023	51,12761387	51,71788955	52,32995414	52,96305222	53,61643871	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-65	-70	-67	-69	-68	-63	-55	-69	24,2143	4,920801328	2,236727877
	Potência Média Teórica	dBm	-71,68038253	-71,78029897	-71,88373469	-71,99042154	-72,10009748	-72,21250779	-72,32740611	-72,44455521	0,07172	0,267808276	
	Distância Média Teórica	m	33,88441561	60,25595861	42,65795188	53,70317964	47,86300923	26,91534804	10,71519305	53,70317964	272,743	16,51493342	
	Raio Vetor Previsto	m	50,39934903	76,77089203	59,1728853	70,21811306	64,37794265	43,43028146	27,23012647	70,21811306			
	Raio Vetor Estimado	m	48,37695216	16,92633086	39,90795912	27,51786135	36,06084897	63,33642743	84,78767883	33,08468525			
	Erro Relativo de Potência	%	9,319680352	2,480205559	6,79393567	4,153915865	5,686673971	12,757496	23,95690243	4,754746854			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	1,805775463	2,095221338	1,913363238	2,024983942	1,960737636	1,663999657	1,194914302	2,000811932			
A3.15.11	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv3)	m	56,17714927	56,74371243	57,33064189	57,93731872	58,56312919	59,20746659	59,86973275	60,54933939	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-66	-62	-63	-68	-69	-61	-70	-71	14,7857	3,845219667	1,747827121
	Potência Média Teórica	dBm	-72,89031333	-72,98619041	-73,08450969	-73,18508464	-73,28773403	-73,39228253	-73,49856103	-73,606407	0,06292	0,250842596	
	Distância Média Teórica	m	38,01893963	23,98832919	26,91534804	47,86300923	53,70317964	21,3796209	60,25595861	67,60829754	307,383	17,53233132	
	Raio Vetor Previsto	m	55,55127095	41,52066051	44,44767935	65,39534055	71,23551095	38,91195221	77,78828992	85,14062885			
	Raio Vetor Estimado	m	56,64519805	68,12792352	66,96487068	52,36000772	49,08637841	74,38500268	46,46974973	42,15930617			
	Erro Relativo de Potência	%	9,452989044	15,05242341	13,79842286	7,084892588	5,850547965	16,88499404	4,760040171	3,541005611			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	1,806168721	1,573619975	1,626490823	1,905887294	1,957429557	1,500809807	2,003142774	2,05374596			

A Apêndice C - Medidas Estimadas Setor de Localização 8

	FingerPrint	SL8	Distância do Centro da Raia aos nós âncoras										
		Raia	1	2	3	4	5	6	7	8			
A1.18.8	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv1)	m	5,61	6,83	8,05	9,27	10,49	11,71	12,93	14,15	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-35	-41	-42	-43	-41	-44	-44	-51	19,6964	4,438065859	2,017302663
	Potência Média Teórica	dBm	-50,87718295	-52,75725548	-54,32750937	-55,67575415	-56,85706074	-57,90825169	-58,85516755	-59,71664168	9,41015	3,067596039	
	Distância Média Teórica	m	6,071519305	7,13796209	7,398832919	7,691534804	7,13796209	8,01995172	8,01995172	11,76082975	2,81914	1,679029009	
	Raio Vetor Previsto	m	7,750548314	8,816991099	9,077861928	9,370563813	8,816991099	9,69898073	9,69898073	13,43985876			
	Raio Vetor Estimado	m	6,819524191	8,195738355	10,39146301	12,55480586	15,5790661	17,14292495	19,6040342	18,25953826			
	Erro Relativo de Potência	%	31,20688298	22,28557072	22,6910998	22,76709915	27,88934309	24,01773717	25,24020943	14,59667093			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	0,080110781	0,79096791	0,839041131	0,889275175	0,64656725	0,898407941	0,863621153	1,442529403			
A2.19.8	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv2)	m	70,28066662	69,42873252	68,58791803	67,75863709	66,94131833	66,13640525	65,3443563	64,56564489	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-70	-69	-71	-71	-74	-73	-69	-71	3,14286	1,772810521	0,805822964
	Potência Média Teórica	dBm	-75,03038919	-74,91386321	-74,79744764	-74,68122256	-74,56527374	-74,44969289	-74,33457785	-74,22003285	0,08047	0,283679324	
	Distância Média Teórica	m	60,25595861	53,70317964	67,60829754	67,60829754	95,4992586	85,11380382	53,70317964	67,60829754	216,003	14,69702781	
	Raio Vetor Previsto	m	74,95298642	68,40020745	82,30532535	82,30532535	110,1962864	99,81083163	68,40020745	82,30532535			
	Raio Vetor Estimado	m	71,18792383	69,22901657	71,25152353	70,5832699	75,34043982	72,67520556	65,93773242	68,01028346			
	Erro Relativo de Potência	%	6,704469005	7,894217384	5,076974901	4,929247856	0,758092493	1,947211373	7,17644198	4,338495587			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	1,927621211	1,878863035	1,993195231	1,99894628	2,169037875	2,120365822	1,906117558	2,022097779			
A3.20.8	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv3)	m	78,21427044	79,08633826	79,96750903	80,85748512	81,75597899	82,66271288	83,5774186	84,49983728	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-72	-71	-70	-69	-68	-67	-70	-71	2,78571	1,669045921	0,758657237
	Potência Média Teórica	dBm	-76,05229197	-76,1582323	-76,2640985	-76,36984505	-76,47542951	-76,58081239	-76,68595697	-76,7908292	0,06681	0,258483081	
	Distância Média Teórica	m	75,8577575	67,60829754	60,25595861	53,70317964	47,86300923	42,65795188	60,25595861	67,60829754	121,84	11,03812178	
	Raio Vetor Previsto	m	86,89587929	78,64641932	71,29408039	64,74130142	58,90113102	53,69607366	71,29408039	78,64641932			
	Raio Vetor Estimado	m	80,30951391	78,98016701	77,87423979	76,96796081	76,24012682	75,67182413	80,61292382	83,08715721			
	Erro Relativo de Potência	%	5,328296973	6,773046248	8,213692445	9,650202962	11,08255235	12,5107218	8,718619726	7,541042672			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	1,985965143	1,928242542	1,870815396	1,813683132	1,756844811	1,700299163	1,852151532	1,899467444			

A Apêndice D - Medidas Estimadas Setor de Localização 10

FingerPrint		SL10	Distância do Centro da Raia aos nós âncoras										
		Raia	1	2	3	4	5	6	7	8			
A1.18.10	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv1)	m	5,61	6,83	8,05	9,27	10,49	11,71	12,93	14,15	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-34	-40	-43	-41	-42	-46	-46	-51	25,2679	5,026714349	2,284870158
	Potência Média Teórica	dBm	-50,87718295	-52,75725548	-54,32750937	-55,67575415	-56,85706074	-57,90825169	-58,85516755	-59,71664168	9,41015	3,067596039	
	Distância Média Teórica	m	5,954992586	6,905460718	7,691534804	7,13796209	7,398832919	8,801893963	8,801893963	11,76082975	3,14056	1,772163541	
	Raio Vetor Previsto	m	7,727156127	8,677624259	9,463698345	8,910125631	9,17099646	10,5740575	10,5740575	13,5329933			
	Raio Vetor Estimado	m	6,938892863	8,505206317	10,28274477	13,78155543	16,23391188	17,21870221	20,0062438	18,99193709			
	Erro Relativo de Potência	%	33,17240061	24,18104461	20,8504117	26,3593271	26,13054658	20,56399795	21,84203713	14,59667093			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	0,053407188	0,671124287	0,94944128	0,682466995	0,744531985	1,085576262	1,043542227	1,442529403			
A2.19.10	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv2)	m	70,28066662	69,42873252	68,58791803	67,75863709	66,94131833	66,13640525	65,3443563	64,56564489	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-72	-70	-69	-70	-73	-72	-71	-71	1,71429	1,309307341	0,595139701
	Potência Média Teórica	dBm	-75,03038919	-74,91386321	-74,79744764	-74,68122256	-74,56527374	-74,44969289	-74,33457785	-74,22003285	0,08047	0,283679324	
	Distância Média Teórica	m	75,8577575	60,25595861	53,70317964	60,25595861	85,11380382	75,8577575	67,60829754	67,60829754	105,768	10,28437271	
	Raio Vetor Previsto	m	86,14213021	70,54033132	63,98755235	70,54033132	95,39817653	86,14213021	77,89267025	77,89267025			
	Raio Vetor Estimado	m	95,58191691	71,20188789	61,24969209	72,19582799	112,3339826	98,04833138	85,36067006	85,82411213			
	Erro Relativo de Potência	%	4,038882405	6,559350969	7,750862932	6,268272534	2,099199351	3,290400259	4,485904067	4,338495587			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	2,035914537	1,933165435	1,884277459	1,944330262	2,114264191	2,065434065	2,016297763	2,022097779			
A3.20.10	Posição na pista (x)	m	0	0	0	0	0	0	0	0			
	Posição na pista (y)	m	0,61	1,83	3,05	4,27	5,49	6,71	7,93	9,15			
	Distância Eucliana calculada (rv3)	m	77,35161343	76,49868561	75,65581604	74,82334462	74,00162228	73,19101106	72,39188421	71,60462625	VAR	Desvio Padrão	a
	Potência Experimentada	dBm	-70	-71	-71	-73	-75	-74	-72	-70	3,42857	1,8516402	0,841654636
	Potência Média Teórica	dBm	-75,94632629	-75,84038741	-75,73453104	-75,62881658	-75,52330729	-75,41807042	-75,31317737	-75,20870381	0,06667	0,258197296	
	Distância Média Teórica	m	60,25595861	67,60829754	67,60829754	85,11380382	107,1519305	95,4992586	75,8577575	60,25595861	293,461	17,13071651	
	Raio Vetor Previsto	m	77,38667512	84,73901405	84,73901405	102,2445203	124,282647	112,6299751	92,98847402	77,38667512			
	Raio Vetor Estimado	m	77,35716528	77,80350342	77,09409833	79,16536066	81,96338944	79,43598817	75,65325872	72,52018688			
	Erro Relativo de Potência	%	7,829643092	6,382334764	6,251482613	3,475945679	0,692908336	1,880279376	4,399200098	6,925666239			
	Expoente de Perda de Percurso	adimensional	1,885124558	1,943032028	1,948008069	2,059724412	2,172004293	2,123941938	2,02184248	1,919198423			