

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



FEUP

Implementação e Teste de Sistema de Medição de Desempenho, a ser Integrado em Fato de Natação

João Paulo Couto Pinto

Dissertação/Relatório de Projecto realizada(o) no âmbito do
Mestrado Integrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores
Major Automação

Orientador: Prof. Miguel Fernando Paiva Velhote Correia

Julho de 2008

A Dissertação intitulada

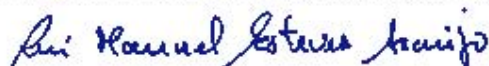
“Implementação e Teste de Sistema de Medição de Desempenho, a ser Integrado em Fato de Natação”

foi aprovada em provas realizadas em 17/Julho/2008

o júri

Presidente

Professor Doutor Rui Manuel Esteves Araújo
Professor Auxiliar da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Professor Doutor André Paulo Almeida Whiteman Catarino
Professor Auxiliar da Escola de Engenharia da Universidade do Minho



Professor Doutor Miguel Fernando Paiva Velhote Correia
Professor Auxiliar da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projecto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extractos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são correctamente citados.

Autor - João Paulo Couto Pinto



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

Nos dias que correm existem inúmeras formas de seguir e tratar um paciente. Com o surgir da nanotecnologia, este tipo de diagnósticos tornaram-se mais simples e eficazes, devido à miniaturização dos componentes electrónicos. A capacidade de incluir na vida quotidiana de um ser humano um sistema de monitorização, capaz de seguir as suas condições fisiológicas, trouxe um maior conforto ao paciente e às próprias equipas médicas. Actualmente existe uma preocupação constante em transportar este tipo de sistemas para o campo desportivo. Os estudos das novas tecnologias aplicadas ao desporto são cada vez maiores e tem a ambição de aumentar a competitividade, melhorando essencialmente as condições dos próprios atletas.

Esta investigação foca-se na natação e nas formas em como a tecnologia pode ajudar este desporto a evoluir. O objectivo final é a integração de um sistema de monitorização pessoal num fato de competição, adicionando-lhe características de monitorização de certos parâmetros biomecânicos e de desempenho, denominado por *Bioswim*. Nesta primeira fase serão investigados os diferentes tipos de tecnologias directamente ligadas a estes sistemas, com o intuito de desenvolver uma espécie de mapa sobre a localização de alguns sensores responsáveis pela caracterização de parâmetros como as posições angulares do corpo e a velocidade instantânea directamente no corpo do atleta.

Abstract

In the current days there are many ways to follow and treat a patient. With the rising of the nanotechnology, this kind of diagnosis got more efficient and simple, due to the miniaturization of the electronic and informatics components. The ability to include in the daily life of a human being a personal monitoring system, capable of following their physiological conditions, brought a greater comfort to the patient and the medical services. In our days there's a constant concern to bring this systems to the sport fields. The studies of new technologies applied to sports are constantly growing, with the ambition to increase the competitiveness in the sports context and improve the conditions and performance of the athletes.

This research focus the attention in the swimming sport, and the ways the technology can help it to evolve. The main goal is the integration of a monitoring system in a competition suite, called Bioswim, adding the capability of tracking other characteristics such as biomechanics parameters and performance. In this first phase, the objective is the research in all the different kinds of technologies directly related to these systems, aiming the development of a concept and localization map of some sensors, responsible for the characterization of parameters such as body angular positions and instantaneous speed, directly in the athlete's body.

Índice

Resumo	v
Abstract	vii
Índice	ix
Lista de figuras	xiii
Lista de tabelas	xv
Abreviaturas e Símbolos	xvii
Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1 Âmbito	1
1.2 Enquadramento	2
1.2.1 Características gerais do Bioswim enquanto fato de natação	2
1.2.2 Parâmetros a Avaliar pelo Bioswim	2
1.2.2.1 Parâmetros de desempenho	2
1.2.2.2 Parâmetros biomecânicos	2
1.2.2.3 Parâmetros fisiológicos	3
1.2.2.4 Parâmetros bioquímicos	3
1.3 Objectivos	3
1.4 Principais contribuições	4
1.5 Estrutura da Dissertação	4
Capítulo 2	7
A Monitorização Pessoal	7
2.1 Introdução	7
2.2 Redes de Sensores Sem Fios (<i>Wireless Sensor Networks</i>)	7
2.3 Sistemas Inteligentes de Monitorização Pessoal	9
2.4 Têxteis Electrónicos e Computação Vestível	11
2.5 Áreas de Aplicação	13
2.5.1 Medicina	13
2.5.2 Militar	15
2.5.3 Desporto	16

2.5.3.1	Desporto de Competição.....	16
2.5.3.2	Tecnologia Desportiva.....	17
2.6	Conclusões	21
Capítulo 3		23
A Natação		23
3.1	Introdução.....	23
3.2	A História da Natação	23
3.3	Provas e Estilos Oficiais	24
3.4	Tecnologia Aplicada à Natação	24
3.4.1	Aspectos Fisiológicos.....	24
3.4.2	Biomecânica e Cinemática.....	26
3.4.2.1	Definição.....	26
3.4.2.2	Aplicação na Natação	26
3.5	Conclusões	29
Capítulo 4		31
Concepção de um Sistema de Monitorização para a Natação		31
4.1	Introdução.....	31
4.2	Requisitos funcionais do sistema	31
4.2.1	Parâmetros de desempenho	31
4.2.1.1	Tempo de nado.....	31
4.2.1.2	Número de piscinas e distância de nado.....	32
4.2.1.3	Velocidade média de nado	32
4.2.2	Parâmetros Biomecânicos	33
4.2.2.1	Número de ciclos.....	33
4.2.2.2	Frequência gestual.....	33
4.2.2.3	Velocidade instantânea de deslocamento	33
4.2.2.4	Pressão nas mãos	33
4.2.2.5	Posições angulares	34
4.3	Sensores	34
4.3.1	Acelerómetro.....	34
4.3.2	Giroscópio	35
4.3.3	Sensor de curvatura (<i>Bend Sensor</i>)	36
4.3.4	Fluxómetro (<i>Flow Meter</i>)	37
4.3.5	Sensor de pressão de dieléctrico variável	37
4.4	Colocação dos Sensores	37
4.4.1	Posição angular dos braços	38
4.4.2	Posição angular da cabeça.....	40
4.4.3	Velocidade instantânea.....	41
4.4.4	Inversão de sentido	43
4.4.5	Pressão nas mãos	43
4.5	Calibração dos Sensores.....	44
4.6	Plataforma de comunicação.....	44
4.6.1	Protocolo de comunicação.....	45

4.6.2	Colocação e Adaptação	45
4.7	Interface e monitorização	46
4.8	Conclusões.....	47
Capítulo 5		49
Ensaios		49
5.1	Introdução.....	49
5.2	Ângulo do braço - <i>Bend Sensor</i>	49
5.2.1	Circuito Projectado.....	49
5.2.2	Teste do <i>Bend Sensor</i>	50
5.2.2.1	Colocação	50
5.2.2.2	Primeiros Ensaios	51
5.2.3	Calibração.....	52
5.2.3.1	Escala.....	53
5.2.3.2	Testes e Análise de dados	53
5.2.3.3	Comparação de dados.....	56
5.2.4	Próximos Desenvolvimentos.....	56
5.3	Velocidade Instantânea - Flow Meter	57
5.3.1	Desenvolvimentos.....	58
5.3.2	Testes e medições	58
5.3.3	Próximos Desenvolvimentos.....	61
5.4	Conclusões.....	61
5.4.1	Desenvolvimentos Actuais	62
5.4.2	Desenvolvimentos Futuros.....	63
Capítulo 6		67
Conclusões e Perspectivas Futuras		67
6.1	Conclusões.....	67
6.2	Perspectivas para Desenvolvimentos Futuros.....	69
Referências.....		71
Anexos.....		75

Lista de figuras

Figura 2.1 - Exemplo de uma WSN de monitorização de uma fábrica de químicos e sistemas de emergência.....	8
Figura 2.2 - Modelo de uma BAN, integrando um pequeno servidor pessoal aqui representado pela sigla PPU.....	9
Figura 2.3 - Configuração de um sistema de ligações de um têxtil electrónico utilizado pela <i>SmartShirt</i>	12
Figura 2.4 - Sistema de monitorização de um paciente e ligação a serviços especializados. ...	13
Figura 2.5 - Sistema de monitorização de um campo de batalha e conexão entre unidades de combate e comando.	16
Figura 3.1 - <i>Ian Thorp</i> envergando o " <i>JetConcept</i> " em testes efectuados em túneis de vento.	27
Figura 4.1 - Detecção triaxial de um acelerómetro piezoeléctrico.....	35
Figura 4.2 - Estrutura de um giroscópio vibratório micromaquinado.....	35
Figura 4.3 - Característica flexível do <i>Bend Sensor</i>	36
Figura 4.4 - <i>Dataflow Compact Transmitter</i>	37
Figura 4.5 - Sensores de pressão de dieléctrico variável aplicados aos têxteis.	37
Figura 4.6 - Posição do circuito axial no pulso.....	38
Figura 4.7 - Posição do circuito axial no braço.	38
Figura 4.8 - Posição do <i>Bend Sensor</i> no cotovelo.	38
Figura 4.9 - Movimentos detectados pelo circuito localizado no pulso.	39
Figura 4.10 - Ângulos formados pelo cotovelo detectáveis através do circuito do <i>Bend Sensor</i>	39
Figura 4.11 - Movimentos detectados pelo circuito axial colocado no braço.	40
Figura 4.12 - Posição do circuito axial na cabeça.	41
Figura 4.13 - Movimentos detectados pelo circuito axial na cabeça.	41

Figura 4.14 - Sistema de encaminhamento de água até ao <i>Flow Meter</i>	42
Figura 4.15 - Interruptor inibidor de transmissão de dados.	46
Figura 5.1 - Circuito de condicionamento de sinal do <i>Bend Sensor</i>	50
Figura 5.2 - <i>Bend Sensor</i> adaptado a uma cotoveleira.	51
Figura 5.3 - Estrutura de teste do <i>Bend Sensor</i> , utilizando braço de manequim e cotoveleira elástica.....	51
Figura 5.4 - Estrutura de calibração do <i>Bend Sensor</i>	53
Figura 5.5 - Gráfico referente à medição de ângulos por método crescente.	54
Figura 5.6 - Gráfico referente à medição de ângulos por método decrescente.	54
Figura 5.7 - Característica histerética do <i>Bend Sensor</i> relativa aos valores mínimos do intervalo registado.....	55
Figura 5.8 - Característica histerética do <i>Bend Sensor</i> relativa aos valores máximos do intervalo registado.....	56
Figura 5.9 - Circuito de condicionamento de sinal actualmente em produção.....	57
Figura 5.10 - Sistemas de testes do <i>Flow Meter</i>	58
Figura 5.11 - Valores obtidos pelo <i>Flow Meter</i> para um máximo de 6,36 litros por minuto....	59
Figura 5.12 - Valores obtidos pelo <i>Flow Meter</i> para um máximo de 22,98 litros por minuto. .	61
Figura 5.13 - Circuito de condicionamento de sinal do giroscópio.	62
Figura 5.14 - Circuito impresso actualmente em produção referente ao condicionamento de sinal do giroscópio.	63
Figura 5.15 - Módulo de giroscópios da <i>InvenSense</i> , inserido numa placa de circuito impresso.	63
Figura 5.16 - Diagrama de blocos de processamento de dados.	64
Figura 5.17 - Painel frontal de interface entre os dados provenientes do atleta e o utilizador.	65

Lista de tabelas

Tabela 5.1 - Registo dos valores referentes ao ângulo imposto pelo braço do manequim. A alteração dos ângulos foi feita de forma crescente.	52
Tabela 5.2 - Registo dos valores referentes ao ângulo imposto pelo braço do manequim. A alteração dos ângulos foi feita de forma decrescente.	52
Tabela 5.3 - Registo de valores dos ângulos impostos pela estrutura de calibração.	53
Tabela 5.4 - Registo de valores dos ângulos, encadeando os métodos crescente e decrescente.	55
Tabela 5 - Tabela de valores obtidos pelo <i>Flow Meter</i> para um máximo de 6,36 litros por minuto.	59
Tabela 6 - Tabela dos recordes mundiais dos 50 e 100 metros livres em piscinas de 50 metros consultada no site oficial da Federação internacional de Natação consultada a 2 de Junho de 2008.	60
Tabela 7 - Testes efectuados para uma pressão máxima equivalente a 22,98 litros por minuto.	60

Abreviaturas e Símbolos

Lista de abreviaturas

BAN	<i>Body Area Network</i>
E-INK	Tintas electrónicas
EMG	Electromiografia
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
PIV	<i>Particle Image Velocity</i>
SIMP	Sistema Inteligente de Monitorização Pessoal
WBAN	<i>Wireless Body Area Network</i>
WSN	<i>Wireless Sensor Network</i>

Lista de símbolos

θ	Ângulo
----------	--------

Capítulo 1

Introdução

1.1 Âmbito

Desde sempre que o corpo humano foi um grande mistério para o Homem. Sempre o admirou e estudou tentando decifrar os seus enigmas, na ânsia de um dia o poder controlar. Actualmente a investigação e desenvolvimento de novas tecnologias permitem o estudo profundo do corpo humano, de tal forma que hoje em dia é possível uma monitorização contínua de um paciente. A ciência encontra-se de tal forma evoluída que alguns dispositivos electrónicos se tornaram microscópicos, permitindo assim transportá-los em qualquer momento, adicionando o facto de terem a capacidade de interagir com o ambiente em que estão inseridos.

A possibilidade de inserir um sistema de sensores na actividade diária de um ser humano originou um infindável número de novas técnicas e sistemas de análises do corpo, não privando o utilizador do seu próprio conforto e qualidade de vida. Actualmente uma mera peça de roupa pode ser o meio mais fácil e eficaz de um paciente ter uma consulta médica e ser seguido regularmente por especialistas. Estas características trouxeram grandes vantagens e comodidade tanto para o utente como para a equipa técnica que o acompanha.

Uma grande área onde estes sistemas estão a emergir é o desporto. Cada vez mais todas as modalidades desportivas se interessam por estudar as suas características, e desenvolver novos métodos de melhorar a qualidade da modalidade e elevar a competitividade entre os atletas. Hoje em dia um desportista tem todos os meios para ser seguido por equipas médicas através de sistemas de monitorização. Adicionando a estas características fisiológicas a capacidade de fornecer parâmetros do seu desempenho, o atleta pode moldar os seus treinos consoante a sua condição física.

De facto a aplicação das novas tecnologias na área desportiva traz inúmeras vantagens não só a nível técnico e qualitativo do desporto em si, mas também ao próprio atleta e ao seu bem-estar, proporcionando-lhe a confiança que necessita estando ciente do seu estado clínico e da sua forma física global.

1.2 Enquadramento

O projecto Bioswim é um projecto nacional de investigação científica e tecnológica com uma janela temporal prevista para três anos, envolvendo as seguintes instituições:

Instituição proponente:

- Universidade do Minho

Instituições participantes:

- Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física
- Instituto de Engenharia de Sistemas e Computadores do Porto

Unidade de Investigação:

- Centro de Ciências e Tecnologia Têxtil

Instituição de Acolhimento:

- Universidade do Minho

O objectivo é incorporar um sistema de monitorização pessoal num fato de natação, integrando-lhe ainda sensores de detecção de movimentos angulares e de desempenho. Desta forma pode-se fornecer ao utilizador e investigadores envolvidos nas pesquisas, uma boa informação para os seus estudos.

1.2.1 Características gerais do Bioswim enquanto fato de natação

Relativamente às características ao nível dos têxteis pretende-se que o fato seja completamente integral, revestindo o corpo do nadador desde o pescoço até às extremidades distais dos antebraços e pernas. Deve apresentar características elásticas tornando-o aderente ao corpo do atleta e fornecer algum tipo de compressão do seu volume. As costuras não devem dificultar a liberdade de movimento do atleta, pondo até a hipótese da sua não existência. Deve apresentar uma superfície hidrófoba e estanque e deve ser considerada a hipótese de obter dois tipos de comportamento térmico: um que facilite as trocas térmicas não constrangidas com a água, e outro com características de preservação de calor.

1.2.2 Parâmetros a Avaliar pelo Bioswim

1.2.2.1 Parâmetros de desempenho

- Tempo de nado;
- Número de piscinas e distância de nado;
- Velocidade média de nado (entre partida e chegada).

1.2.2.2 Parâmetros biomecânicos

- Número de ciclos;
- Frequência gestual;

- Velocidade instantânea de deslocamento;
- Pressão palmar na mão;
- Pressão dorsal na mão;
- Diferencial de pressão;
- Posição angular do cotovelo;
- Posição angular do pulso;
- Posição angular da cabeça.

1.2.2.3 Parâmetros fisiológicos

- Electromiografia
 - Flexor digitorum superficialis
 - Bicep brachii
 - Triceps brachii
 - Deltoideus
 - Trapézius
 - Rectus femoris
 - Biceps femoris
 - Gastrocnemius
- Electrocardiograma
- Frequência cardíaca
- Frequência ventilatória
- Volume de ar corrente
- Ventilação pulmonar
- Temperatura timpânica
- Gasimetria capilar

1.2.2.4 Parâmetros bioquímicos

- Iões
- Lactato
- Amónia

1.3 Objectivos

Encontrando-se o projecto Bioswim numa fase inicial, foi proposto um programa de trabalho referente à investigação e estudo da totalidade dos parâmetros. Esta investigação será um estudo abrangente de todo o tipo de aplicações actualmente existentes nos sistemas de monitorização pessoal a ser subdividido pelos vários participantes.

O objectivo específico desta dissertação passa por estudar um sistema de sensores capaz de medir os parâmetros de desempenho e biomecânicos de um atleta em plena actividade no meio aquático, nomeadamente:

1. Parâmetros de desempenho
 - Tempo de nado;
 - Número de piscinas e distância de nado;

- Velocidade média de nado (entre partida e chegada).
2. Parâmetros biomecânicos
- Número de ciclos;
 - Frequência gestual;
 - Velocidade instantânea de deslocamento;
 - Pressão palmar na mão;
 - Pressão dorsal na mão;
 - Diferencial de pressão;
 - Posição angular do cotovelo;
 - Posição angular do pulso;
 - Posição angular da cabeça.

1.4 Principais contribuições

As contribuições mais significativas que se alcançaram neste projecto foram:

1. O estudo de diversos tipos de sensores aplicáveis ao fato e proposta de um conjunto apropriado de sensores para satisfazer os requisitos impostos;
2. O estudo e proposta da localização e colocação destes sensores e de que modo irão desempenhar as suas tarefas;
3. A resposta às questões mais pertinentes relativamente aos parâmetros a monitorizar encontrando formas de as desempenhar ou determinar;
4. A criação de um guia para os desenvolvimentos futuros do projecto Bioswim;
5. A integração de vários sensores, que permitem a aquisição de um grande número de informações sobre um atleta, facultando ao treinador uma forma eficaz de lapidar as suas imperfeições técnicas e adaptar os treinos às suas características.

1.5 Estrutura da Dissertação

O documento está estruturado em seis grandes capítulos, correspondentes aos temas de maior ênfase do projecto, que, por sua vez se subdividem em capítulos mais pequenos de forma a melhor explicar todo o trabalho envolvido.

Neste primeiro capítulo, foi contextualizado e apresentado, genericamente, o projecto e todo o trabalho envolvido na sua realização. Foram indicados os objectivos principais e termina com um breve resumo de cada um dos capítulos posteriores.

No segundo capítulo, será dado especial enfoque ao domínio em que o projecto se insere e serão apresentados conceitos e trabalhos relacionados com o tema.

O terceiro capítulo faz uma pequena introdução sobre a natação referenciando tecnologias usadas actualmente na modalidade para a detecção dos parâmetros propostos.

O quarto capítulo refere-se à concepção do sistema de monitorização para a natação onde são propostos os diferentes tipos de sensores e tarefas a desempenhar. São ainda referenciadas formas de atingir os objectivos propostos neste projecto.

No quinto capítulo, é feita uma descrição sobre os ensaios efectuados com alguns dos sensores propostos. São ainda apresentados os desenvolvimentos realizados até ao momento, assim como desenvolvimentos futuros. Por último, no sexto capítulo, são expostas as principais ilações retiradas do trabalho desenvolvido, tendo também em consideração as dificuldades encontradas e as mais-valias auferidas. Ainda se faz neste capítulo referência às perspectivas de trabalho futuro.

Capítulo 2

A Monitorização Pessoal

2.1 Introdução

Como é do conhecimento geral, o mundo científico encontra-se em constante evolução. Diariamente são apresentadas novas descobertas e avanços científicos que por vezes causam muita controvérsia na opinião pública.

A ciência à escala molecular é uma das mais recentes e importantes descobertas que veio mais uma vez revolucionar o universo tecnológico. Uma das grandes beneficiárias desta tecnologia é sem dúvida a indústria dos semicondutores, reduzindo consideravelmente as dimensões dos seus componentes electrónicos. Como era de esperar esta indústria permitiu reformular e desenvolver muitas outras tecnologias derivadas, aproveitando-se também para reduzir as dimensões e qualidade dos produtos resultantes.

A miniaturização dos computadores é claramente proporcional à dos semicondutores. Actualmente já é possível produzir um mini computador capaz de efectuar as mais variadas operações.

A produção molecular veio dar origem a novos desenvolvimentos e investigações, nomeadamente com aplicação no campo da medicina, onde se encontram não só interruptores microscópicos, mas também motores, bombas, tubos e micro-dispositivos, criados através destas técnicas, que poderão ser até capazes de imitar as características dos tecidos humanos.

2.2 Redes de Sensores Sem Fios (*Wireless Sensor Networks*)

Hoje em dia a necessidade de controlar um processo é extrema devido às dimensões gigantescas que algumas aplicações necessitam de abranger. Devido a este facto torna-se muito difícil, e por vezes completamente impraticável, a utilização de fios e cabos de ligação. Com o surgir das *Wireless Sensor Networks* (WSN), estes processos tornaram-se extremamente mais simples e económicos de monitorizar.

As WSN consistem num conjunto de sensores autónomos espacialmente distribuídos, formando uma rede *Ad-hoc* de vários nós. Cada nó pode assim ser visto como um mini computador, constituído pelo sensor, ou grupo de sensores responsáveis por medir as grandezas para a qual foram concebidos, pelo circuito de condicionamento e processamento de sinal, incluindo o respectivo *software* de processamento de dados, e um sistema de comunicação via rádio. Este conjunto é então alimentado pela sua própria fonte de alimentação. Um nó com estas características é denominado como sensor virtual.

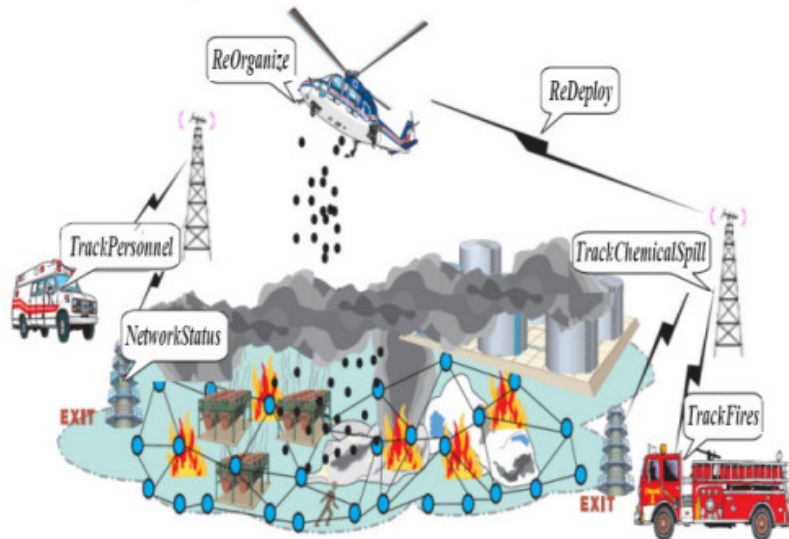


Figura 2.1 - Exemplo de uma WSN de monitorização de uma fábrica de químicos e sistemas de emergencia.

Esta configuração foi inicialmente criada e desenvolvida para fins militares, no entanto, devido às suas potencialidades e facilidade de utilização, começou a ser comercializada sendo actualmente usada nas mais diversas áreas e tipos de aplicações. Devido a este facto foi necessário uniformizar estes sistemas uma vez que existiam vários fabricantes. Desta forma, independentemente do produtor, os componentes poderiam ser interligados e cooperar entre si.

Uma rede de sensores bem dimensionada respeita uma série de requisitos indispensáveis para um bom funcionamento e facilidade de instalação. Cada nó terá de ser capaz de detectar a sua própria localização, efectuar o seu auto-diagnóstico, verificando as suas condições de funcionamento, detectar a localização espacial dos restantes nós, suportar algum tipo de *software* e respectivos protocolos de comunicação e interligação normalizados.

O facto de as WSN serem redes tipo *Ad-hoc*, traz uma grande vantagem pois não necessitam de ter um nó ou terminal especial para onde convergem todas as informações, encaminhando-as posteriormente para a estação de destino. Numa rede *Ad-hoc* todos os nós funcionam como *routers*, encaminhando de forma comunitária todas as informações provenientes dos seus vizinhos. Toda a informação é então guardada nas estações, podendo ser consultadas e processadas da forma desejada.

As WSN são assim a solução mais eficiente e económica para reunir informações relativas a ambientes inteligentes. Actualmente são utilizadas em habitações, indústrias, edifícios, fábricas, sistemas automatizados e ambientes hostis.

2.3 Sistemas Inteligentes de Monitorização Pessoal

As comunicações sem fio representam um papel importantíssimo na ligação de um ser humano ao universo informativo. A possibilidade de comunicar e aceder a certas informações a qualquer altura, de onde, para onde e com quem se pretende, é sem dúvida um grande salto na área das comunicações e veio facilitar o dia-a-dia da humanidade. As redes inteligentes de telecomunicações e redes *wireless* locais são duas redes típicas que tornam isto possível [1].

Ultimamente tem-se utilizado as potencialidades destes sistemas na investigação e desenvolvimento de muitas outras tecnologias. Os Sistemas Inteligentes de Monitorização Pessoal (SIMP) são uma tecnologia actualmente em voga, tornando-se tópico de investigação em vários domínios. O conceito deste tipo de sistemas provém um pouco da ideia das WSN, com a vantagem adicional de serem integráveis na vida pessoal de um paciente como forma de monitorização.

Os SIMP são tipicamente uma rede de sensores estrategicamente dispostos ao longo do corpo, ligada entre si por conexão física ou *wireless*. Estes sensores inteligentes podem ser aplicados na roupa diária ou anexados directamente ao corpo humano, comportando-se como um computador vestível [2]. Estas tecnologias podem ser aplicadas em variadíssimos campos de investigação tal como o desporto [3][4] e aplicações militares, mas é na área da saúde que estas tecnologias são incessantemente investigadas, funcionando como sistema de monitorização do estado clínico de um paciente.

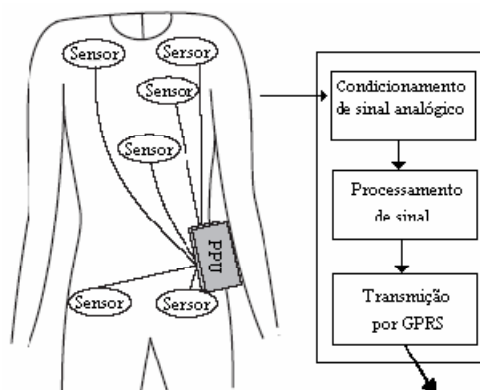


Figura 2.2 - Modelo de uma BAN, integrando um pequeno servidor pessoal aqui representado pela sigla PPU.

Os sistemas de rede em que os SIMP se apoiam são as designadas redes de área corporal, ou *Body Area Network* (BAN), que consistem em redes de comunicações *wireless* em pequena escala, utilizando sistemas de comunicações de dimensões reduzidas [5] e de curto alcance [1]. O facto de utilizarem comunicações de curto alcance é uma grande vantagem pois utilizam níveis de emissão de baixa potência [1]. Esta característica é na realidade um dos seus principais requisitos, primeiro porque são

maioritariamente transportadas por pessoas, tendo obrigatoriamente de restringir as emissões a níveis não prejudiciais aos tecidos humanos, segundo porque têm de coexistir com os restantes protocolos de comunicações *wireless* [1].

As BAN podem ser divididas em duas categorias dependendo do meio físico envolvente: as BAN vestíveis e as BAN implantadas. Uma rede que funcione na superfície ou nas proximidades do corpo humano, é chamada BAN vestível [3], as BAN implantadas são redes inseridas directamente no interior do corpo humano [1].

Um sistema de propagação de sinais inter-corporal [5] pode por exemplo ser utilizado como sistema de orientação para invisuais, transmitindo a informação desde sensores inseridos no seu calçado até um nó central, que por sua vez alerta o utilizador por mensagem de voz através de uns auscultadores.

Baseando-se nestes princípios, uma equipa de investigação japonesa desenvolveu um sistema de detecção por toque, o *Call Voice Touch System*. Ao tocar numa placa, é transmitida uma certa informação da placa através do corpo chegando ao utilizador como uma mensagem de voz [5].

Este tipo de tecnologia pode futuramente ser aplicado a sistemas de segurança. Na abertura do sistema de segurança de um cofre bancário, é frequentemente necessária a presença de duas pessoas. Se a este sistema associarem esta tecnologia, um dos requisitos de abertura do cofre seria a necessidade de contacto entre estas duas pessoas, dando origem a uma palavra-chave [5].

Esta mesma equipa estudou também métodos de comunicações *wireless* de curto alcance entre corpos humanos. Eles acreditam que as comunicações inter-corporais podem ser extremamente úteis criando uma espécie de rede *Ad-hoc* entre humanos, possibilitando transferências de informações dentro de uns certos parâmetros de segurança [5].

A estas redes podem ser acoplados servidores pessoais, tal como se pode ver na Figura 2.2, permitindo uma avaliação à distância do utilizador. Um simples dispositivo como um PDA [4] pode adquirir e transmitir toda a informação necessária, activando uma série de procedimentos de rotina ou de emergência. Este servidor pode inicializar um novo ciclo, ou sessão de treino, instantaneamente sempre que necessário.

As tecnologias de comunicação *wireless* frequentemente adoptadas [1] para uma rede BAN são:

- Zigbee usando a norma IEEE 802.15.4
- Bluetooth usando a norma IEEE 802.15.1
- UWB de baixa gama usando a norma IEEE 802.15.4a

A arquitectura atribuída a este tipo de redes é normalmente em estrela, centralizando toda a informação [2][3]. Assim, cada nó fornece os dados adquiridos ao nó central que é perfeitamente capaz de comunicar com o mundo exterior através de uma infraestrutura de telecomunicações, como as redes *wireless* locais (WLAN), *Bluetooth*, ou redes telefónicas de segunda e terceira gerações (2G e 3G) [3].

O desenvolvimento constante de novas tecnologias e a capacidade de processamento de dados em tempo real tornam o uso destes sistemas cada vez mais fiável, permitindo uma actuação rápida sempre que necessário. Desta forma, os servidores pessoais podem suportar os denominados *biofeedbacks*, gerando avisos e alarmes ao paciente, e/ou a serviços médicos especializados sempre que um desvio significativo ao normal se verifique [6]. Como é óbvio, a fiabilidade na transferência de dados é de extrema importância, já que a grande maioria das aplicações das BAN é na área da saúde, onde a ocorrência de qualquer tipo de erros poderá trazer consequências graves [1].

A investigação dos SIMP na medicina está claramente em crescimento exponencial. Actualmente são exploradas e desenvolvidas todo o tipo de ideias como por exemplo *softwares* de detecção de sensores para aplicações *plug-and-play* [7], novos métodos e meios de comunicação, como comunicações inter-corporais e tipos de antenas [8], aplicações desportivas [3][4], aplicações de entretenimento e videojogos [1], entre muitas outras.

2.4 Têxteis Electrónicos e Computação Vestível

Os têxteis electrónicos são o resultado da convergência entre a microelectrónica e os têxteis que diariamente nos rodeiam, sejam roupas, tecidos para habitação ou têxteis técnicos [9]. Estas novas tecnologias são um dos mais recentes meios de suportar e fornecer poder e processamento computacional. A interpretação conceptual dos têxteis electrónicos varia entre a perfeita integração das fibras tradicionais, a integração de fibras condutoras e componentes electrónicos.

As aplicações vestíveis, que não são propriamente têxteis electrónicos, foram desenvolvidas para interagir com o ser humano e o meio envolvente. O relacionamento próximo entre os têxteis electrónicos e a computação vestível oferece muitos tipos de aplicações e caminhos divergentes na investigação e desenvolvimento tecnológicos [10].

Um têxtil electrónico refere-se a um substrato têxtil com a capacidade de incorporar diversos tipos de sensores, dispositivos de processamento de informação, de transmissão e tecnologias de interligação, formando uma rede de trabalho [10].

O desenvolvimento da tecnologia de sistemas vestíveis é talvez o produto lógico da convergência entre a miniaturização de micro-chips, devido à descoberta das nano tecnologias, e o aumento do interesse da computação difundida, onde o objectivo principal é a mobilidade [11].

A tradição da electrónica relativamente ao *design* e desenvolvimento das suas aplicações, é a produção de componentes rígidos. Por outro lado, a área dos têxteis tem por tradição a produção de materiais confortáveis e anatomicamente adaptados ao corpo humano. Através da fusão destas duas áreas, pode-se aliar circuitos moldáveis ao conforto têxtil e desenvolver novos métodos de design electrónico. Isto implica o afastamento da electrónica tradicional focando-se assim na exploração de materiais emergentes que permitem a computação vestível [10].

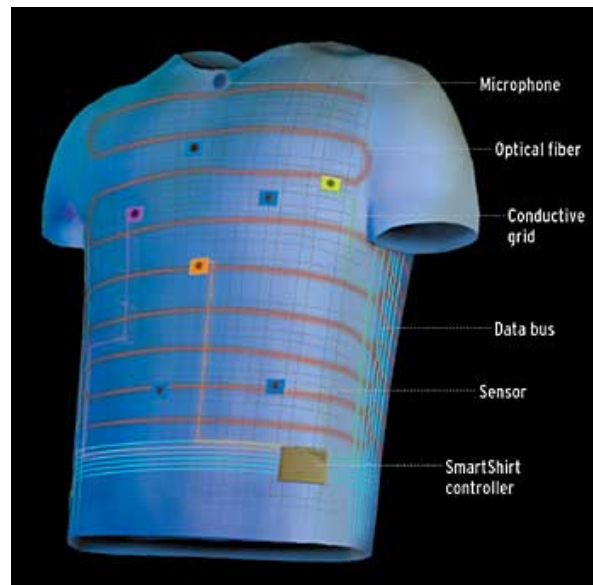


Figura 2.3 - Configuração de um sistema de ligações de um têxtil electrónico utilizado pela *SmartShirt*.

Hoje em dia existem várias técnicas de inserção de materiais condutores nos têxteis sem prejudicar o seu design anatómico e conforto. Técnicas de estampagem, jacto de tinta ou a própria inclusão de fios condutores tecidos nos próprios têxteis, substituem assim as placas de circuito impresso [12].

Os sistemas vestíveis tornam-se assim num artefacto de extrema importância, uma vez que se trata de algo pessoal, cómodo e anatómico, ajustado ao corpo de cada pessoa. Estas roupas inteligentes estão constantemente em contacto com uma grande superfície de pele, e a sua proximidade com alguns órgãos ou fontes de sinais fisiológicos, permitem aplicações tão úteis para o ser humano como a monitorização pessoal.

A capacidade de envolver materiais como as fibras ópticas, emissores de luz, tintas electrónicas (E-INK) e materiais sensíveis à luz, temperatura, pressão e água, tornam estes sistemas tão versáteis que podem ser utilizados nas mais variadíssimas áreas, como por exemplo, na moda [10].

Uma grande vantagem para estes sistemas seria a investigação em torno da captação das energias envolventes, recolhendo a energia dispendida pelos movimentos e acções diárias do corpo humano como fonte de energia para os têxteis electrónicos [10].

2.5 Áreas de Aplicação

Os progressos tecnológicos e a constante descoberta de novas técnicas, devem-se maioritariamente a estudos e desenvolvimentos provenientes de equipas de investigação militares, tentando estar sempre um passo à frente relativamente ao seu oponente, equipas médicas, proporcionando novos tratamentos e técnicas medicinais aos seus utentes, e desportivas, melhorando as condições e conforto dos atletas elevando a fasquia da competição.

2.5.1 Medicina

O universo da medicina é sem dúvida um dos grandes interessados na evolução tecnológica, estando constantemente em investigação e desenvolvimento de novos medicamentos e tratamentos, e tecnologias que permitam seguir o paciente com uma maior minúcia, proporcionando assim uma maior confiança e qualidade de vida ao ser humano [8].

A utilização de sistemas como os SIMP tem sido uma grande aposta nesta área, permitindo aos pacientes beneficiarem de uma supervisão contínua, possibilitando efectuar o diagnóstico constante de um paciente, acompanhamento pós-cirúrgico, recuperações de traumatismos e problemas cardiovasculares.

Uma rede de sensores vestível capaz de monitorizar o paciente traz-nos muitas outras vantagens, evitando deslocações constantes e desnecessárias a consultórios médicos. Em geral, um paciente é visto duas a três vezes por semana durante um período de trinta a quarenta minutos. Estes sistemas reduzem os tempos de *set-up* antes de cada sessão, poupando no tempo de envolvimento de pessoal especializado.

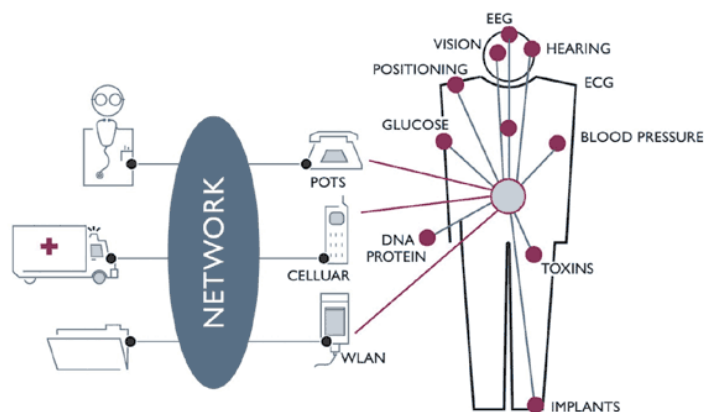


Figura 2.4 - Sistema de monitorização de um paciente e ligação a serviços especializados.

Os sistemas de monitorização tradicionais são constituídos por um grande conjunto de sensores, fios e cabos de ligação, conectados a eléctrodos, tornando muitas das vezes o seu uso desconfortável e incómodo, podendo influenciar negativamente nos resultados obtidos ao limitar a actividade quotidiana do paciente. A cada sessão, todos os sensores têm que ser devidamente posicionados e o software de aquisição inicializado. Para além disso, estes sistemas apenas permitem o tratamento de dados em modo off-line, o que muitas vezes implica um grande desperdício de tempo no tratamento de dados até se

obter os resultados finais dos testes. Tratando-se muitas vezes de graves problemas de saúde, estas perdas de tempo podem representar um sério risco para o utente, que por vezes necessita de um tratamento urgente.

A utilização de SIMP veio revolucionar este tipo de monitorização. Com base na informação enviada pela BAN de um certo paciente, os serviços centrais de tratamento de um hospital podem estar constantemente a par das funções vitais do paciente [3]. O servidor pessoal do utente pode gerar avisos e alarmes ao paciente e/ou aos serviços médicos sempre que um desvio significativo do seu estado clínico se verifique.

Estes métodos vieram aumentar significativamente a qualidade dos serviços de saúde, permitindo a monitorização não obstrutiva do estado clínico do paciente durante um longo período de tempo [3].

São frequentes perguntas como: A minha medicação está a resultar? Que factores desencadeiam as minhas crises? Como é que a minha doença está a evoluir? Encontrar as respostas depende da monitorização eficaz dos pacientes, coisa que actualmente se torna mais fácil e fiável com a descoberta dos SIMP. Hoje em dia existem muitos protótipos de sistemas deste tipo e alguns já se encontram actualmente em utilização.

Uma BAN pode ser usada para fornecer cuidados médicos automáticos como a dosagem de medicação e monitorização. Numa primeira fase, várias informações sobre o estado do paciente são recolhidas através de sensores implantados ao longo do corpo, e encaminhadas para uma unidade de comando. De seguida esta unidade decide o tratamento a efectuar e a dosagem correcta a aplicar, enviando essa informação para a unidade de operação. O tratamento e medicação é então administrado após o qual serão recolhidas novas informações actualizadas, criando assim um ciclo de avaliação do paciente [1].

A injeção automática de insulina, no caso de pacientes diabéticos, pode ser controlada por um SIMP. Ao detectar os níveis de açúcar no sangue do paciente, o computador central do sistema pode calcular a dosagem correcta a administrar, transmitindo às bombas de injeção essa informação [1].

Uma equipa de investigadores ao estudar os diferentes tipos de perturbações do sono, conseguiu desenvolver um sistema mais cómodo de monitorização destes fenómenos. As apneias afectam cerca de 4% da população masculina e 2% da população feminina na Europa, tendo um impacto directo na qualidade de vida de uma pessoa. A criação deste sistema possibilita agora uma monitorização do sono do paciente sem interferir com o seu repouso [13].

Uma BAN *wireless* (WBAN) estabelece as comunicações via rádio entre vários sensores, miniaturizados e inteligentes, e o nó central. O nó central, constantemente ligado a uma rede de trabalho, pode fornecer acesso online aos componentes da WBAN através de infra-estruturas de comunicação, e oferecer outro tipo de serviços ao paciente. Cada sensor pode ser equipado com um transmissor rádio permitindo estabelecer o protocolo de comunicações para a troca e organização de dados com o nó central [13].

Um outro sistema para monitorização de doenças de perturbação de sono é a “*LifeShirt*” desenvolvida pela *VivoMetrics*¹ utilizando uma camisola sensorizada.

A *VivoMetrics* criou também um sistema de monitorização em tempo real, actualmente utilizado por bombeiros no combate a incêndios. Trata-se de uma cinta de leitura dos sinais vitais, aplicada junto ao peito, utilizada para monitorizar os bombeiros em acção¹.

As aplicações de SIMP na medicina despertam a atenção de inúmeras equipas de investigação, podendo ser exploradas até à exaustão com os mais variados tipos de ramificações.

2.5.2 Militar

A origem de uma grande parte da tecnologia existente provém de inovações desenvolvidas por programas militares bem financiados. Os têxteis electrónicos actuais, assim como os computadores vestíveis, não são excepção [10].

A criação de um super-soldado sempre foi o objectivo principal das forças militares, efectuando incessantes estudos e investigações, focando-se em tecnologias que poderão tornar os soldados menos vulneráveis ao inimigo e a ameaças ambientais. A meta final é por exemplo, a criação de um fato de combate que combina alta tecnologia com leveza e conforto.

Com o auxílio dos têxteis electrónicos, e a sua capacidade de suportar *arrays* de sensores integrados, torna-se possível a criação de inúmeros artefactos cruciais num campo de batalha, como roupas, mochilas, tendas, ou até veículos.

O uniforme de um soldado pode assim suportar *biofeedbacks*, detectando os seus sinais vitais, monitorizando a sua resistência e estado de saúde. Por exemplo, a um simples par de meia podem ser aplicados sensores de pressão que vão alertando o soldado da sua pressão sanguínea, aconselhando-o a descansar.

A *SmartShirt* (Figura 2.3), originalmente desenvolvida para a Marinha dos Estados Unidos, tem a capacidade de expedir diagnósticos de soldados feridos no campo de batalha. Este sistema vestível detecta a penetração de um projectil no corpo de um militar, monitorizando os seus sinais vitais, alertando as unidades de triagem médica mais próximas no campo de batalha.

Para além de sistemas de monitorização, o equipamento de um soldado pode conter sensores em alerta constante ao meio envolvente, detectando a presença de inimigos ou potenciais ameaças bioquímicas. Microfones do tamanho de pequenos botões podem captar sons de objectos como a aproximação de veículos. Ao comparar os sons captados pelos diferentes microfones posicionados em pontos estratégicos do corpo, é perfeitamente possível saber a direcção pela qual se aproximam.

¹ www.vivometrics.com, acedido a 2 de Junho de 2008

Com a aplicação da nanotecnologia, os uniformes para além dos sistemas de monitorização, podem ainda fornecer um poderoso exosqueleto ao soldado [10].

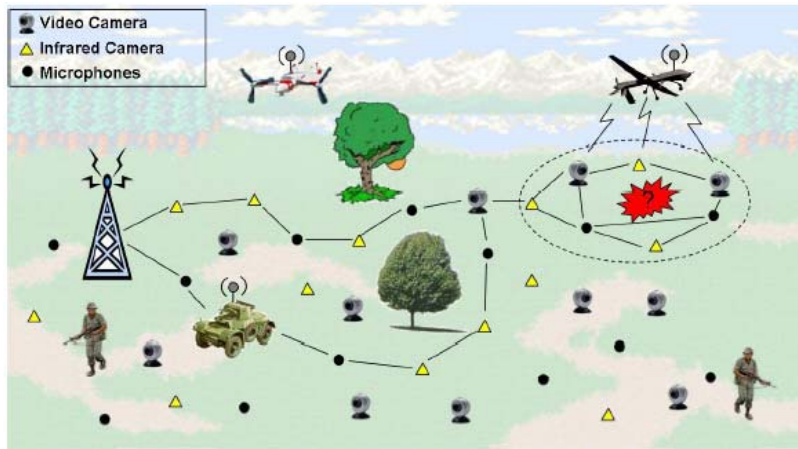


Figura 2.5 - Sistema de monitorização de um campo de batalha e conexão entre unidades de combate e comando.

A todos estes sistemas podem estar ligadas informações de campo. Redes de sensores podem ser facilmente largados ou implantados por uma aeronave em terreno aberto (Figura 2.5). Ao despertar, cada sensor estabelece ligação, tentando localizar os restantes sensores no terreno criando assim uma rede de comunicação. Estas redes podem detectar a posição e movimentação do inimigo.

A combinação de todas estas tecnologias possibilita controlar em tempo real os passos de um único soldado, ou batalhão, em acção no campo de batalha. Tácticas militares podem ser geridas e aplicadas de forma muito mais eficaz uma vez que o posto de comando pode obter informações e comunicar com um determinado soldado indicando-lhe novas ordens.

Do ponto de vista do próprio soldado, este tem um *feedback* da situação no terreno, posicionamento, batalhões mais próximos, assim como um contacto constante com as equipas de comando.

A longo prazo prevê-se a criação de têxteis químicos, auto-reparáveis quando danificados, e a criação de camuflagem inteligente que permitiria produzir uniformes com as qualidades de um camaleão, podendo mudar de cor consoante o meio envolvente.

2.5.3 Desporto

2.5.3.1 Desporto de Competição

A condição física do atleta é o elemento essencial para a sua prestação em qualquer competição. Todos os desportos têm as suas características e técnicas para as quais a perfeição só é alcançável com muito treino e sacrifício. Durante a época desportiva os atletas seguem um plano de treino, normalmente dividido por etapas, cada uma das quais com os seus métodos e duração. Apesar de cada etapa ter objectivos um pouco diferentes, uma das componentes está sempre presente devido à sua importância para o

desenvolvimento do atleta. A coordenação motora é um dos factores essenciais em todas as modalidades, como tal a incidência em treinos técnicos torna-se uma constante ao longo da época.

Independentemente do nível profissional do atleta, por muito mecanizada e coordenada que seja a sua técnica, este nunca deixa de a aperfeiçoar. Este tipo de treinos incide particularmente na posição que o atleta adopta ao longo da execução dos movimentos, pormenores técnicos, velocidade explosiva, tempos e métodos de respiração, leveza e descontração, tudo pormenores que podem fazer a diferença no resultado final em desportos técnicos.

Tomando o exemplo do Atletismo, para um velocista de topo mundial melhorar o seu recorde pessoal, não bastam os treinos regulares e novas teorias de treino. Grande parte dos treinos é direccionada para as técnicas de corrida, a coordenação e leveza de movimentos, a descontração entre muitas outras. Muitas vezes um simples pormenor como a inclinação do tronco durante a corrida pode representar uns centésimos de segundo a menos no resultado final. Numa prova de 100m livres, a vitória é por vezes discutida ao centésimo de segundo.

Um elemento fulcral no desenvolvimento de um atleta é o seu treinador. O treino de uma equipa, ou atleta individual, é uma luta constante que necessita de actualizações regulares. Nesse contexto, o treinador torna-se num investigador incessante na busca de novas técnicas e métodos de treino que possam fazer a diferença na performance do atleta.

O treinador é ainda um dos grandes responsáveis pela motivação das suas equipas, trabalhando não só a componente física mas também a componente psicológica. Um grande treinador pode então ser considerado como um excelente psicólogo. Com a sua ajuda, a autoconfiança e motivação de um atleta podem levá-lo a superar as suas próprias capacidades.

O desporto de alta competição é hoje em dia reconhecido como um importante factor de desenvolvimento desportivo. Para além de gozar de um invulgar impacto no plano social, gera o interesse e entusiasmo pelo desporto que acaba por contribuir para a generalização da prática desportiva. O conceito de desporto de alta competição está relacionado com um elevado cariz de selecção, rigor e exigência².

2.5.3.2 Tecnologia Desportiva

O desporto é uma área extremamente empolgante onde se podem aplicar as novas tecnologias. A abundante diversidade de aplicações tecnológicas existentes e as suas vantagens vieram revolucionar o mundo desportivo. A investigação de tecnologias computacionais e os resultados encorajadores alcançados ao longo dos anos vieram melhorar a qualidade do desporto [16].

Os investigadores têm aprendido muito sobre sensores, descobrindo e testando novas formas de os aplicar no desporto. Sensores de vários tipos e características como

² www.idesporto.pt, acedido a 2 de Junho de 2008

acelerómetros, giroscópios, microfones e câmaras têm sido amplamente aplicados com sucesso nas diversas modalidades desportivas. Algoritmos de visão computacional permitem aos investigadores analisar meticulosamente a movimentação de um único indivíduo ou até de um conjunto de atletas em grupo.

O crescente interesse na procura de novas e melhores tecnologias desportivas despoletou uma grande variedade de investigações. O principal objectivo desta área é encorajar a investigação e despertar o interesse de todos os envolvidos, directa ou indirectamente, levando-os a compreender as potencialidades destas tecnologias e como podem ser aplicadas ao desporto.

Actualmente os investigadores de computação ubíqua aplicada ao desporto, focam os seus estudos em três grandes áreas da tecnologia desportiva: o desempenho atlético, entretenimento e lazer, e em que moldes pode a tecnologia afectar as regras desportivas.

2.5.3.2.1 Desempenho e Aprendizagem Desportiva

O universo desportivo está recheado de inúmeros registos e estudos de sucesso sobre a performance desportiva. Os investigadores continuam a inovar as suas pesquisas, criando novos métodos e formas de estudar e compreender o desempenho desportivo do ser humano. Sistemas de vídeo inteligentes são inseridos em clubes de golfe oferecendo ao golfista uma análise computacional do seu *swing*, desportistas usam sistemas de monitorização de frequência cardíaca durante os seus treinos, sistemas de seguimento directo e visão de jogo são aplicados em desportos colectivos, entre muitas outras.

O “*Project Fusion*³” é um sistema de treino completamente integrado criado pela parceria entre a *Polar Electro* e a *Adidas*. Este projecto combina sistemas de frequência cardíaca, velocidade e distância da *Polar Electro* com roupa e calçado *Adidas*. A monitorização de dados é processada e transmitida ao utilizador, através de um computador de pulso inteligente.

Uma equipa de investigação apresentou um leitor de MP3 que personaliza a selecção de músicas com base no ritmo cardíaco. Ao monitorizar a frequência cardíaca do atleta antes, durante e após a sessão de treino, o “*IM4Sports*” pode construir automaticamente um programa de treino personalizado que pode acompanhar a velocidade e ritmo do atleta.

Um *software* de auxílio ao treino de barreiristas pode simular uma animação de um atleta ideal na passagem da barreira, utilizando a sobreposição de imagens em vídeo. A reprodução simultânea permite verificar e corrigir a técnica de ataque, passagem e saída da barreira indicando ainda o local ideal para fazer os seus apoios.

O “*miCoach*³” é o mais recente sistema pessoal de treino criada pela *Samsung* e a *Adidas*. É constituído por cinco componentes chave que quando combinados fornecem um *feedback* audível, como a frequência cardíaca do utilizador, adicionando-lhe todas as características de um telemóvel usual.

³ www.press.adidas.com, acedido a 26 de Maio de 2008

Florian Michahelles e Bernt Schiele aplicaram sensores nas roupas e botas de esqui de atletas de *downhill* dando forma a um sistema de monitorização da movimentação do atleta. Informações como forças, rotações e acelerações podem ser facilmente registadas coisa que anteriormente era apenas possível por análise de imagem [16].

O “*Formation Sprint Suit*”³, é um fato de competição desenvolvido pela *Adidas* para a modalidade de atletismo. Este fato combina o sistema muscular das pernas e da zona abdominal para tornar a sequência de movimentos mais eficaz, ajudando o atleta a manter uma postura correcta durante a corrida.

A tecnologia e medicina desportiva não se limitam apenas ao estudo das performances dos atletas. Os desenvolvimentos estendem-se também à reabilitação física e prevenção de lesões. Atletas vítimas de doença ou acidentes, resultando na amputação de uma, ou ambas as pernas, encontram-se actualmente em competição ao mais alto nível e a par de atletas de topo mundial, correndo com o auxílio de próteses de alta tecnologia⁴.

Massimiliano Zecca e sua equipa construíram um sistema de avaliação da interacção humano-robot. O *WB-IR* é capaz de detectar o movimento do corpo humano e dar vida a um modelo virtual em 3D. A detecção dos movimentos da cabeça é realizada recorrendo a um circuito constituído por um acelerómetro e um giroscópio [50].

Através do estudo de sensores axiais como estes, *Rong Zhu e Zhaoying Zhou* conseguiram detectar em tempo real os movimentos da cabeça e outros segmentos do corpo humano [51].

Comparando vários métodos utilizados para a detecção de movimentos do corpo humano, a equipa de *M. S. Keir* conseguiu detectar os movimentos e rotações verticais da cabeça, usando apenas um acelerómetro de dois eixos [52].

Usando um conjunto de sensores inerciais incorporados num par de óculos, uma equipa de investigação Italiana conseguiu analisar e processar os dados registados de forma a controlar ambientes virtuais, estilo vídeo jogo [53].

Tao Liu em conjunto com a sua equipa utilizaram um conjunto de giroscópios e acelerómetros para estudar e analisar os movimentos e rotações das pernas e dos pés, criando um sistema de monitorização vestível [54]. Através das indicações provenientes deste estudo, após algumas melhorias e ajustes, integraram este sistema num equipamento de controlo de um humanóide baseando-se na análise da locomoção humana [47].

Baseando-se num sistema de pressão, *Jan Meyer* e seus colegas criaram um têxtil capaz de medir a actividade muscular humana e detectar a sua movimentação. A sua intenção é aplicar este sistema na reabilitação de problemas musculares [40].

Há de facto uma infinidade de desportos que podem beneficiar das descobertas e aplicações das novas tecnologias pela aprendizagem de como usufruir de informações

⁴ www.spectrum.ieee.org, acedido a 24 de Maio de 2008

tão úteis como o movimento dos músculos, a frequência cardíaca ou as forças e velocidades de execução. Nesta área o importante não é medir todos e quaisquer tipos de sinais possíveis num atleta, mas sim detectar os sinais fulcrais para uma boa preparação, aplicando sensores de uma forma praticamente imperceptível e confortável em equipamento desportivo, levando o próprio atleta a querer utilizar estes sistemas nas suas sessões de treino e ainda ajudando assim o treinador a analisar e desenvolver os seus métodos de treino.

2.5.3.2.2 Entretenimento e Lazer

O desporto encontra-se também ligado a actividades de lazer servindo como entretenimento. As tecnologias de entretenimento aplicadas no desporto permite ao utilizador participar em jogos, assim como melhorar a qualidade da informação fornecida a um espectador.

As companhias de videojogos já conseguem incorporar diversos tipos de tecnologia em bolas de futebol, tacos de baseball, bicicletas, motas e luvas de boxe, tornando os jogos desportivos bem mais interessantes. A consola de jogos “*Wii*”⁵, desenvolvida pela *Nintendo*, é um bom exemplo disso ao incorporar uma série de sensores nos seus comandos. Este tipo de actividades pode vir a equiparar-se à actividade física dos próprios desportos, incentivando o utilizador a exercitar-se mais.

As equipas televisivas que seguem eventos desportivos proporcionam cada vez mais informação satisfazendo a curiosidade do espectador. Os grandes torneios de ténis possuem tecnologias de medição de velocidade das bolas. Assim, quando o jogador efectua um serviço, o telespectador pode ter uma pequena ideia de como seria receber a bola.

Investigadores alemães⁶ desenvolveram um sistema que detecta, não só da bola mas também a posição dos jogadores no terreno de jogo. Utilizando um transmissor de microondas do tamanho de pequenas moedas, podem difundir sinais captáveis por receptores instalados nos postes de iluminação. O computador central calcula as suas posições, velocidades e deslocações ao longo do campo de jogo.

2.5.3.2.3 Interação com Autoridades Desportivas

A tecnologia não envolve apenas os telespectadores mas também as autoridades oficiais das entidades desportivas, levando-os muitas vezes a alterar as suas regras para estarem a par das tecnologias actuais.

As equipas de arbitragem de futebol possuem actualmente um sistema de comunicação que permite alertar facilmente o oficial de partida de alguma infracção.

As federações de golfe decidiram alterar as características das suas bolas, assim que descobriram as potencialidades que uns pequenos sulcos traziam relativamente às distâncias atingidas. Inicialmente as pessoas pensaram que o antigo treino tradicional se

⁵ www.nintendo.com/wii, acedido a 24 de Maio de 2008

⁶ www.spectrum.ieee.org/jun05/1228, acedido a 10 de Junho de 2008

ia tornar obsoleto devido às grandes distâncias atingidas pelas bolas, no entanto isto despertou ainda mais o interesse de novos adeptos e jogadores.

A Federação Mundial de Taekwondo reduziu o número de juízes necessários no ringue de competição, de quatro para dois, ao incluírem novos coletes electrónicos detectores de forças e pressões [16].

Todos estes desenvolvimentos tecnológicos vieram proporcionar aos desportistas, e aficionados pelo desporto, uma melhoria das suas condições elevando a qualidade de toda a envolvimento desportiva.

2.6 Conclusões

Ao longo desta fase de investigação e estudo, foi possível obter diversas informações relativas a variedade de tecnologias relacionadas com o assunto deste projecto.

Um tema que se encontra actualmente na mira dos investigadores é as tecnologias vestíveis e os sistemas correlacionados, permitindo uma monitorização constante de um paciente. As vantagens deste tipo de aplicações foram rapidamente descobertas e aplicadas no campo do desporto. Hoje em dia existem inúmeras investigações na área desportiva, visando melhorar a qualidade do desporto e o conforto dos próprios atletas.

Os sistemas estudados permitiram ainda ter uma noção dos diferentes tipos de sensores normalmente utilizados na monitorização de um atleta, assim como os métodos utilizados para obter essas informações.

Capítulo 3

A Natação

3.1 Introdução

A Natação é o acto de propulsão e auto-sustentação na água através de movimentos combinados de braços e pernas. É considerado um dos melhores e mais completos exercícios físicos existentes por exercitar praticamente todos os músculos e articulações do corpo. A natação, para além de ser um exercício de simples divertimento ou a prática desportiva, é utilizado com finalidades terapêuticas no tratamento de problemas físicos e respiratórios, sendo aplicada como forma de reabilitação.

3.2 A História da Natação

A natação era originalmente um meio de sobrevivência do homem, que em tempos primitivos utilizava para se proteger ou caçar⁷. Começou a ser usada como forma de preparação física pelos Gregos e Romanos devido ao seu culto pelo corpo, típico daquelas épocas. A natação organizada teve o seu início no século XVII, no Japão, onde o Imperador determinou que fosse ensinada e praticada nas escolas. Devido ao tipo de regime, e como o Japão era um país muito fechado, isso não se propagou ao resto do mundo. Foi apenas no século XIX, em 1837, que foi pela primeira vez usada como competição na Inglaterra. O primeiro estilo a ser adoptado pelos atletas foi bruços. Na década de 1870, *J. Arthur Trudgeon*, um instrutor inglês de natação, trouxe para a Europa um estilo alternativo utilizado na América do Sul, onde era chamado “*trudgeon*”, conhecido hoje em dia como *crawl*.

É considerada um desporto Olímpico desde a primeira edição dos Jogos de 1896 em Atenas, sendo um dos desportos nobres das Olimpíadas ao lado do Atletismo. A participação feminina nas Olimpíadas apenas se concretizou em 1912 nos Jogos Olímpicos de Estocolmo. Os primeiros estilos adoptados nas Olimpíadas foram bruços e estilo livre. O estilo costas foi incluído nos Jogos de 1904, já o estilo mariposa, surgiu como evolução do estilo bruços, na década de 1940.

⁷ www.encyclopedia.com.pt, acedido a 20 de Junho de 2008

Em Portugal, a natação desportiva iniciou-se no séc. XX, com a criação da primeira escola de natação em 1902, pelo Ginásio Clube Português, na Trafaria.

3.3 Provas e Estilos Oficiais

As técnicas de nado, designadas como estilos, são quatro: Costas, Bruços, Mariposa e Estilo Livre, onde normalmente se utiliza o *crawl*. Estas técnicas encontram-se oficialmente regulamentadas pela Federação Internacional de Natação.

As provas que actualmente compõem o Calendário Olímpico são:

- 50, 100, 200, 400, 800 (fem.) e 1500 (masc.) metros Livres;
- 100 e 200 metros Costas;
- 100 e 200 metros Bruços;
- 100 e 200 metros Mariposa;
- 200 e 400 metros Estilos;
- 4×100, 4×200 metros Livres e 4×100 metros Estilos em estafeta.

Os Campeonatos do Mundo, para além das provas olímpicas, incluem: 50m Costas, Bruços e Mariposa, os 800 m Livres masculinos e os 1500 m Livres femininos⁸.

As piscinas oficiais de competições medem 50 metros de comprimento, devendo conter 8 corredores, cada um com 2,5 metros de largura, e um espaço suplementar mínimo de 20 centímetros ao lado dos corredores externos. A profundidade deve ser igual ou superior a 1,35 metros e a água deve estar a uma temperatura entre 25 °C e 28 °C em competições.

3.4 Tecnologia Aplicada à Natação

3.4.1 Aspectos Fisiológicos

A natação, do ponto de vista de um atleta profissional, é um desporto bastante exigente e desgastante. Normalmente têm treinos bi-diários, tendo que sacrificar-se muitas vezes na sua vida quotidiana. Durante a época desportiva as intensidades dos treinos vão alternando, levando a diferentes tipos de desgaste físico. Devido às características profissionais deste desporto, torna-se imprescindível uma constante monitorização dos atletas.

A monitorização de um atleta é de facto bastante importante e muitos treinos podem ser baseados nesta informação. As frequências cardíacas, actividade muscular, acumulação de lactatos, tempos de respiração e recuperação, são tudo dados que podem ajudar um treinador a detectar alguma falha no plano de treinos, ao qual pode fazer as devidas alterações e tomar as devidas precauções, moldando-o às condições físicas do atleta.

⁸ www.fpnatacao.pt, acedido a 15 de Junho de 2008

No entanto, estes tipos de dados são extremamente difíceis de obter devido ao próprio meio envolvente. A tecnologia existente para este efeito não está protegida contra as características deste desporto. Como tal, teriam de se estudar e descobrir algumas formas de inserir estes componentes, sensores e eléctrodos de forma confortável para o nadador e acima de tudo isolados do meio.

Evangelina Filipatou e a sua equipa estudaram o impacto nos níveis de lactato e na frequência cardíaca após esforço físico. A intenção era comparar os efeitos destes elementos entre crianças e jovens nadadores. Após cada série era efectuada a recolha de sangue (10µl) para analisar os níveis de concentração de lactato. A frequência cardíaca era registada ao longo da série, através de um sensor de monitorização incorporado num relógio de pulso, o “*Polar xTrainer-plus*”. Os testes indicaram que o esforço físico provoca um aumento de ácido láctico ao longo do tempo em jovens atletas. No entanto isto não se observou nas crianças revelando as diferentes respostas energéticas entre o grupo. Os seus treinadores foram aconselhados a não se focarem apenas no registo da frequência cardíaca, devendo ter em consideração que o mesmo tipo de treinos produz diferentes efeitos entre os atletas [21].

O mesmo tipo de testes foi efectuada em atletas de alta competição por *P. Helard* e sua equipa. A intenção era analisar a variação da frequência cardíaca provocada por diferentes cargas de treino. A monitorização do ritmo cardíaco foi registada durante o processo usando um aparelho de monitorização de pulso. Os resultados indicam que as variações da frequência cardíaca são superiores em nadadores de alto nível, verificando-se um aumento destas ao longo da época desportiva [22].

Como é óbvio, estudos deste tipo ajudam a compreender as reacções do corpo humano a diferentes tipos de estímulos e técnicas de treino, ajudando os treinadores a gerir a época consoante a resposta física dos atletas. No entanto, estes testes não são apenas efectuados durante as sessões de treinos. Torna-se importante verificar o seu impacto na vida quotidiana do atleta, podendo assim comparar os resultados entre as diferentes situações.

Uma investigação desse tipo foi levada a cabo por uma equipa de investigadores japonesa, ao estudarem os efeitos que a resposta cardiovascular provocava na oxigenação dos tecidos. Para o efeito, foram registadas informações como níveis de oxigénio, frequência cardíaca, pressão sanguínea, níveis de monóxido de carbono, entre outros. Os resultados sugeriram que o aumento do nível de monóxido de carbono, assim como o aumento da carga física, podem provocar um aumento do fornecimento de oxigénio aos músculos em descanso e em exercitação dentro de água. A pressão hidrostática pode ainda restringir o fluxo sanguíneo e conseqüente fornecimento de oxigénio aos músculos. Isto implica um aumento da pressão sanguínea para compensar este factor.

Todos estes registos fornecem uma quantidade de informações importantes sobre o atleta e o seu estado de saúde. Um problema difícil de detectar, e que acontece frequentemente em atletas de todas as modalidades, é a sobrecarga física dos treinos. A fadiga provocada por excesso de treino pode desencadear todo o tipo de lesões, daí a necessidade da monitorização constante do atleta como forma de prevenção deste tipo

de acontecimentos. A detecção atempada destes fenómenos permite ao treinador tomar as devidas precauções. A fadiga muscular é considerada como uma falha para manter o nível desejado de rendimento ou trabalho durante uma actividade repetitiva ou sustentada.

3.4.2 Biomecânica e Cinemática

3.4.2.1 Definição

A Biomecânica⁹ é um ramo da Biologia que estuda as estruturas e as funções fisiológicas dos organismos na sua relação com as leis da mecânica. A biomecânica externa estuda as forças físicas que actuam sobre os corpos, enquanto a biomecânica interna estuda a mecânica e os aspectos físicos e biofísicos das articulações, ossos e dos tecidos histológicos do corpo¹⁰.

A Cinemática¹⁰ é o ramo da física que procura descrever os movimentos sem se preocupar com as forças que lhes dão origem, deixando essa análise para a dinâmica. Como tal, organiza informação sobre a posição, deslocamento, espaço percorrido, velocidade, rapidez e aceleração dos corpos.

3.4.2.2 Aplicação na Natação

O estudo da propulsão humana na natação é uma das áreas de interesse mais complexas na biomecânica deste desporto. A investigação neste campo visa descrever os diferentes métodos aplicados na natação para visualizar e entender o movimento da água em torno do corpo, com o intuito de melhorar as técnicas de nado. As contracções musculares, a flexão e extensão das articulações e a deslocação dos membros, provocam uma nova disposição das partículas de água à medida que se distribuem pelo volume ocupado pelo corpo no instante anterior. As deslocações rápidas provocam uma distribuição instável desse espaço originando os ditos vórtices. A hidrodinâmica deste fenómeno ainda não é completamente clara [27].

A aplicação de técnicas de visualização destes fenómenos parece ser a forma mais adequada de compreender os fenómenos de propulsão da natação. Acções propulsivas simples podem ser estudadas combinando a análise cinemática com a visualização de fluxos.

Foi com base em técnicas como esta que *Masanobu Homma* e *Miwako Homma* estudaram os parâmetros cinemáticos da movimentação e sustentação de atletas de natação sincronizada. Posicionando três câmaras no fundo da piscina, registaram os movimentos circulares das pernas, colocando um marcador de referência no interior da coxa esquerda. Os resultados revelaram que estes movimentos têm duas derivantes, uma enfatizando a sustentação horizontal e a outra o movimento vertical [28].

Um estudo efectuado por *Shinichiro Ito* sugeriu que a técnica de propulsão em forma de I no estilo *crawl*, é de facto mais eficaz que a técnica em forma de S, ao

⁹ www.priberam.pt, acedido a 15 de Junho de 2008

¹⁰ www.wikipedia.org, acedido a 15 de Junho de 2008

contrário do que se pensava anteriormente. A técnica em S, muito popular em nadadores experientes, resulta de uma forma de maximizar a eficiência no acto de propulsão, utilizando as forças de sustentação e propulsão das palmas das mãos. Por outro lado, a forma em I maximiza o impulso. Por coincidência esta é a técnica usada pelo campeão olímpico *Ian Thorpe* [29].

Uma equipa de investigadores japonesa estudou o fluxo produzido pela propulsão das mãos usando um PIV (*Particle Image Velocimetry*). Este é um método óptico que possibilita medir velocidades e propriedades dos fluidos por análise de vídeo [29].

Para além do seu carácter fisiológico, a electromiografia (EMG) é utilizada como instrumento de medida do movimento humano, dentro do tema da biomecânica desportiva. Tem sido correlacionada com a força, velocidade, resistência muscular, verificação da especificidade e eficiência de métodos de treino e reabilitação, explosividade muscular e fadiga. Estudos sobre a actividade muscular podem detectar as reacções do atleta nas diferentes fases do treino.

A aplicação de um sistema de monitorização da actividade eléctrica muscular nos pulsos de alguns nadadores, permitiu verificar o tempo de fadiga nos músculos [30]. *Andreas Hohmann* e a sua equipa descobriram ainda que a actividade muscular provocada pela partida do estilo costas, não tem uma grande variância entre indivíduos. Este facto pode dever-se ao estilo standard da técnica de partida [31].

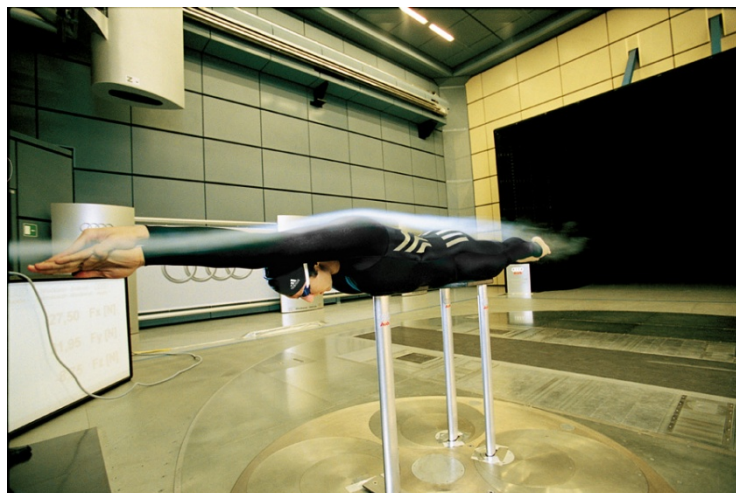


Figura 3.1 - *Ian Thorpe* envergando o “*JetConcept*” em testes efectuados em túneis de vento.

Através de investigações similares às referenciadas, é possível desenvolver todo o tipo de tecnologias nomeadamente no ramo dos têxteis. O “*JetConcept*³” é um fato de competição que a *Adidas* estudou e desenvolveu em conjunto com *Ian Thorpe* e outros nadadores de topo mundial. A criação deste conceito foi inspirada nas ranhuras em forma de V utilizadas actualmente nas asas e fuselagem dos aviões a jacto. As ranhuras que percorrem o interior do braço até à região lombar e que cobrem a zona dos glúteos canalizam a água ao longo das costas do nadador reduzindo o arrasto e a turbulência, proporcionando uma diminuição considerável da pressão nas costas do atleta. Os nadadores incluídos nos testes acreditavam que o fato lhes proporcionava uma posição mais estável e horizontal ao elevar-lhes um pouco mais as pernas. Este fenómeno deve-

se à velocidade com que a água flui por baixo do corpo, e à redução da quantidade de água nas costas do atleta, resultando assim numa melhoria de 3% na performance dos atletas.

Para além dos métodos de análise de vídeos descritos, podemos utilizar ainda outras formas para o registo das posições angulares dos membros. Existem algumas investigações utilizando sensores inerciais, como acelerómetros ou giroscópios, que nos fornecem uma espécie de padrão referente aos movimentos cíclicos das técnicas de nado.

Anexando um pequeno sistema de aquisição constituído por um acelerómetro e um giroscópio de três eixos ao pulso dos atletas, *Yuji Ohgi* analisou as características das suas braçadas. Como forma de referência, permitindo-lhe analisar os diferentes padrões fornecidos pelo sistema de aquisição, foi instalado um sistema de câmaras proporcionando um registo tridimensional dos atletas. Analisando os dados fornecidos pelo sistema inercial, em conjunto com as imagens tridimensionais, pôde verificar a que movimento correspondia cada conjunto de valores registados. Isto permitiu-lhe traçar um gráfico padrão do ciclo de braçada [32].

Dentro do mesmo tipo de aquisições, *Hiroshi Ichikawa* e seus colegas, estudaram o deslocamento angular do ombro e cotovelo no estilo *crawl*, anexando um acelerómetro ao pulso do nadador. Os ângulos foram calculados matematicamente através da informação fornecida pelo acelerómetro. Através do registo de vídeo foi possível verificar que os ângulos estimados eram coerentes com os observados [33].

Um outro factor muito importante na natação é a velocidade instantânea do atleta. Esta grandeza é de facto objecto de inúmeros estudos, sendo possível o seu cálculo de diversas formas. O mais comum é o registo e análise de vídeo [34], acompanhando o percurso do nadador com uma câmara, outros métodos utilizam a análise de dados por PIV [29], usando a aquisição de fluxo das partículas da água, ou um tipo de velocímetro ligado ao nadador por um fio inextensível [35].

O estudo e análise da actividade física tanto no desporto como na vida quotidiana são actualmente muito frequentes. *J.Pärkkä* e seus colegas aplicaram este mesmo sistema para monitorizar os movimentos dos pulsos, anca e tornozelo em actividades físicas de diferentes intensidades, como actividades domésticas, corrida e vida tarefas diárias [41].

F. Brunetti e a sua equipa acoplaram um sistema de comunicações *wireless* capaz de funcionar em cenários reais como o desporto e robotização vestível [42].

Utilizando sensores inerciais, a equipa de *Rick A. Hyde*, pôde estudar a orientação dos membros superiores e criar modelos matemáticos de orientação dos mesmos [43].

Através da conjugação de dois sistemas de medição de velocidade, uma equipa francesa de investigação estudou a duração da fase de propulsão, por ciclo de braçadas, no estilo *crawl*. Ao atleta foi conectado um fio proveniente de um velocímetro e o seu percurso foi registado em vídeo, o que possibilitou a análise dos dados adquiridos pelo velocímetro e estudo da duração do ciclo [34].

A investigação científica e tecnológica aplicada à natação é de facto uma área muito extensa. Seja na investigação das técnicas de nado, como por exemplo o estudo levado a cabo por *Shinichiro* que utilizou um túnel de vento para verificar qual a forma de disposição da mão a adoptar para melhor sustentação na natação sincronizada [36]. Seja na investigação das forças desencadeadas pelo corpo, como por exemplo a força aplicada na parede aquando da cambalhota, utilizando uma plataforma de registo de força anexada à piscina [37]. Ou mesmo na tentativa de fornecer algum *feedback* ao atleta sobre os tempos de treino, utilizando um ecrã de LEDS no fundo da piscina [38].

Existem ainda uma enormidade de técnicas e aplicações por onde a natação pode evoluir. A investigação científica e tecnológica está de facto longe de se esgotar, necessitando apenas de iniciativa e imaginação projectada pelos avanços das tecnologias.

3.5 Conclusões

Uma análise mais aprofundada das tecnologias, actualmente aplicadas na natação, mostra uma imagem sobre os diferentes tipos de desenvolvimentos existentes e o tipo de investigações normalmente efectuados nesta área. Os estudos efectuados têm duas vertentes, focando-se na saúde e monitorização dos atletas e no estudo da biomecânica deste desporto. Estas referências indicam também os tipos de sistemas e sensores utilizados, assim como os métodos de aplicação nas medições efectuadas. Através destas investigações, foi possível avaliar e criar uma forma de desenvolver este projecto, ao ajudar a escolher o tipo de sensores a aplicar, a forma de os adaptar ao atleta e como seriam adquiridos os sinais a medir.

Capítulo 4

Concepção de um Sistema de Monitorização para a Natação

4.1 Introdução

Após o estudo e análise dos objectivos pretendidos para este projecto e dos temas fulcrais, procedeu-se à pesquisa dos diferentes tipos de sensores passíveis de corresponder aos requisitos propostos neste projecto. Este estudo baseou-se nas capacidades dos próprios sensores, e na forma de como poderiam ser empregues. Com base em experiências efectuadas e aplicações já desenvolvidas nas mais diversas áreas de investigação, concluiu-se que os sensores que poderão cumprir estes requisitos são os propostos neste capítulo.

4.2 Requisitos funcionais do sistema

No sentido de dar resposta ao conjunto de requisitos e solicitações idealizadas para o fato de natação instrumentado, procura-se aqui idealizar, conceber e avaliar as melhores soluções para a medição e registo dos parâmetros de desempenho e biomecânicos. Além da componente física constituída pelos sensores e pela comunicação de dados, irá ser necessária uma componente informática pelo que se fazem também considerações e propostas para essa componente. A obtenção dos parâmetros apenas é possível através de programação, utilizando a informação adquirida pelos sensores.

4.2.1 Parâmetros de desempenho

4.2.1.1 Tempo de nado

Para registar os tempos relativos ao percurso efectuado pelo nadador, terá de ser detectada a sua partida, assim como o final da prova. A partida teria de ser detectada por análise dos sinais captados pelos diferentes sensores inerciais. Exactamente no instante antecedente à explosão efectuada pelo nadador no momento da partida, todos os

sensores irão obter registos de actividade muito baixos. Por exemplo, os sinais detectados pelos acelerómetros vão ser baixos e constantes, sendo o seu registo mais elevado devido à aceleração da gravidade. No momento da partida, o atleta efectua um movimento brusco e explosivo. Este movimento irá ser detectado por todos os sensores inerciais, registando valores muito diferentes relativamente ao instante precedente. Conjugando todos estes sinais, será accionado um cronómetro para o registo de tempo da corrida.

No momento da chegada, e fim da prova, os registos dos sensores irão ser diferentes das leituras efectuadas numa inversão de sentido por cambalhota. Os sensores detectam assim uma paragem brusca na altura em que o nadador toca na parede e acaba a prova. Estas paragens terão de ser testadas, de forma a se obter um registo de todos os sinais que incorporam o fato. A combinação dos sinais que evidenciam melhor esta acção irá determinar o momento de paragem do cronómetro.

Utilizando estes dados será possível calcular os tempos efectuados por piscina, tempos médios e tempos previstos. Através do registo entre piscinas, e as diferenças de tempo entre elas, é possível verificar a que ritmo é que o nadador está a baixar o nível de intensidade por cansaço. Com estes factores, pode ser calculada uma previsão do tempo da prova, sendo actualizado constantemente.

4.2.1.2 Número de piscinas e distância de nado

O número de piscinas será contabilizado utilizando a informação proveniente do giroscópio instalado na cintura do nadador. Ao detectar a cambalhota de inversão de sentido, será registado o tempo efectuado pelo nadador naqueles 50 metros, caso a piscina tenha as dimensões oficiais, e será incrementado o número de piscinas percorridas até ao momento.

A distância percorrida pode ser calculada combinando o tempo médio entre piscinas e a velocidade instantânea do nadador, fornecendo assim ao treinador um valor instantâneo da distância percorrida. Através da velocidade instantânea, em metros por segundo, pode ser calculada a distância instantânea percorrida pelo nadador. Utilizando os registos de tempo e velocidade média entre piscinas, pode-se calcular a distância percorrida pelo atleta recorrendo ao tempo decorrido desde o início de nova piscina. Uma vez que se sabe o comprimento exacto da piscina, a cada incremento do número de piscinas efectuadas, será registada de uma forma mais precisa, a distância percorrida até ao momento.

4.2.1.3 Velocidade média de nado

A velocidade média pode ser calculada através dos tempos obtidos entre piscinas. Tendo o tempo efectuado a cada cinquenta metros, no caso de piscinas oficiais, pode-se calcular a velocidade média do nadador.

4.2.2 Parâmetros Biomecânicos

4.2.2.1 Número de ciclos

O número de ciclos poderá ser calculado recorrendo aos gráficos padrão característicos de cada estilo. Por exemplo no estilo *crawl*, terão de ser detectadas as acções de propulsão do braço direito e esquerdo. Esta variável será incrementada quando o nadador completar o acto de propulsão com ambas as mãos. Pode-se assim obter o número total de ciclos realizados na prova, o número total de ciclos efectuados por piscina e a média de ciclos por piscina.

4.2.2.2 Frequência gestual

A frequência gestual pode ser calculada da mesma forma que o número de ciclos. Através da análise dos dados relativamente ao padrão característico dos estilos, é possível calcular a frequência de cada movimento efectuado pelo atleta. Pode-se assim obter a frequência de movimentos realizados na prova, número e média de movimentos por piscina.

4.2.2.3 Velocidade instantânea de deslocamento

A velocidade instantânea é uma das grandezas mais difíceis de medir num nadador. A grande maioria dos métodos utilizados para este fim utiliza tecnologias externas ao atleta, tal como câmaras de vídeo e processamento de imagem ou através de um equipamento ligado ao atleta por um fio. Neste projecto o interesse é ter acesso a esta informação de uma forma instantânea, mas que ao mesmo tempo não prejudique o desempenho do nadador, como tal foi pensada a aplicação de um sensor de medição do fluxo corrente que percorre o atleta. Uma forma de conseguir esta grandeza é através da aplicação de um *Flow Meter* transportado pelo atleta. O fluir da água pelo interior do sensor irá dar origem a um sinal proporcional à velocidade instantânea do atleta.

4.2.2.4 Pressão nas mãos

Uma característica em constante investigação é a biomecânica dos fluidos no corpo humano. A deslocação do atleta na água deve-se ao acto de propulsão impellido maioritariamente pelos membros superiores. As zonas responsáveis por essas forças são as secções das mãos, estando constantemente sujeitas a diferentes tipos de pressões. As pressões sentidas na palma e nas costas da mão, poderão ser calculadas recorrendo a um sistema de sensores de pressão instalados nestas zonas do fato. Através destes valores, pode-se calcular o diferencial de pressão nas mãos. Desta forma pode-se verificar as pressões exercidas em cada tipo de movimento, como por exemplo no acto de propulsão e no acto de recuperação dos braços. Como estes sensores podem ser distribuídos pontualmente pela mão, pode-se obter as pressões aplicadas em cada ponto da palma ou das costas da mão. Isto pode ajudar o treinador a verificar se o atleta está a posicionar devidamente as mãos em cada movimento. Por exemplo, se as pressões na palma da mão não forem distribuídas uniformemente, relativamente às pressões normais numa técnica perfeita, verificando-se assim uma pressão mais elevada em determinados pontos, poderá querer dizer que a posição da mão não é a correcta. O diferencial de pressão pode ser calculado de forma pontual, subtraindo as pressões exercidas em cada

ponto palmar e dorsal da mão, por secções da mão, dividindo a mão em secções, considerando um conjunto de sensores constituintes daquela secção, e de forma global, somando as pressões totais de todos os sensores palmares subtraindo às pressões totais dos sensores dorsais da mão.

4.2.2.5 Posições angulares

Um dos factores mais importantes para um treinador de natação é a capacidade de observar os movimentos do atleta durante o seu percurso. Torna-se assim importante proporcionar-lhe uma forma fácil de visualizar e analisar estes movimentos. Aplicando um sistema de detecção dos movimentos angulares e acelerações dos diferentes movimentos do atleta, é possível obter informações que de outra forma seriam impossíveis de obter. Por exemplo, aplicando diversos circuitos ao longo dos braços, pode-se calcular as posições adoptadas pelos membros do atleta. Sabendo a constituição física do atleta, é possível utilizar as distâncias entre os sensores proporcionando valores úteis, como os raios de acção, para calcular os ângulos correctos e posições dos braços. Sabendo por exemplo a distância a que um sensor colocado no pulso se encontra do cotovelo, é possível saber os movimentos e limites de acção do antebraço relativamente à posição em que se encontra o cotovelo. Através destas disposições é possível verificar se o atleta está a efectuar a técnica correctamente, permitindo a acção do treinador. Tal como nos braços, é possível saber a localização exacta da cabeça em que o sensor foi colocado, possibilitando calcular os movimentos angulares efectuados pelo nadador.

A localização exacta de cada sensor permite-nos transcrever com mais exactidão os movimentos e posições angulares do atleta.

4.3 Sensores

Os sensores propostos para embeber no fato são:

- Acelerómetro
- Giroscópio
- Sensor de curvatura (*Bend Sensor*)
- Fluxómetro (*Flow Meter*)
- Sensor de pressão

4.3.1 Acelerómetro

Um acelerómetro é basicamente um dispositivo capaz de medir acelerações e gravidades de forças induzidas, convertendo um movimento mecânico num sinal eléctrico proporcional à aceleração desse movimento. Os modelos de múltiplos eixos são capazes de detectar a magnitude e direcção da aceleração como uma grandeza vectorial. Quando se encontra em repouso na superfície terrestre, o sinal de saída correspondente à aceleração no eixo vertical irá indicar 1G, ou seja $9,8 \text{ m.s}^{-2}$, devida à aceleração da gravidade. Para obter a aceleração de um movimento efectuado neste eixo, é necessário subtrair 1G.

Os acelerómetros modernos são normalmente micro-sistemas electromecânicos (MEMS) o mais simples possíveis, consistindo apenas numa pequena alavanca ligada a uma massa de prova contendo um circuito de leitura de deformação. Com a influência da gravidade, ou uma aceleração, a massa desvia-se da sua posição normal. O circuito de leitura mede este deslocamento transcrevendo-o para um sinal eléctrico analógico, ou digital, proporcional à aceleração do movimento.

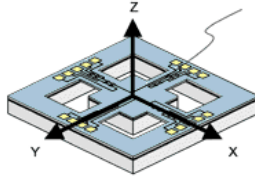


Figura 4.1 - Detecção triaxial de um acelerómetro piezoelétrico.

Alguns tipos de acelerómetros consistem num pequeno ponto de aquecimento central, que aquece um gás contido no interior do encapsulamento. Sensores térmicos colocados nas paredes do micro-chip detectam a movimentação do gás no seu sentido transmitindo um sinal de aproximação, proporcional à aceleração.

4.3.2 Giroscópio

Praticamente todos os giroscópios micro-maquinados utilizam elementos de vibração mecânica para detectar rotações. Não contêm qualquer espécie de partes rotativas que exijam o uso de rolamentos, assim sendo, podem ser miniaturizados e produzidos em série, utilizando técnicas de micro-maquinagem. Os giroscópios vibratórios baseiam-se essencialmente na transferência de energia entre dois modos de vibração de uma estrutura, causada pela aceleração de *Coriolis*. A aceleração de *Coriolis*, que recebeu o nome do um cientista engenheiro francês *G. G. de Coriolis* (1792-1843), é uma aceleração que surge numa estrutura rotativa de referência, proporcional à cadência de rotação.

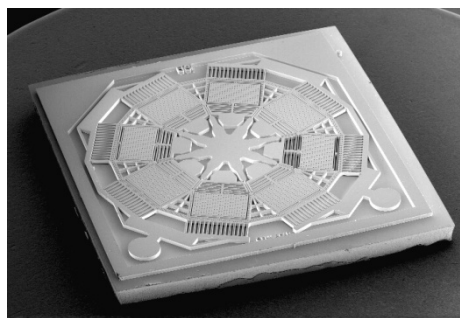


Figura 4.2 - Estrutura de um giroscópio vibratório micromaquinado.

Giroscópios de diapásão: contêm um par de massas que oscilam com igual amplitude mas em direcções opostas. Ao rodar, a força de *Coriolis* cria uma vibração ortogonal, que pode ser detectada por uma variedade de mecanismos. O giroscópio de *Draper Lab*, utiliza uma estrutura tipo pente levando o diapásão a entrar em ressonância, a rotação no plano de cada eixo resulta num movimento de elevação de massas, que é detectada através de eléctrodos capacitivos instalados por baixo das massas.

Giroscópios de disco vibratório: possuem um disco ao qual é induzida uma vibração em relação ao eixo de simetria, para o qual a rotação no plano de cada eixo resulta na inclinação do disco. É possível detectar dois eixos de rotação apenas com um disco vibratório.

Giroscópios de ressonância: fabricado a partir de sílica fundida, é também chamado de giroscópio de ressonância hemisférica, possui um anel que entra em ressonância para a qual os pontos nodais indicam o ângulo de rotação.

4.3.3 Sensor de curvatura (*Bend Sensor*)

O sensor de curvatura consiste numa fina película resistiva, revestida por uma camada plástica flexível, que altera a sua condutividade eléctrica quando dobrada. Esta película é dividida em muitas micro fissuras que abrem ou fecham consoante o ângulo que é dobrado. O estímulo destas fissuras provoca uma alteração na resistência medida. Por outras palavras, o sensor de curvatura fornece uma resistência variável com a flexão. Através de um sistema electrónico podem medir-se ou detectar-se movimentos com uma boa precisão e detalhe.

A camada de revestimento uniforme do sensor de curvatura elimina problemas associados a sensores convencionais tais como poeiras, lixo, líquidos e efeitos de calor e pressão. Sobre o sensor podem ainda ser aplicadas outro tipo de camadas e películas protectoras consoante o ambiente em que serão inseridos.



Figura 4.3 - Característica flexível do *Bend Sensor*.

Actualmente existem muitos estudos sobre a actividade física do corpo humano usando as capacidades do sensor de curvatura. *Bufu Huang* e a sua equipa de investigação utilizaram este sensor para detectar a flexão dos dedos dos pés e calcanhar, ao aplicarem um sistema de monitorização em calçado [49].

Daisuke Sasaki e os seus colegas utilizaram sensores de curvatura na detecção do ângulo de flexão da mão incorporado num sistema de auxílio e reabilitação da mão [46].

Um produto actualmente comercializado que utiliza sensores de curvatura é o “*DG5-VHand 2.0*” criado pela *DGTech Engineering Solutions*. Trata-se de uma luva que possibilita monitorizar a actividade das mãos e movimento dos dedos utilizando ainda o auxílio de um acelerómetro de 3 eixos [43].

Este sensor pode também ser usado para detectar a forma de materiais. Estudando as suas características *Jonathan R. Starck* e os seus colegas chegaram à conclusão que seria possível medir as movimentações do corpo humano como por exemplo o movimento respiratório [45].

4.3.4 Fluxómetro (*Flow Meter*)

O fluxómetro (Figura 4.4) foi concebido com o intuito de proporcionar uma forma simples e eficaz de medir o fluxo de líquidos através de um sinal eléctrico. O fluido é conduzido através de um canal, integrado no corpo do sensor, até uma turbina, provocando a sua rotação a uma velocidade proporcional ao fluxo corrente. Um diodo emissor de infravermelhos e um foto-transistor são montados frente a frente, dispostos de cada lado do eixo da turbina e externamente ao canal. À medida que a turbina gira, as suas pás bloqueiam o feixe de luz infravermelho. Este é então convertido num sinal de impulsos contínuo industrialmente estandardizado. Este sensor pode ser submetido a fluxos até 25 l/min suportando pressões de 20 bar.

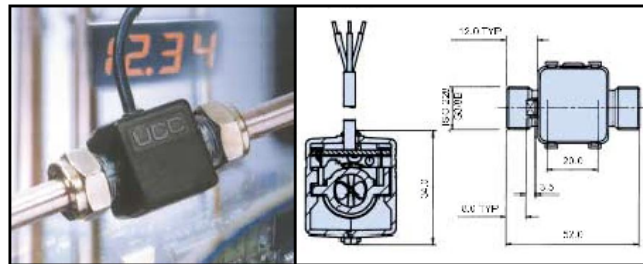


Figura 4.4 - *Dataflow Compact Transmitter*

4.3.5 Sensor de pressão de dieléctrico variável

Trata-se de um sensor utilizado nos têxteis para medir pressões. Consiste em dois eléctrodos criados por fios condutores embebidos de ambos os lados do tecido. Os eléctrodos formam um condensador para o qual sua a capacidade varia conforme a distância entre os eléctrodos. A deformação do tecido por pressão implica uma compressão do dieléctrico, aproximando os eléctrodos um do outro. Utilizando uma electrónica adequada, é possível detectar estas alterações convertendo-as num sinal proporcional à pressão aplicada [12][40].

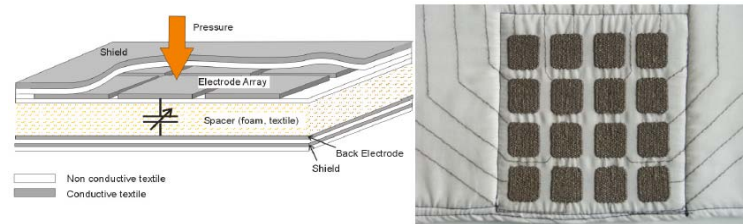


Figura 4.5 - Sensores de pressão de dieléctrico variável aplicados aos têxteis.

4.4 Colocação dos Sensores

A localização dos sensores ao longo do corpo do atleta é um factor determinante para obter os dados apropriados, de forma a corresponder aos requisitos impostos por este projecto. Como tal foi estudada a melhor forma e local de os colocar, com base em alguns desenvolvimentos efectuados em investigações deste tipo de aplicações.

4.4.1 Posição angular dos braços

Para o registo das posições angulares dos braços, serão combinados três tipos de sensores em diversas posições ao longo do braço. Será necessário criar um circuito de condicionamento de sinal, incluindo um acelerómetro e um giroscópio de três eixos, e outro utilizando um sensor de curvatura. Os sinais recolhidos seriam então encaminhados para um nó central presente no sistema global do fato.

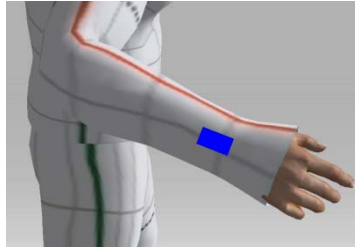


Figura 4.6 - Posição do circuito axial no pulso.

A criação deste primeiro circuito irá permitir efectuar leituras da aceleração e velocidade angular induzida num certo eixo. Dois destes pequenos circuitos seriam então aplicados no braço. Um seria colocado na parte superior do pulso permitindo adquirir as acelerações induzidas devido à movimentação do antebraço. O outro seria colocado na parte exterior do braço, detectando as movimentações do braço.

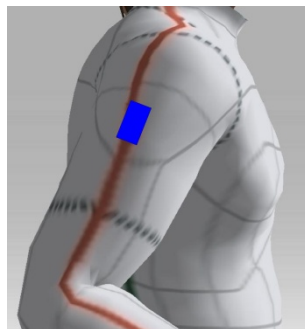


Figura 4.7 - Posição do circuito axial no braço.

O segundo circuito contendo um sensor de curvatura, seria aplicado na zona do cotovelo. A flexão ou extensão do antebraço iria excitar o sensor resistivo, fornecendo um sinal de tensão proporcional à flexão ou extensão do braço.



Figura 4.8 - Posição do *Bend Sensor* no cotovelo.

A combinação destes três circuitos permite detectar a total movimentação do braço nos três graus de liberdade.

O acelerómetro colocado no pulso aproveita a movimentação cíclica dos diferentes estilos de nado. Os sinais adquiridos referentes aos movimentos efectuados dão forma a um padrão característico de cada estilo. Com a devida calibração é possível detectar qual a técnica que o nadador está a utilizar. Uma das preocupações iniciais relativas ao punho é encontrar a melhor forma de detectar a rotação proporcionada pelos movimentos combinados dos ossos ulnar e rádio do antebraço. Através do giroscópio será possível detectar as rotações efectuadas pelo pulso nos diferentes eixos de rotação. Este circuito permite assim detectar se o punho se aproxima ou afasta do ombro indicando ao sistema a flexão ou extensão do braço.

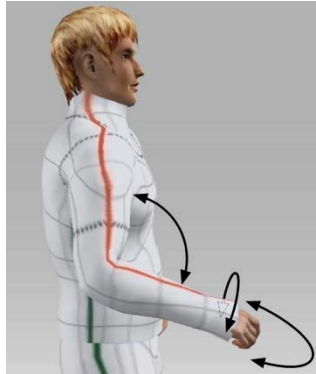


Figura 4.9 - Movimentos detectados pelo circuito localizado no pulso.

A esta informação podemos adicionar o ângulo formado no cotovelo. Para tal, o circuito do *Bend Sensor* irá fornecer uma tensão calibrada referente ao ângulo disposto pela junção do braço com o antebraço.

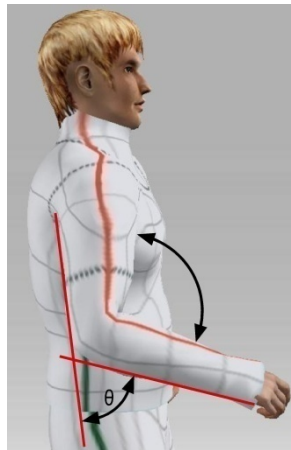


Figura 4.10 - Ângulos formados pelo cotovelo detectáveis através do circuito do *Bend Sensor*.

O circuito aplicado no exterior do braço irá facilitar a detecção dos movimentos desenvolvidos pelo ombro, que seriam difíceis de detectar através do circuito aplicado no pulso como inicialmente se propunha fazer.

A escolha dos sensores axiais foi feita devido às grandezas que permitiam medir, e das vantagens que se pode retirar da sua aplicação nestas posições. Numa primeira análise pensou-se num conjunto de sensores tipo extensómetros para detectar a rotação imposta no pulso por acção dos ossos ulnar e rádio. A intenção seria colocar dois extensómetros cruzados pelo interior do antebraço, ligando as duas extremidades do

punho às zonas laterais interna e externa, no entanto este sistema não seria muito funcional. Utilizando um giroscópio, a detecção deste movimento torna-se mais simples e fácil de aplicar, simplificando o *design* do próprio fato e proporcionando um maior conforto ao nadador.

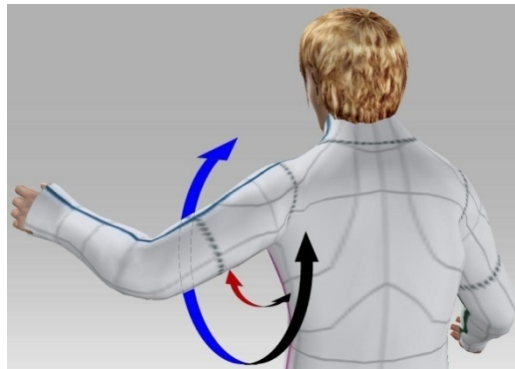


Figura 4.11 - Movimentos detectados pelo circuito axial colocado no braço.

A aplicação deste mesmo circuito no braço como mostra a [Figura 4.7](#), surgiu da dificuldade de se detectar os movimentos do ombro apenas com o circuito do pulso. Por exemplo, se o nadador elevar o pulso com o braço esticado, movimentando assim o ombro, os sinais detectados pelos sensores iriam ser similares a um movimento em que apenas esteja a flectir o antebraço deixando o ombro na mesma posição. Assim, apesar dos eixos de rotação serem diferentes, sempre que os dois movimentos fossem executados ao mesmo tempo, ou seja, movimento do ombro e flexão do antebraço, o algoritmo de cálculo iria ter que distinguir estes dois movimentos, usando apenas os sinais provenientes do pulso. Usando os dois circuitos, sabe-se directamente que parte do braço se move.

O facto de se escolher um sensor de curvatura para determinar os ângulos formados pelo braço em relação ao cotovelo deve-se às suas características flexíveis e facilidade de integração neste tipo de circuito. As suas dimensões e leveza proporcionam uma melhor adaptação ao fato, não prejudicando o movimento e conforto do atleta, uma vez que se trata apenas de uma fina película plástica. Inicialmente tinha-se proposto a utilização de um pequeno goniómetro dado que é normalmente utilizado para determinar ângulos de curvatura. No entanto este sensor é constituído por uma frágil mola flexível presa entre duas pequenas massas. Assim sendo, a integração no fato seria um pouco dificultada devido à forma do sensor e ao modo em como teria de ser inserido. A sua fraca robustez foi determinante para o abandono desta ideia pois não seria possível garantir um bom funcionamento e resistência ao desgaste.

4.4.2 Posição angular da cabeça

Relativamente à posição angular da cabeça, optou-se pelo mesmo sistema proposto para o braço. Colocando um circuito com um acelerómetro e um giroscópio triaxiais na nuca, será possível detectar as rotações da cabeça em todos os sentidos, como por exemplo o movimento de respiração lateral utilizado no *crawl*, bem como as acelerações exercidas pela movimentação da cabeça.

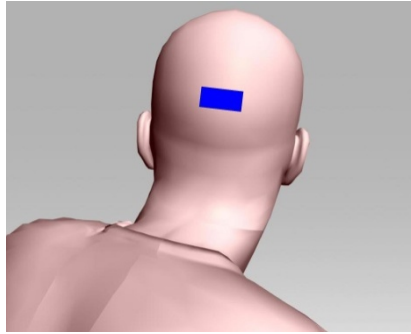


Figura 4.12 - Posição do circuito axial na cabeça.

Como no caso dos braços, os dados obtidos pelo acelerómetro e giroscópio, irão dar origem a um padrão característico da movimentação da cabeça, incluindo o momento de respiração, que no caso de nadadores experientes, é já planeado e treinado para aproveitar ao máximo a dinâmica do corpo na água, já que o simples acto de respiração provoca uma certa turbulência e quebra de ritmo ainda que momentânea.

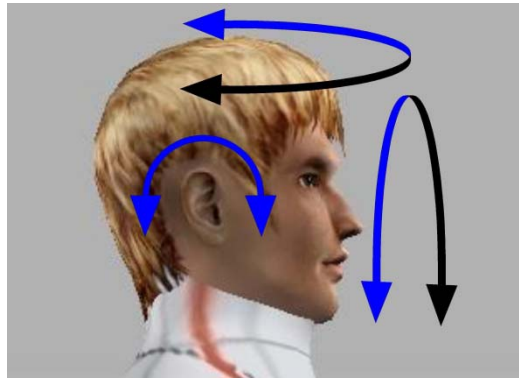


Figura 4.13 - Movimentos detectados pelo circuito axial na cabeça.

Uma das preocupações sobre o movimento da cabeça seria a detecção das rotações efectuadas durante o percurso. Mais uma vez se propôs a utilização de um par de extensómetros cruzados na cervical, no entanto, devido à grande variação de extensão e flexão do pescoço, estes poderiam danificar-se facilmente, assim como causar algum desconforto para o nadador, uma vez que iria ter um material um pouco rígido numa zona flexível e sensível do corpo. A aplicação de um pequeno circuito na nuca resolve este problema executando a tarefa pretendida.

4.4.3 Velocidade instantânea

Um dos grandes desafios deste projecto é a medição da velocidade instantânea do atleta, fazendo-o através de um sistema aplicado directamente no fato do atleta. O método proposto para determinar a velocidade instantânea do atleta baseia-se na aplicação de um fluxómetro (*flow meter*) na sua zona abdominal. Tal como foi referido na descrição deste sensor, trata-se de um pequeno tubo para onde a água será orientada, produzindo um sinal digital com variação em frequência. Quanto maior for a velocidade com que a água atravessa o tubo, maior a frequência do sinal.

A intenção será incorporar o sensor no fato perto da zona do umbigo, usando um sistema de encaminhamento de água vindos desde a região dos ombros e ao longo do peito até ao sensor. Seriam distribuídos canais de entrada de água, afluindo todos na entrada do sensor encaminhando assim a água para o canal de medida como se pode ver na [Figura 4.14](#). A ideia das várias entradas de água destina-se a atenuar os efeitos da turbulência gerada pelo movimento do nadador. Esta característica irá compensar as diferenças de entrada de água por cada canal devidas às posições tomadas ao longo do percurso.



Figura 4.14 - Sistema de encaminhamento de água até ao *Flow Meter*.

Um sistema deste género é utilizado actualmente pelo *Laboratory for Applied Biotelemetry & Biotechnology* da *Texas A&M University Galveston*¹¹ para medir a velocidade de nado dos pinguins imperiais e outros animais marinhos.

Um dos problemas relativos a esta aplicação é a cinemática relativa à passagem de um corpo pela água. À medida que uma pessoa nada, é criada uma fina camada de água junto ao corpo devido ao arrasto hidrodinâmico. A velocidade desta camada é normalmente mais lenta que a velocidade real do nadador.

Actualmente, com a criação de tecidos baseados na pele de tubarão, como é o caso de alguns fatos de competição da *Speedo* e da *Adidas*, é possível reduzir esta camada provocando menor arrasto. Apesar deste facto, nada impede de calibrar o sensor relativamente a todos estes factores mostrando na interface a velocidade proporcional à real.

¹¹ www.tamug.edu/Labb/, acedido a 15 de Maio de 2008

Como referido anteriormente, toda a tecnologia utilizada para medir a velocidade do nadador, apesar de necessárias, são desconfortáveis e externas ao corpo. Neste caso, o interesse é criar uma forma de medir esta velocidade, incorporando um sensor capaz de medir esta grandeza no fato de competição.

4.4.4 Inversão de sentido

Um dos requisitos deste projecto, é calcular a distância de nado e o número de piscinas efectuadas pelo nadador. Uma forma de detectar a inversão do sentido do nadador é através da cambalhota realizada no final de cada piscina. A colocação de um giroscópio de dois eixos na cintura do atleta pode detectar este movimento. Tendo em conta um factor de referência como a aceleração da gravidade, seria fácil de detectar qualquer alteração dos seus eixos relativamente à aceleração da gravidade. Como se trata de um giroscópio, é também possível detectar a rotação efectuada pelo nadador na inversão do sentido. Por exemplo para o estilo *crawl*, o primeiro movimento efectuado pelo atleta na inversão de sentido, é uma cambalhota para a frente, este movimento é uma rotação relativamente a um dos eixos. O segundo movimento é girar sobre si mesmo, de forma a ficar de novo virado para a frente e continuar o percurso, efectuando uma rotação relativamente ao outro eixo do giroscópio. Ou seja, a inversão do sentido provoca uma rotação de 180° em ambos os eixos do giroscópio sendo assim possível registar o fim de uma piscina e início de outra.

Um outro sensor capaz de desempenhar esta tarefa seria um magnetómetro. Este sensor detecta o campo magnético terrestre, através do qual seria possível detectar a rotação do nadador usando como referência o Norte terrestre. No entanto, a orientação das piscinas não são sempre no mesmo sentido, o que implicaria a utilização de um sensor capaz de registar o primeiro sentido em que o nadador seguia e na cambalhota detectasse uma inversão de 180° relativamente ao campo magnético terrestre. Devido a este facto, a escolha do giroscópio será uma melhor opção, pois a inversão do sentido efectuada pelo atleta irá ser sempre relativamente aos eixos do próprio giroscópio.

4.4.5 Pressão nas mãos

Tal como referido anteriormente, as pressões no corpo humano exercidas pela água, são difíceis de determinar. Normalmente são utilizadas tecnologias de visualização externas, como câmaras capazes de detectar estas deformações aplicadas no corpo pelo fluir da água. Devido ao tipo de grandeza a medir, a forma encontrada para cumprir estes requisitos, é de facto a aplicação de sensores de pressão com dieléctricos variáveis. Colocando este tipo de sensores na palma e nas costas das mãos, seria possível determinar a pressão exercida pela água. Por exemplo, num movimento de propulsão no qual a mão é o motor do impulso, a pressão exercida na palma da mão iria comprimir o tecido contra a pele, tornando-o mais fino, isso faria com que a distância entre os eléctrodos se modificasse, alterando assim a capacidade do condensador. No mesmo movimento, iria criar uma espécie de vórtice nas costas da mão provocando a extensão do tecido nessa zona. Isto iria fazer com que os eléctrodos se afastassem modificando de novo a capacidade do condensador.

4.5 Calibração dos Sensores

Cada sensor ou grupo de sensores serão integrados nos respectivos circuitos de condicionamento de sinal de forma a ser possível registar os valores referentes às medições efectuadas. Para a sua calibração, seria necessário utilizar dispositivos exteriores precisos capazes de detectar estas grandezas. O uso de câmaras de vídeo seria essencial para efectuar as devidas referências e detecção de cada movimento.

Para calibração dos circuitos axiais, seria necessário efectuar vários testes em atletas nos diversos estilos. Estes testes teriam que ser acompanhados pela filmagem dos nadadores, possibilitando analisar os dados obtidos e atribuir cada grupo de valores aos diferentes movimentos característicos a cada estilo. Com toda esta informação, pode-se criar um padrão relativo a cada estilo, incluindo as partidas e rotações típicas efectuadas pelos atletas.

Quanto ao sensor aplicado no cotovelo este terá de ser calibrado para os diferentes ângulos que o braço pode adoptar. Através dos valores registados, seria possível criar um gráfico, contendo o intervalo de tensões referente ao ângulo correspondente. A resolução deste dado não tem propriamente que ser muito elevada uma vez que o interesse de um treinador, não é saber a posição exacta em graus do braço, mas sim se a posição adoptada pelo nadador é a correcta ou se precisa de alguma correcção.

Relativamente ao registo de velocidade, o sensor terá que ser aplicado no nadador e testado em condições reais. Assim pode-se ter em conta os fenómenos cinemáticos pelo fluir da água no corpo. Com o auxílio de câmaras de vídeo e um velocímetro externo acoplado à cinta do nadador, podem-se analisar os três registos e calibrar convenientemente o sensor.

Os elementos mais difíceis de calibrar serão os sensores de pressão. Este tipo de sensores ainda se encontra em fase de investigação e são normalmente usados para verificar pontos de pressão causados pela acção dos músculos. A adaptação destes sensores para o registo da pressão exercida pela água teria de ser testado e avaliado. A sua calibração deverá ter em conta a pressão normal da água quando o nadador se encontra parado. Mais uma vez teria de se utilizar um sistema capaz de medir estas pressões de forma a calibrar estes sensores.

4.6 Plataforma de comunicação

Um dos principais objectivos deste projecto é a transmissão de dados através de um suporte de comunicações *wireless*. Isto representa um problema devido às características do meio onde este desporto se desenvolve. A transmissão de dados de um meio para o outro, isto é, da água para o ar, é de facto muito difícil de executar devido à refacção dos sinais e consequentes perdas devidas a atenuações e ruídos. Para tal terá que se adoptar um método que possibilite esta comunicação com o exterior de forma adequada.

4.6.1 Protocolo de comunicação

O equipamento proposto para a transmissão da informação proveniente dos sensores seria o protocolo de comunicação UWB de baixa gama usando IEEE 802.15.4a, aprovada para baixas frequências [48].

UWB é o acrónimo de *Ultra-wideband*, conhecido também pela designação atribuída à norma especificada pelo IEEE, o 802.15.3. A UWB é usada para referenciar qualquer tecnologia de rádio em que se utilize uma largura de banda superior a 500 MHz ou mais que 25% da frequência central. É uma tecnologia *wireless* para redes BAN, ou seja, usando aparelhos sem fios próximo ao utilizador, como por exemplo, impressoras, ratos, teclados ou leitores de MP3. A tecnologia de UWB foi originalmente desenvolvida para comunicações militares seguras como radares na década de 60.

Além de ter um espectro de funcionamento amplo, o UWB transmite por rajadas de sinais, na ordem das centenas por segundo. Combinando esta característica com a ampla cobertura de banda, permite que tenha um consumo de energia mais baixo e obtenha taxas de transmissão mais altas que o Wi-Fi.

As suas características principais são:

- Frequência: 3,1 GHz até 10,6 GHz
- Modulação: QPSK (MBOA) e BPSK/QPSK (DS)
- Acesso múltiplo: TFI/OFDM e 3ª Geração CDMA
- Duplex: TDD (Time Division Duplex)
- Largura de banda: 528 MHz, 1,368 GHz e 2,736 GHz
- Taxa de dados: 480 Mbit/s

As suas principais vantagens são:

- Imunidade à propagação por múltiplos caminhos (interferência);
- Difícil descoberta por utilizadores mal intencionados (segurança do utilizador);
- Não interferência com outras tecnologias sem fio;
- Baixo custo.

4.6.2 Colocação e Adaptação

A incorporação deste dispositivo no fato teria de ser feita num local que estivesse constantemente fora de água possibilitando assim a comunicação. O local ideal para a colocação deste elemento será na cabeça pois é a única parte do corpo que se encontra frequentemente fora de água.

Devido aos diferentes estilos da natação terá de ser adaptado um pequeno sensor que detecte se a cabeça do nadador está dentro ou fora de água. A solução pensada para este pequeno sensor é criar uma espécie de interruptor que feche um circuito eléctrico, incapacitando o sistema de transmitir, quando este se encontra dentro de água (Figura 4.15). Quando o sistema emerge, o contacto eléctrico abre, possibilitando assim ao sistema voltar a transmitir. Este pequeno interruptor seria constituído basicamente por

dois condutores, separados por uma pequena distância. Quando fora de água o circuito estará aberto, pois os fios não estão em contacto, e quando dentro de água o circuito será fechado por curto-circuito causado pela água, desactivando a transmissão de dados.

Durante a fase em que a transmissão de dados é interrompida, terá que haver um registo interno de dados que espere pela próxima oportunidade para retransmitir a partir do ponto onde foi interrompido. Como tal, a melhor opção seria a utilização de um sistema de registo de dados constante que permita efectuar estas operações, mas também permita efectuar a análise de toda a sessão de treino em modo *offline*.

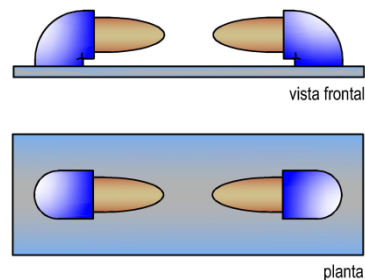


Figura 4.15 - Interruptor inibidor de transmissão de dados.

4.7 Interface e monitorização

Após a integração e testes de todo o equipamento no fato, será necessário fornecer ao utilizador ou treinador, uma interface gráfica da monitorização do atleta em pleno exercício. Assim sendo, a criação de um *software* de interface é um dos elementos essenciais do projecto uma vez que irá expor os resultados, já processados, das grandezas recolhidas. Este *software* irá conter uma parte lógica de tratamento de dados a correr em *background* com o intuito de fornecer ao utilizador todas as informações registadas de forma limpa e clara.

Este *software* deverá expor os parâmetros de desempenho, fisiológicos e biomecânicos do atleta através de gráficos e indicadores das grandezas medidas, funcionando como uma interface base. Para além destas informações recolhidas pelos sensores, poderão ser adicionadas algumas outras opções que proporcionam uma melhor utilização nos diferentes modos de monitorização. O utilizador poderá inserir algumas indicações como por exemplo as dimensões da piscina onde se efectuará a sessão, já que existem piscinas de 25 e 50 metros. Apesar de oficialmente o regulamento de competição definir um comprimento de piscina de 50 metros, isto não implica que os atletas não possam treinar em piscinas de outras dimensões. Esta aplicação poderá funcionar em três modos de monitorização com diferentes características: Competição, treino e modo livre.

Quando o atleta se encontra em competição, sabe exactamente as características da prova que irá realizar, podendo então utilizar o modo de competição. Esta informação pode ser adicionada directamente na aplicação, proporcionando informações adicionais para o programa processar. Especificar o estilo e distância a percorrer, possibilita ao programa escolher, de entre as informações que dispõe nas suas bases de dados, quais as características essenciais para esta prova. Dados como o número de piscinas a percorrer,

tipo de inversão de sentido e tipo de partida, ou até por que padrão referente aos diversos estilos se deve guiar, serão tudo informações úteis que podem ser determinadas automaticamente com a inserção de alguma informação.

No modo treino, o treinador poderá adicionar as distâncias que o atleta irá percorrer e tipo de séries que irá treinar, uma vez que durante os treinos podem-se fazer séries de diferentes distâncias. O registo de todas as séries poderá ser comparado, fazendo uma avaliação do decorrer da sessão apresentando resultados como médias de tempos, quebras de rendimento e possíveis razões para o sucedido como o cansaço, por consulta de informações fisiológicas como a actividade dos músculos do atleta. Este modo irá permitir aos utilizadores efectuar os seus estudos e investigações científicas, criando os padrões característicos de cada atleta.

Em modo livre a aplicação seria mais virada para a prática desportiva de recreação onde o desportista poderá efectuar a sessão livremente e da forma como bem entender, enquanto está a ser monitorizado.

Aspectos como o accionar do cronómetro na partida, poderão ser controlados directamente pelo treinador através de um dispositivo de interface como portátil ou um PDA, onde o treinador poderá activar a detecção da explosão do atleta na partida tal como descrito anteriormente.

A título de curiosidade, seria interessante a criação de uma imagem animada em 3 dimensões do atleta. Todos os seus movimentos poderiam ser visualizados em tempo real ou consultados posteriormente por registo de dados. Isto permitiria ao treinador indicar ao atleta todos os aspectos a corrigir na sua técnica de nado.

4.8 Conclusões

O conhecimento adquirido ao longo deste trabalho, permitiu desenvolver uma solução para os requisitos deste projecto. Neste capítulo foram propostas algumas formas de colocação dos sensores, escolhidos para efectuar as medidas das grandezas inerentes a um nadador, assim como as acções que cada sensor teria de desempenhar. Um dos factores mais importantes neste projecto, e que foi sempre presente durante o desenvolvimento desta proposta, é o conforto do atleta. Todos os sensores e a sua localização foram pensados de forma a não perturbarem a acção do nadador, mantendo a sua capacidade de aquisição.

A monitorização do atleta durante as diferentes fases de treino sempre foi alvo de muita investigação. Através do sistema proposto neste documento, será então possível seguir em tempo real, e de uma forma mais eficaz o treino do atleta, sendo possível obter informações de comparação ao longo da época.

Todos estes métodos permitem ao investigador ou treinador criar os seus próprios métodos de avaliação e adaptar os treinos à performance regular dos atletas.

Capítulo 5

Ensaios

5.1 Introdução

Neste capítulo apresenta-se os resultados obtidos relativamente aos ensaios efectuados com alguns sensores, assim como os desenvolvimentos actuais e processos correntes, que possibilitam testar outros sensores, propostos neste documento, e futuros desenvolvimentos.

5.2 Ângulo do braço - *Bend Sensor*

Um dos requisitos deste projecto é registar a posição angular do braço. Com essa finalidade, decidiu-se adoptar um sensor que possibilitasse saber o ângulo de flexão do braço. Devido às características físicas do sensor de curvatura de leveza e facilidade de utilização, optou-se pela sua utilização na determinação desta grandeza.

O sensor de curvatura é um sensor resistivo com capacidade de alterar a sua resistividade consoante a flexão a que é sujeito. Devido a esta característica, e de forma a ser possível a sua utilização na medição do ângulo formado pelo cotovelo, foi necessário projectar e construir um circuito capaz de fornecer um sinal de tensão dependente da resistividade do sensor. Foram ainda efectuados alguns testes onde se pôde observar o comportamento do sensor.

5.2.1 Circuito Projectado

Uma vez que o sensor apenas nos fornece uma variação da resistência, foi necessário inseri-lo num circuito capaz de nos fornecer uma tensão proporcional à variação da grandeza do sensor. Para transformar esta variação resistiva do sensor numa variação de tensão, decidimos inserir o *Bend Sensor* numa ponte de *Wheatstone*, funcionando assim como resistência variável representado na [Figura 5.1](#) por **R**. Por sua vez, a ponte foi ligada a um amplificador de instrumentação (INA122P), sendo assim possível colocar o

signal de tensão analógico numa escala de valores entre os 0 V , quando o sensor se encontra em repouso, e os $3,3\text{ V}$, para a flexão máxima do braço. A alimentação do circuito e seus componentes é de $3,3\text{ V}$ possibilitando utilizar uma pilha numa fase posterior.

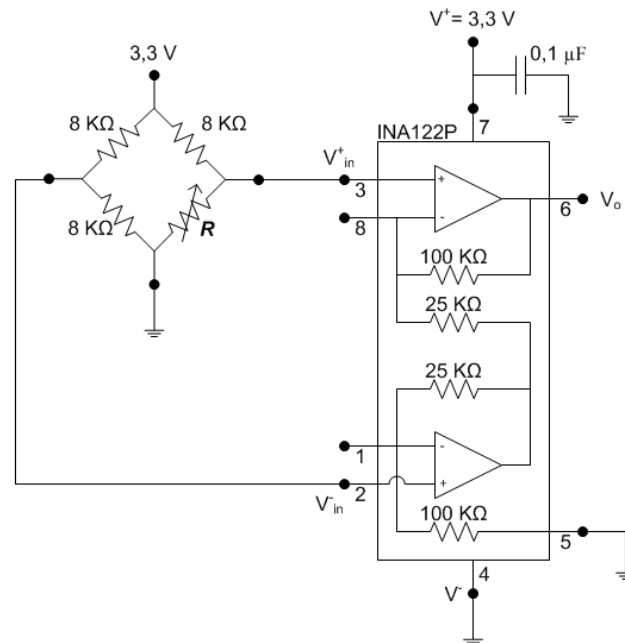


Figura 5.1 - Circuito de condicionamento de sinal do *Bend Sensor*.

5.2.2 Teste do *Bend Sensor*

Um dos problemas encontrados à partida foi o local e posição em que teríamos de colocar o sensor de forma a ser possível obter os dados pretendidos. Uma hipótese seria colocar o sensor na parte interior da junção do braço com o antebraço, no entanto o sensor poderia ser facilmente danificado com a flexão. Como tal a forma mais simples seria então colocar o sensor no cotovelo, beneficiando assim da forma do mesmo quando flectido.

5.2.2.1 Colocação

A colocação do sensor no cotovelo apresentou também algumas restrições uma vez que a pele presente no cotovelo tem características elásticas sendo difícil anexar o sensor nesta região. A forma encontrada para resolver este problema foi fixar o *Bend Sensor* numa cotoveleira elástica (Figura 5.2) envolvendo-o numa espécie de manga que permitisse que o sensor deslizasse quando o braço é flectido.



Figura 5.2 - *Bend Sensor* adaptado a uma cotoveleira.

5.2.2.2 Primeiros Ensaios

Numa fase experimental e de forma a verificar se esta técnica poderia ser fiável, foi construída uma estrutura simples utilizando um braço de manequim no qual foi colocada a cotoveleira com o sensor. Utilizando esta estrutura foi possível efectuar algumas leituras para determinados ângulos conhecidos. A medição dos ângulos não foi alvo de uma grande precisão, uma vez que a intenção desta experiência seria apenas observar o comportamento do sensor numa situação semelhante à realidade. Os ângulos foram medidos pela parte exterior do cotovelo acompanhando as linhas imaginárias formadas pelo braço e antebraço tal como se pode ver pela [Figura 4.10](#).



Figura 5.3 - Estrutura de teste do *Bend Sensor*, utilizando braço de manequim e cotoveleira elástica.

Nesta primeira experiência foram efectuadas algumas medições de forma crescente e decrescente, aumentando os ângulos gradualmente de 0° até 110° e diminuindo gradualmente dos 110° até aos 0° respectivamente. A razão pela qual apenas se efectuaram medidas até aos 110° deve-se à flexão máxima facultada pelo braço do manequim.

As [Tabela 5.1](#) e [Tabela 5.2](#) apresentam valores correspondentes a quatro repetições de registo de valores, para as quais foram referenciadas o máximo e mínimo de entre as

repetições, obtendo assim um pequeno intervalo correspondente ao ângulo medido. Estas medições correspondem à média de um conjunto de mil amostras recolhidas com o auxílio do *LabVIEW*, através de um hardware da *National Instruments*, o NI-DAQ mx USB-6009.

As medidas foram efectuadas apenas para os seguintes ângulos: 0° , 30° , 60° , 90° e 110° .

Tabela 5.1 - Registo dos valores referentes ao ângulo imposto pelo braço do manequim. A alteração dos ângulos foi feita de forma crescente.

Ângulos	1º Repetição	2º Repetição	3º Repetição	4º Repetição	Min	Máx	
0°	0,021	0,180	0,140	0,150	0,120	0,021 0,180	
30°	0,370	0,380	0,340	0,350	0,330	0,340	0,330 0,380
60°	1,440	1,450	1,100	1,100	1,110	1,040	1,040 1,450
90°	2,870	2,600	2,620	2,640	2,610	2,640	2,600 2,870
110°	2,700	2,720	2,770	2,790	2,800	2,700 2,800	

Tabela 5.2 - Registo dos valores referentes ao ângulo imposto pelo braço do manequim. A alteração dos ângulos foi feita de forma decrescente.

Ângulos	1º Repetição	2º Repetição	3º Repetição	4º Repetição	Min	Máx			
110°	2,700	2,720	2,770	2,790	2,800	2,700 2,800			
90°	3,240	2,970	3,000	3,150	3,270	2,970 3,270			
60°	1,800	1,900	1,800	1,840	1,850	1,900	1,660 1,900		
30°	0,450	0,500	0,410	0,440	0,500	0,520	0,450	0,480	0,410 0,520
0°	0,180	0,140	0,150	0,120	0,130	0,140	0,120 0,180		

Após a análise dos dados obtidos pôde-se constatar que este sensor possui características histeréticas. Comparando as duas tabelas, observou-se que os valores diferem bastante quando se altera os ângulos de forma crescente ou decrescente, sendo claramente visível que em fase decrescente os valores dos ângulos são mais elevados que na fase crescente. Um facto curioso é a passagem dos 110° para os 90° , que como se pode ver, a tensão em vez de diminuir, aumenta, indo um pouco contra a ideia inicial relativas aos sinais gerados por este sensor. Este facto pode dever-se ao tipo de teste que foi feito e zona onde o sensor se apoiava.

5.2.3 Calibração

Para efectuar a calibração do sensor, é necessário obter ângulos precisos através de uma estrutura rígida capaz de manter a posição e ângulo a medir. Devido a estas condições achou-se que a melhor forma de o fazer seria através de uma dobradiça de portão. Para o efeito foi então construída uma estrutura onde assentava a dobradiça à qual seria preso o sensor. Num dos lados da dobradiça foi acrescentada uma agulha que permitiria indicar o ângulo de flexão.

5.2.3.1 Escala

Para ser possível medir os ângulos impostos pela dobradiça de uma forma rápida e precisa, foi necessário criar uma *escala* própria uma vez que à medida que se abre ou fecha a dobradiça, o vértice que forma o ângulo se afasta do eixo desta. A calibração do sensor seria feita para ângulos múltiplos de 5 graus, dado que na situação de um atleta, não interessa saber o ângulo exacto do braço e com o máximo de precisão possível, mas sim a posição em que este se encontra, sendo possível visualizar a sua técnica de nado e permitir a intervenção do treinador.

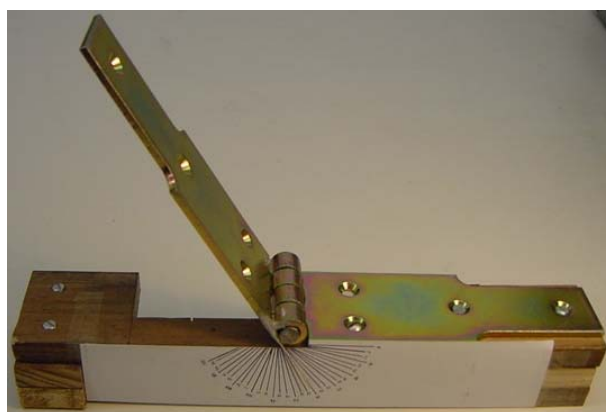


Figura 5.4 - Estrutura de calibração do *Bend Sensor*.

5.2.3.2 Testes e Análise de dados

Durante os testes detectou-se que a dobradiça, devido ao diâmetro do seu eixo, fazia com que o sensor se flectisse muito mais do que nos testes efectuados com a cotovelleira e o braço de manequim, impondo assim uma resistência elevadíssima. Dado que o circuito inicial tinha sido projectado para uma resistência máxima de 20kΩ imposta pelo *Bend Sensor*, apenas nos deixava uma pequena gama de ângulos para este teste até atingir a tensão máxima, equivalente a 40°. Apesar da reduzida gama de ângulos que a dobradiça nos permitia medir, decidimos utilizar esta escala, um pouco mais reduzida, para estudar o comportamento e resposta do sensor em condições mais estáveis e precisas.

Tabela 5.3 - Registo de valores dos ângulos impostos pela estrutura de calibração.

Crescente			Decrescente		
Ângulo	MIN	MAX	MIN	MAX	Ângulo
0°	0,24	0,26	3,217	3,228	40°
5°	0,27	0,297	2,766	2,88	35°
10°	0,46	0,515	2,33	2,382	30°
15°	0,8	0,841	1,782	1,84	25°
20°	1,294	1,358	1,264	1,36	20°
25°	1,755	1,875	0,731	0,851	15°
30°	2,38	2,46	0,432	0,5	10°
35°	2,912	3,012	0,241	0,271	5°
40°	3,216	3,224	0,15	0,17	0°

O método de variação dos ângulos foi semelhante ao anterior mas com variações múltiplas de 5°. Como se pode ver pela [Tabela 5.3](#), os valores dos intervalos não são muito diferentes entre si, chegando a conter por vezes valores comuns para os dois métodos de recolha. Este fenómeno pode no entanto dever-se às técnicas utilizadas entre as repetições, dado que todas as medições foram consecutivas, passando-se dos quarenta graus directamente para os zero, no caso crescente, e dos zero para os quarenta no caso decrescente, para recomençar a recolha de dados.

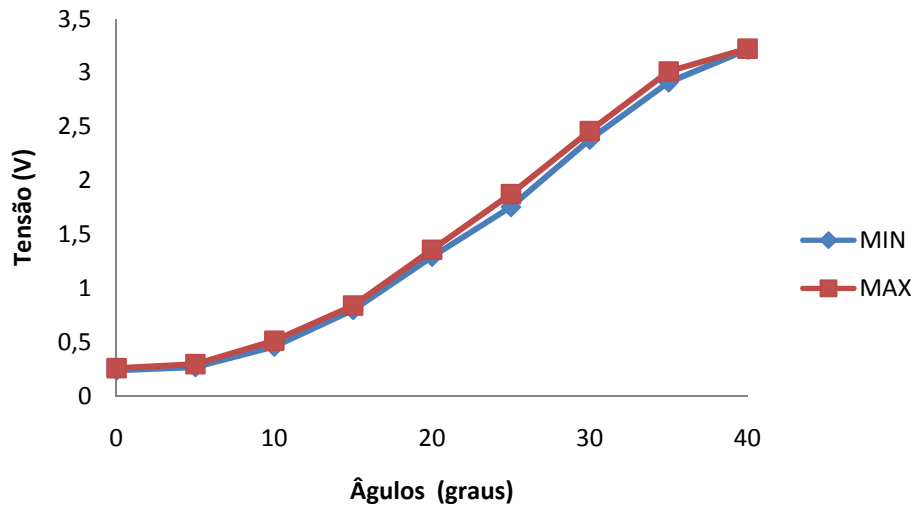


Figura 5.5 - Gráfico referente à medição de ângulos por método crescente.

Através dos gráficos das [Figura 5.5](#) e [Figura 5.6](#), podemos observar os intervalos formados para os diferentes ângulos, utilizando os valores máximos e mínimos de entre todas as repetições de recolha de valores.

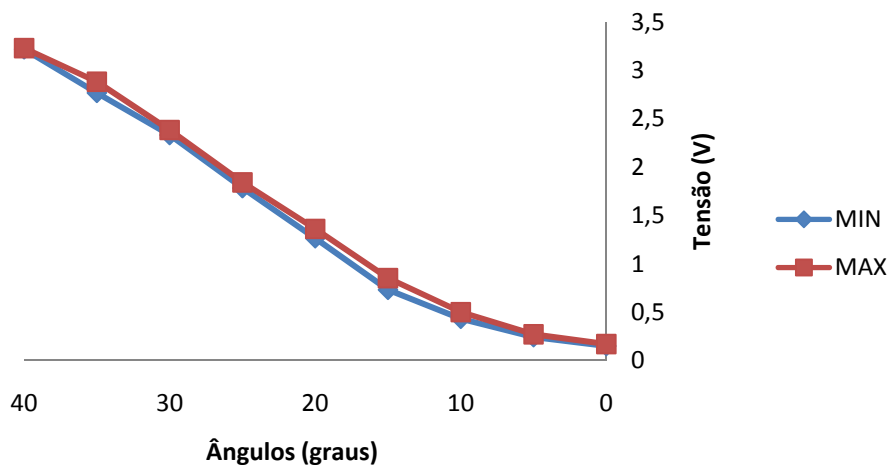


Figura 5.6 - Gráfico referente à medição de ângulos por método decrescente.

Para verificar as diferentes reacções do sensor é necessário sujeitá-lo a diferentes formas de variação dos ângulos. Uma vez mais foram realizadas cinco repetições, mas desta vez encadeou-se as medições de forma crescente e decrescente. Este teste mostra-nos uma das hipóteses possíveis de observar o comportamento do sensor no caso real, dado que o nadador estará constantemente a movimentar os braços durante o exercício.

Isto implica que o sensor irá estar sujeito a flexões e extensões constantes, não deixando o sensor estabilizar num certo valor.

Como se pode verificar pela [Figura 5.6](#), ao executar este tipo de medidas encadeando as medições de forma crescente com a forma decrescente, tal qual na realidade, evidencia a característica histerética deste sensor. Tal como referido anteriormente a razão pela qual isto sucede deve-se ao facto de não deixar o sensor estabilizar, estando constantemente em esforço.

Tabela 5.4 - Registo de valores dos ângulos, encadeando os métodos crescente e decrescente.

Ângulo	MIN	MAX
0°	0,160	0,181
5°	0,190	0,310
10°	0,360	0,482
15°	0,635	0,760
20°	1,176	1,316
25°	1,637	1,780
30°	2,241	2,364
35°	2,846	2,955
40°	3,200	3,228
35°	2,815	2,903
30°	2,370	2,415
25°	1,809	1,900
20°	1,332	1,420
15°	0,844	0,941
10°	0,512	0,551
5°	0,283	0,310
0°	0,200	0,203

Observado os gráficos [Figura 5.7](#) e [Figura 5.8](#) referentes aos valores mínimos e máximos respectivamente, podemos ver traçada a característica deste sensor.

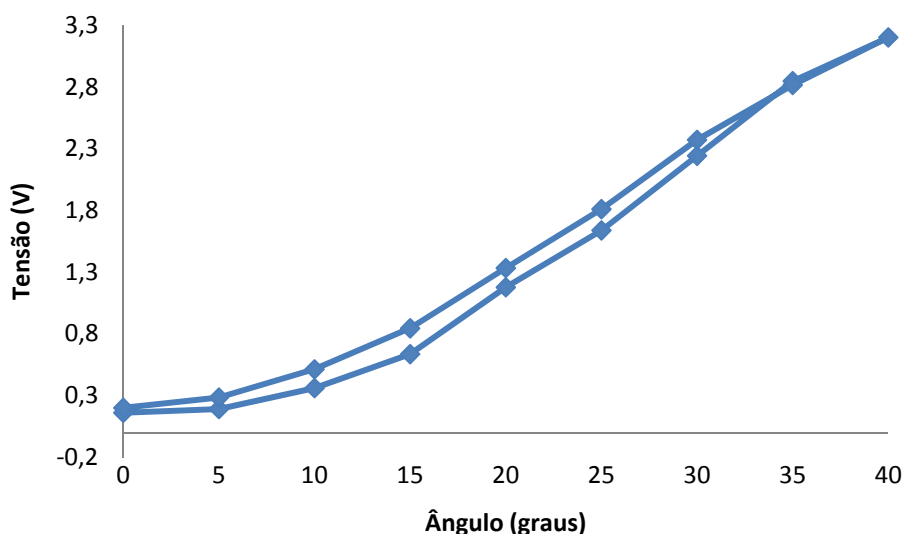


Figura 5.7 - Característica histerética do *Bend Sensor* relativa aos valores mínimos do intervalo registado.

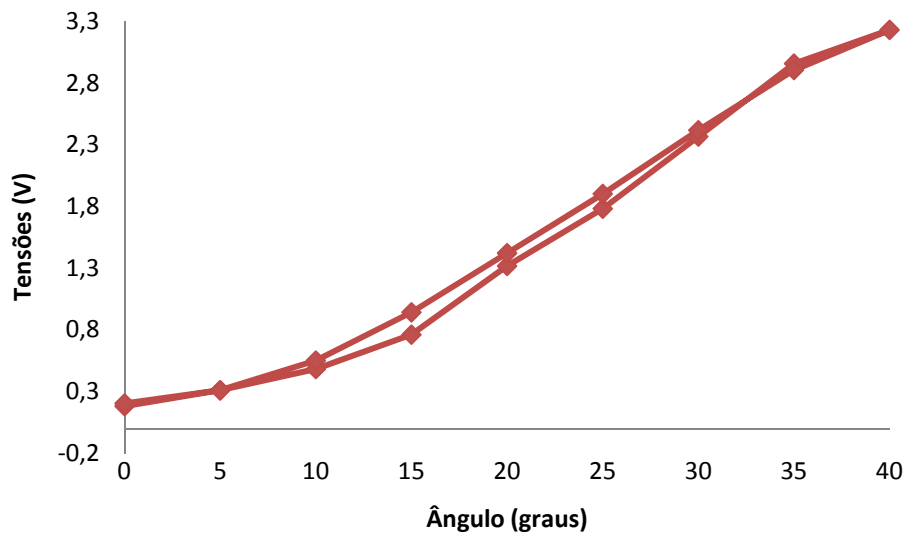


Figura 5.8 - Característica histerética do *Bend Sensor* relativa aos valores máximos do intervalo registado.

5.2.3.3 Comparação de dados

Avaliando os dois métodos utilizados, podemos verificar que com uso do braço de manequim, a característica histerética do sensor é muito mais evidenciada, contendo também valores um pouco díspares ao passar dos 110° para os 90°, podendo dever-se à posição do sensor e local onde este estava a ser flectido. O uso da dobradiça apresentou valores um pouco mais constantes, devendo-se a uma maior precisão na medição dos ângulos. Comparando os intervalos adquiridos de forma crescente com os recolhidos de forma decrescente, podemos verificar que apesar da histerese do sensor, por vezes os intervalos se interceptam.

Através dos testes efectuados com a dobradiça, podemos observar que o *Bend Sensor* irá ter diferentes valores para diâmetros diferentes do eixo onde se apoia. Cada pessoa tem características fisionómicas diferentes, e neste caso isto reflecte-se nas dimensões do cotovelo. Como tal a melhor forma de calibrar este tipo de sensor seria utilizando um circuito de condicionamento de sinal capaz de manobrar uma grande gama de valores fornecidos pelo *Bend Sensor*.

Quando o eixo no qual o sensor se apoia é mais pequeno, a resistência do sensor irá ser superior uma vez que se flecte mais. Por exemplo, para o mesmo ângulo, um eixo de 1,5 centímetros de diâmetro, provocar uma flexão maior do sensor, e conseqüentemente uma resistência mais elevada, do que um eixo de 2,5 centímetros de diâmetro. O mesmo sucederá com os atletas, já que a fisionomia dos seus cotovelos irá ser diferentes.

5.2.4 Próximos Desenvolvimentos

Devido aos testes efectuados e às dificuldades encontradas, achou-se que o melhor método de calibrar este tipo de sensor seria utilizando um conjunto de eixos diferentes onde o sensor pudesse flectir, simulando as diferentes fisionomias dos nadadores que

pudessem vir a utilizar o fato. Os dados recolhidos para estes diferentes eixos, poderão ser usados para detectar uma gama ou intervalo de calibração para os diferentes utilizadores, consoante a sua fisionomia. Poderiam ser efectuados testes a cada utilizador, para verificar em que intervalo se encontra, calibrando o sensor directamente para o utilizador final.

Actualmente encontra-se em fase de produção uma placa de circuito impresso referente ao novo circuito de condicionamento de sinal (Figura 5.9), dimensionado de forma a funcionar com uma gama de resistências mais elevadas que o sensor pode impor. Será ainda necessário construir uma estrutura que permita testar o sensor para diferentes eixos, simulando as diversas fisionomias dos utilizadores.

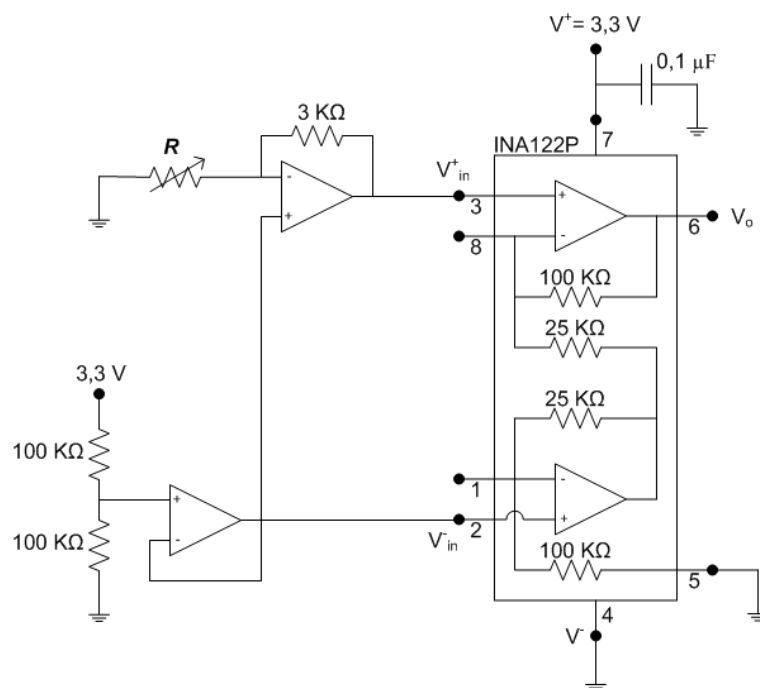


Figura 5.9 - Circuito de condicionamento de sinal actualmente em produção.

5.3 Velocidade Instantânea - Flow Meter

Para medir a velocidade instantânea do nadador, optamos por utilizar um sensor de fluxo. Esta ideia surgiu da necessidade de medir uma grandeza, que actualmente é medida através de tecnologias externas ao atleta, directamente por um sensor embebido no corpo do nadador. Uma vez que este tipo de sensor utiliza a própria velocidade da água para modificar o seu sinal, achou-se que seria a melhor opção para integrar no fato.

O *Dataflow Compact Transmitter* reproduz um sinal digital de frequência variável, proporcional à grandeza que está a medir. Quanto maior for a velocidade do líquido que o atravessa, maior será a frequência de impulsos fornecida pelo sensor.

Uma das vantagens deste sensor é a facilidade de utilização, uma vez que já possui um circuito de condicionamento de sinal, estando imediatamente pronto a ser utilizado.

5.3.1 Desenvolvimentos

Uma das dificuldades enfrentadas relativamente ao teste deste sensor, foi a própria grandeza a medir, uma vez que este teria de ser inserido directamente na água. A forma encontrada para efectuar alguns testes em condições minimamente similares às reais, foi a criação de um sistema de testes (Figura 5.10) que obrigasse a água a fluir. Assim sendo, foi construído um depósito, estilo aquário, contendo uma peça em U no seu interior. Através de um motor de bombeamento de água seria possível criar um fluxo de água, encaminhando-a no sentido do sensor. Assim sendo, por acção da bomba, a água irá circular num sentido na zona interior da peça em U, e no sentido oposto na zona exterior.



Figura 5.10 - Sistemas de testes do *Flow Meter*.

5.3.2 Testes e medições

Devido às dificuldades de obter um medidor de fluxo calibrado que possibilitasse testar este sensor, foi necessário recorrer a outras formas de medir esta grandeza. O método utilizado para avaliar a resposta do sensor consiste em sujeitar o sensor a diferentes pressões de água, ligando-o a um tubo conectado a um sistema de bombagem. Usando um cronómetro e uma proveta graduada, pôde-se efectuar as medições da velocidade a que a água corria no canal do sensor. Ao sinal fornecido pelo sensor foi ligado um frequencímetro, indicando assim a frequência proporcional à velocidade da água.

Para tal é necessário cronometrar o tempo que se leva para encher um determinado volume de água, registando a frequência do sinal fornecido pelo sensor. Isto quer dizer que a uma frequência de 60 Hz, levamos 22 segundos e 21 centésimos a encher 1,97 litros. Isto dá-nos uma velocidade equivalente de 1,39 metros por segundo, ou seja, 5,02 quilómetros por hora. Estes valores são calculados tendo em conta que o diâmetro do canal do sensor é de 0,9 centímetros.

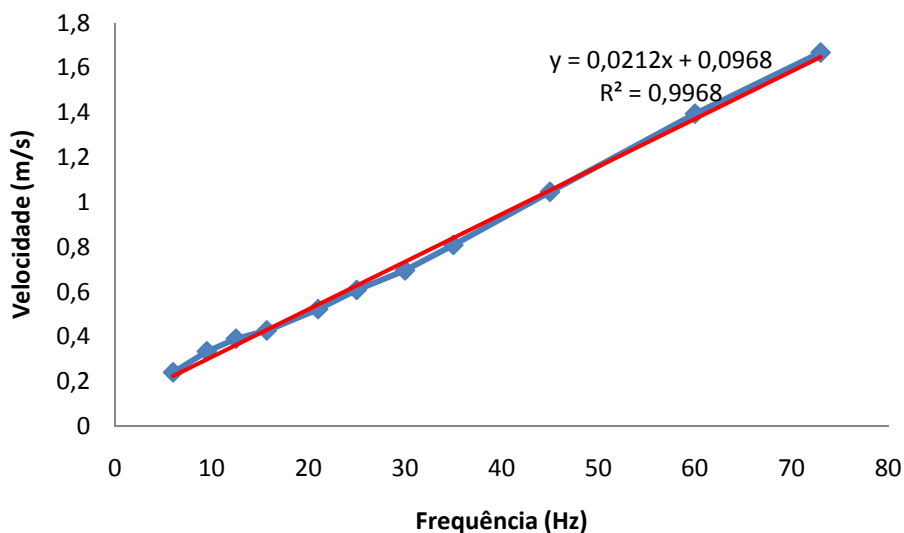
$$Velocidade (m.s^{-1}) = \frac{\text{Volume de água (dm}^3\text{)}}{\text{Tempo (seg.)} \times 1000 \times A}, \quad (5.1)$$

onde A é a área do canal do sensor.

Tabela 5 - Tabela de valores obtidos pelo *Flow Meter* para um máximo de 6,36 litros por minuto.

Frequência (Hertz)	Tempo (segundos)	Volume de água (litros)	Litros por minuto (l/min)	Velocidade (m/s)	Velocidade (km/h)
73	18,1	1,92	6,36	2,11	7,6
60	22,21	1,97	5,32	1,76	6,35
45	29,16	1,94	3,99	1,32	4,76
35	37,52	1,93	3,09	1,02	3,68
30	44,08	1,95	2,65	0,88	3,17
25	50,42	1,95	2,32	0,77	2,77
21	58,4	1,94	1,99	0,66	2,38
15,7	71,36	1,94	1,63	0,54	1,95
12,5	78,52	1,95	1,49	0,49	1,78
9,5	91,36	1,94	1,27	0,42	1,52
6	128,32	1,96	0,92	0,3	1,09

Analisando os valores presentes na [Tabela 5](#) e a [Figura 5.11](#), podemos verificar que a resposta do sensor, à medida que a velocidade da água que flui no canal aumenta, é bastante linear. A forma como as medições foram efectuadas pode provocar alguns erros de medição, uma vez que os tempos de actuação no cronómetro não são imediatos. Isto pode querer dizer que o sensor tem de facto uma resposta linear.

Figura 5.11 - Valores obtidos pelo *Flow Meter* para um máximo de 6,36 litros por minuto.

Efectuando os cálculos relativamente aos recordes mundiais dos 50 e dos 100 metros livres masculinos, que são tipicamente as provas mais rápidas da natação, podemos verificar que os atletas têm médias de velocidade de $2,33\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ e $2,11\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ respectivamente. Isto quer dizer que um atleta adquire velocidades superiores a estas médias tanto no acto de partida, como no acto de inversão de sentido, onde aproveita a parede da piscina para se impulsionar.

Tabela 6 - Tabela dos recordes mundiais dos 50 e 100 metros livres em piscinas de 50 metros consultada no site oficial da Federação internacional de Natação consultada a 2 de Junho de 2008.

Distância	Tempo	Nome	Nacionalidade	Data	Local
50m	21.50	Alain BERNARD	FRA	23.03.2008	Eindhoven, HOL
100m	47.50	Alain BERNARD	FRA	21.03.2008	Eindhoven, HOL

Este facto levou-nos a efectuar novos testes para novas pressões. Dado que este sensor suporta um fluxo equivalente a 25 litros por minuto, decidimos realizar testes próximos desta gama de valores.

Como se pode observar pela [Tabela 7](#), o valor máximo proporcionado pelo equipamento utilizado para efectuar estes testes foi de 22,98 litros por minuto, equivalente a 6,02 metros por segundo. Este valor é bastante superior à velocidade máxima que um atleta pode obter no pleno das suas capacidades físicas.

Tabela 7 - Testes efectuados para uma pressão máxima equivalente a 22,98 litros por minuto.

Frequência (Hertz)	Tempo (segundos)	Volume de água (litros)	Litros por minuto (l/m)	Velocidade (m/s)	Velocidade (km/h)
272	4,57	1,75	22,98	6,02	21,67
256	4,85	1,78	22,02	5,77	20,77
242	5,45	1,93	21,25	5,57	20,04
233	5,35	1,75	19,63	5,14	18,51
220	5,26	1,71	19,51	5,11	18,40
211	5,43	1,70	18,78	4,92	17,72
200	6,06	1,70	16,83	4,41	15,87
190	6,27	1,76	16,84	4,41	15,88
180	6,21	1,65	15,94	4,18	15,04
170	6,97	1,74	14,98	3,92	14,13
161	7,13	1,72	14,47	3,79	13,65
151	7,95	1,76	13,28	3,48	12,53
142	8,37	1,74	12,47	3,27	11,76
126	9,51	1,80	11,36	2,98	10,71
113	10,75	1,81	10,10	2,65	9,53
104	11,52	1,76	9,17	2,40	8,65
94	12,74	1,77	8,34	2,18	7,86
82	14,85	1,80	7,27	1,91	6,86
73	16,89	1,82	6,47	1,69	6,10
64	19,50	1,83	5,63	1,48	5,31
54	22,57	1,80	4,79	1,25	4,51
45	29,16	1,94	3,99	1,05	3,76
36	34,09	1,80	3,17	0,83	2,99
29	42,97	1,85	2,58	0,68	2,44
23	55,59	1,84	1,99	0,52	1,87
17	74,13	1,83	1,48	0,39	1,40

Analisando a [Tabela 7](#) e a [Figura 5.12](#), e tendo em conta os erros proporcionados pelo tempo de reacção do ser humano nas medições, podemos mais uma vez observar que o sensor se comporta de modo linear. Esta característica permite-nos o seu emprego de uma forma simples, uma vez que os cálculos matemáticos relativos ao tratamento de dados deste sensor, na sua integração no fato, não serão de extrema complexidade.

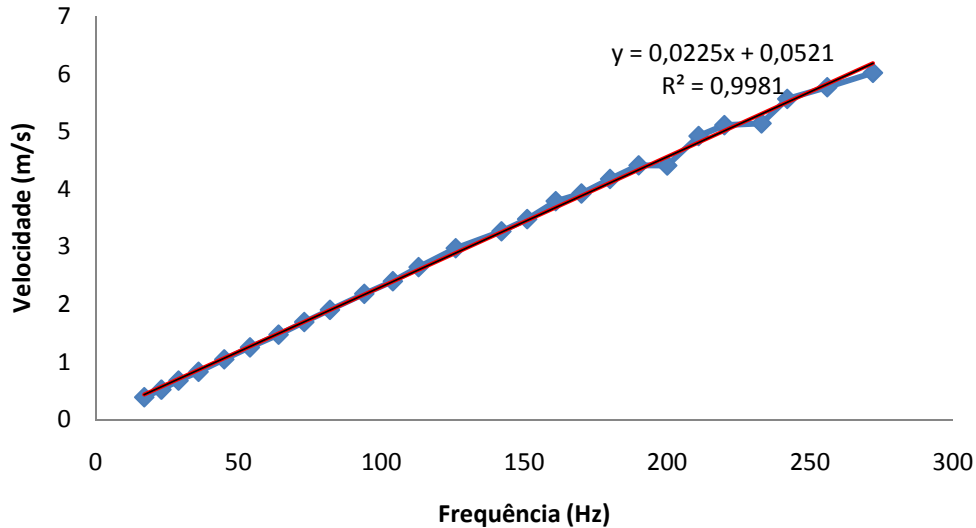


Figura 5.12 - Valores obtidos pelo Flow Meter para um máximo de 22,98 litros por minuto.

5.3.3 Próximos Desenvolvimentos

Nos próximos testes pretende-se sujeitar o sensor a condições similares às reais, inserindo-o totalmente dentro de água. Para utilizar o sistema de fluxo de água desenvolvido para o efeito, será necessário obter um medidor de fluxo, já calibrado, que nos forneça a velocidade a que a água corre pelo canal do sensor.

Ao colocar o sensor no caminho do fluxo de água, impulsionada pela bomba de água, esperamos verificar se é de facto fiável obter a velocidade instantânea através deste sensor, dado que neste caso a água não será directamente encaminhada pelo interior do sensor através de um tubo ligado a um sistema de bombagem, tal como nos testes descritos anteriormente.

5.4 Conclusões

Os próximos passos a seguir será prosseguir com os testes que têm vindo a ser efectuados até ao momento, verificando se de facto os sensores propostos são os apropriados para corresponder aos requisitos impostos pelo projecto. O passo seguinte, após a conclusão destes ensaios, seria finalmente efectuar o estudo dos parâmetros a medir, directamente no meio característico deste desporto.

5.4.1 Desenvolvimentos Actuais

Os estudos desenvolvidos até ao momento relativamente a alguns sensores deram origem a novas ideias e formas de teste a serem desenvolvidas.

Relativamente ao *Bend Sensor*, utilizado na determinação do ângulo do braço, verificou-se que para se proceder à calibração adequada do sensor, era necessário alterar o circuito de condicionamento de sinal, de forma a se usufruir de uma gama de valores mais elevada, da resistência imposta pelo sensor. Neste momento encontra-se em produção uma placa de circuito impresso, que possibilite testar este sensor para diferentes eixos, simulando assim as características fisionómicas de cada pessoa.

Após os testes preliminares realizados com *Flow Meter*, pôde-se observar a linearidade do sinal fornecido por este sensor. Esta característica fornece boas indicações e motivações para efectuar novos testes, que simulem o funcionamento do sensor no meio real. Para isso procura-se de momento um medidor de fluxo, que nos indique a velocidade da água que passa pelo canal do *Flow Meter*. Este sistema permitir-nos-á observar se o sensor é capaz de medir a velocidade da água ao captar apenas com o fluxo corrente do depósito, tal como se um nadador tivesse a efectuar o seu trajecto, sem o auxílio de um sistema de bombagem ligado directamente ao sensor por intermédio de um tubo.

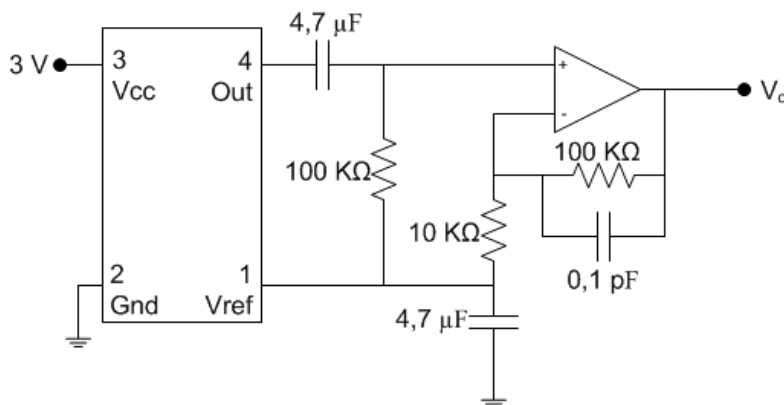


Figura 5.13 - Circuito de condicionamento de sinal do giroscópio.

Actualmente estamos a produzir um circuito contendo um giroscópio (Figura 5.13). Este sensor não foi possível testar até então, devido às suas dimensões e características físicas. Trata-se de um pequeno chip para o qual a única forma de o testar é embebendo-o numa placa de circuito impresso. Com a produção desta placa (Figura 5.14) poderemos efectuar testes referentes aos diferentes parâmetros para os quais foram propostos a utilização de um sensor deste tipo.

O sensor irá permitir testar a orientação do braço, podendo ainda incluir nestes testes a utilização do *Bend Sensor*, conciliando assim a detecção do ângulo formado pelo braço, com a posição angular do pulso e do ombro. Podemos ainda testar a orientação da cabeça, assim como verificar se este sensor é fiável para a detecção da cambalhota quando o atleta inverte o sentido.

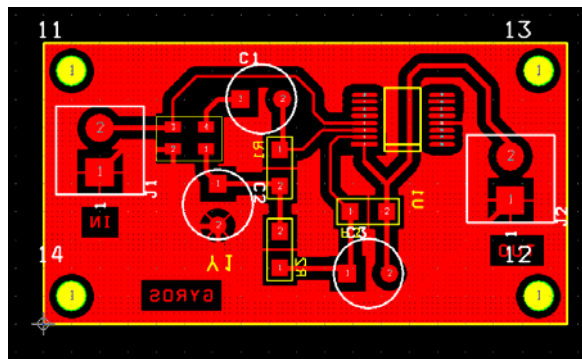


Figura 5.14 - Circuito impresso actualmente em produção referente ao condicionamento de sinal do giroscópio.

Recentemente recebemos um módulo de giroscópios já inserido num circuito de condicionamento de sinal (Figura 5.15). Este sensor inercial de dois eixos pode ser testado em conjunto com acelerómetros, possibilitando estudar os movimentos dos braços e da cabeça. Tal como referido ao longo do documento, podemos adquirir um conjunto de valores que nos permita formar gráfico padrão dos movimentos cíclicos dos diferentes estilos da natação. Tal como descrito no parágrafo anterior, podemos incluir nestes testes, a informação fornecida pelo *Bend Sensor*, o que nos permite estudar todos os parâmetros requeridos para este projecto.



Figura 5.15 - Módulo de giroscópios da *InvenSense*, inserido numa placa de circuito impresso.

5.4.2 Desenvolvimentos Futuros

Numa primeira fase relativa ao desenvolvimento dos sensores de pressão propostos para as mãos, seria o estudo de uma forma de os adaptar ao fato, dado que se trata de uma zona já por si só pequena. Uma ideia seria criar uma matriz de condensadores de dieléctrico variável, com a dimensão de pequenos pontos distribuídos pela mão, obtendo assim uma imagem da distribuição da pressão exercida pela água na zona palmar e na zona dorsal da mão.

Após os testes e calibrações de todos estes sensores, seria necessário arranjar uma forma de os testar directamente no nadador. Para tal seria necessário desenvolver um método de os isolar convenientemente da água, e registar os dados de cada sensor. Estes testes iriam permitir estudar o comportamento dos nadadores, e verificar se seria de facto possível criar um padrão para cada estilo independentemente do atleta. Uma vez que para os diferentes estilos existem poucas derivações da técnica, tornando-se

praticamente standard, pode ser possível a criar um padrão adaptável a todos. A recolha de dados adquiridos pela monitorização de atletas em acção, permitirá ainda desenvolver o software de interface.

Outra fase do projecto será o sistema de comunicações. Para ser possível a monitorização em tempo real do atleta em pleno treino/competição, será necessário testar a aplicação da plataforma de comunicações UWB, incluindo o interruptor de inibição de transmissão. Este sistema será responsável pela transmissão da informação recolhida por todos os sensores embebidos no fato, sejam sinais de carácter fisiológico, ou de carácter biomecânico. Como tal será necessário desenvolver uma hierarquia do fluxo e transmissão de dados. Esta rede terá inevitavelmente uma topologia em estrela na qual todos os nós encaminharão os dados adquiridos para um nó central, que neste caso será o nó responsável pelas comunicações.

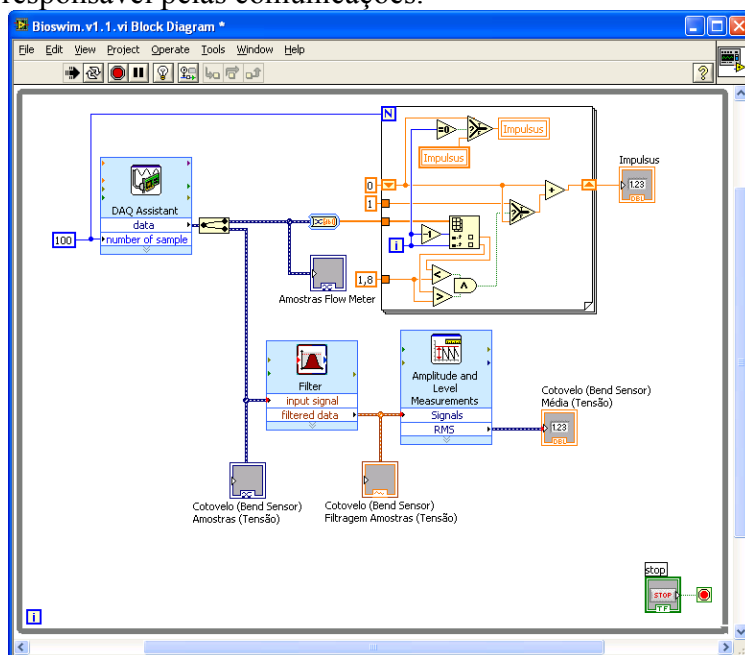


Figura 5.16 - Diagrama de blocos de processamento de dados.

O suporte de interface entre o atleta e o utilizador, ou treinador, será um dos complementos desta plataforma de comunicação. Os dados adquiridos são enviados para um computador central responsável por processar a informação, expondo-a de forma clara. Como tal, será necessário desenvolver um software gráfico, que corra em *background* um programa de tratamento de dados e ao mesmo tempo tenha uma imagem visualmente agradável ao utilizador. O *software* desenvolvido até ao momento (Figura 5.16 e Figura 5.17) apenas lê a tensão imposta pelo circuito do *Bend Sensor*, retirando constantemente conjuntos de 1000 amostras que após filtragem calcula a média. Este valor poderá ser traduzido em ângulos de flexão do braço, com o devido tratamento de dados. Esta mesma *VI* contém ainda um conjunto de blocos que detectam o número de impulsos impostos pelo *Flow Meter*, que tal como referido anteriormente transforma a velocidade do fluido numa tensão com variação em frequência.

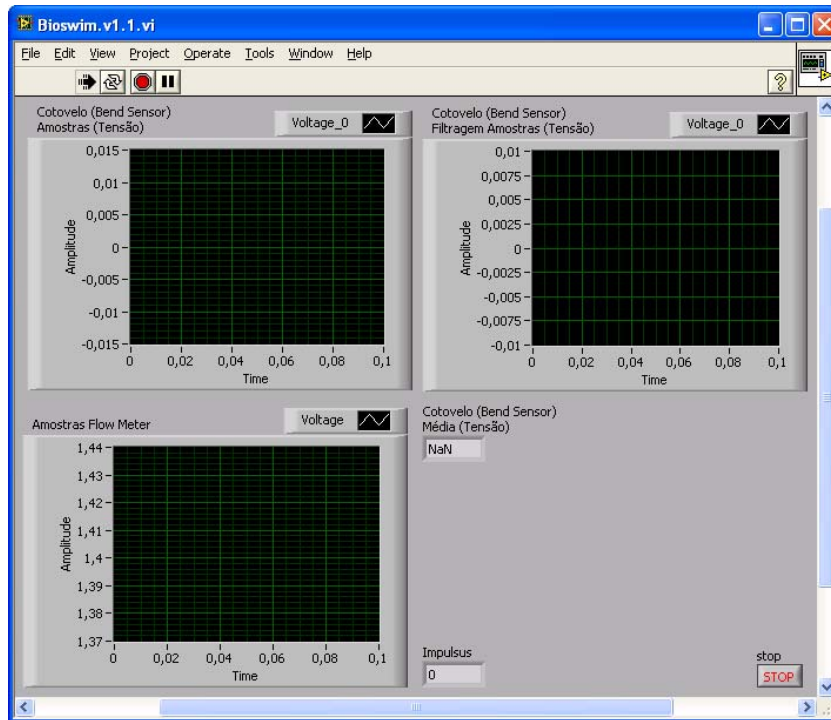


Figura 5.17 - Painel frontal de interface entre os dados provenientes do atleta e o utilizador.

Capítulo 6

Conclusões e Perspectivas Futuras

6.1 Conclusões

Neste projecto investigou-se um tema relacionado com diversos tipos de tecnologias actualmente em ascensão. O propósito era integrar numa determinada área do desporto o poder destas novas tecnologias, de forma a melhorar as condições da modalidade e evolução dos atletas.

Para ficar totalmente a par e ciente dos assuntos relevantes à execução deste projecto, foram estudados todos os tipos de tecnologias relacionadas com esta área. O estudo de matérias como os sistemas de monitorização e as suas áreas de aplicação foram cruciais para uma investigação adequada e para o desenvolvimento desta proposta. Os conhecimentos adquiridos ao longo da fase de estudo dos temas, permitiram perceber o funcionamento das diversas tecnologias e de que forma podem ser inseridas ou adaptadas ao tema em questão. Através destas pesquisas, tomamos conhecimento do estado actual das aplicações nesta área, e que tipo de estudos tem sido efectuados até então. Sabemos ainda que os grandes responsáveis pela explosão tecnológica e desenvolvimento deste tipo de monitorização são de três áreas muito diferentes, a medicina, os exércitos e o desporto.

Devido à natureza deste projecto, a grande maioria dos estudos efectuados debruçaram-se sobre o desporto. Cada vez mais se preza pela condição física dos desportistas, devido a diversos factores. A competitividade desportiva torna-se cada vez maior, não só pelo prazer do desporto em si mas também pelo ambiente que o rodeia. Actualmente o mundo que circunda o desporto em geral gere-se um pouco por interesses, o que provoca uma busca incessante pelos melhores resultados. A investigação desportiva tornou-se assim uma grande aposta de futuro, tendo cada vez mais adeptos.

O capítulo 3 focou-se no carácter desportivo da natação, investigando quais as tecnologias actuais envolvidas nesta área e quais as suas maiores preocupações. Durante estes estudos pode-se verificar que, a maioria das investigações efectuadas nesta modalidade se focam essencialmente em dois pontos: O primeiro debruça-se em assuntos de carácter fisiológico, estudando constantemente o estado de saúde dos atletas e as suas reacções às diferentes condições de treino. Estas descobertas possibilitam uma melhor compreensão do funcionamento do corpo humano, ao estudar os seus limites e capacidades. Através destes conhecimentos fica-se cientes das características de cada atleta, para os quais se podem criar ou adaptar novas técnicas de treinos, moldadas pelas suas capacidades; A segunda visa melhorar as condições desportivas e a qualidade do desporto. O estudo de parâmetros de natureza biomecânica deste desporto é uma das matérias mais difíceis de compreender e a descoberta dos seus segredos permite criar novos equipamentos e tecnologias que tornam as barreiras impostas ao corpo humano mais fáceis de vencer. Como é o caso dos fatos de natação com características da pele de tubarão.

Através de todos os estudos e temas abordados, foi possível propor algumas soluções baseadas em investigações já existentes. No capítulo 4 falou-se dos sensores que estudados e a forma em como poderiam ser aplicados no atleta, para satisfazer os requisitos propostos. A busca pela resposta a estas questões, permitiu-nos entender melhor quais as dificuldades enfrentadas pelos treinadores e atletas e as razões pelas quais procuram as respostas a estas características. Se a um treinador for disponibilizada toda a informação de um atleta, durante o decorrer dos treinos, este pode saber exactamente de onde provém uma qualquer anomalia que o atleta está enfrentar. De facto, devido às condições do meio, torna-se muito difícil para um treinador avaliar o desempenho do seu atleta, uma vez que as condições visuais não são tipicamente as melhores. Como tal, a criação de um conjunto de dados que lhe indiquem estes mesmos pontos, permite ao treinador inteirar-se de todo o processo da prova e intervir. Através das posições angulares fornecidas pelos sensores, o treinador pode ajudar o atleta a corrigir alguma imperfeição técnica que não era visível a olho nu. A conciliação da monitorização de parâmetros fisiológicos, biomecânicos e de desempenho, possibilita uma grande variedade de novos estudos aplicados e futuras investigações.

Através dos ensaios efectuados, pôde-se avaliar o comportamento de determinados sensores. Relativamente à medição do ângulo imposto pelo braço, verificou-se que seria possível a sua detecção utilizando um *Bend Sensor*, apesar da sua característica histerética. Esta característica pode facilmente ser contornada, com a envolvimento dos restantes sensores, presentes no braço, e suas grandezas medidas. O ângulo do braço não necessita de ser inteiramente da responsabilidade do *Bend Sensor*, uma vez que podemos utilizar por exemplo a posição angular do pulso, para saber se o atleta está a estender ou a flectir o braço. Sabendo isto, o sistema de tratamento de dados do *Bend Sensor* irá basear-se apenas nos respectivos intervalos de valores, de forma crescente ou decrescente, para indicar o ângulo formado. Uma outra grandeza para a qual foram realizados alguns testes, foi a velocidade na água. Através do estudo do comportamento do *Flow Meter*, conseguiu-se verificar a sua linearidade, dando assim boas indicações para uma futura aplicação em condições reais. As suas características permitem medir velocidades superiores às velocidades máximas atingidas por atletas profissionais.

Ao longo do projecto foram encontradas várias dificuldades. Na fase inicial estudou-se inúmeros temas, um pouco fora da área da Engenharia Electrotécnica, passando assim por um período de aprendizagem e compreensão dos objectivos em causa. Ao longo do tempo enfrentou-se algumas dificuldades externas à investigação, nomeadamente nos tempos de espera involuntários entre algumas fases do projecto, relativas a encomendas, requisição e produção de alguns componentes. Um outro problema foi a janela temporal fornecida para a realização deste projecto. A sua curta duração não permitiu o teste de todos os sensores propostos, devido ao tempo de espera das encomendas, e também aos tempos de espera de produção dos próprios circuitos de condicionamento de sinal. Por exemplo, foram possíveis fazer alguns testes com sensores como o *Bend Sensor* e o *Flow Meter* devido à facilidade de aplicação. Por outro lado para sensores como um giroscópio isto já não é tão fácil devido às suas dimensões, precisando irremediavelmente de serem inseridos num circuito impresso.

Em resumo, as contribuições mais significativas que se alcançaram neste projecto foram:

1. O estudo de diversos tipos de sensores aplicáveis ao fato e proposta de um conjunto apropriado de sensores para satisfazer os requisitos impostos;
2. O estudo e proposta da localização e colocação destes sensores e de que modo irão desempenhar as suas tarefas;
3. A resposta às questões mais pertinentes relativamente aos parâmetros a monitorizar encontrando formas de as desempenhar ou determinar;
4. A criação de um guia para os desenvolvimentos futuros do projecto Bioswim;
5. A integração de vários sensores, que permitem a aquisição de um grande número de informações sobre um atleta, facultando ao treinador uma forma eficaz de lapidar as suas imperfeições técnicas e adaptar os treinos às suas características.

6.2 Perspectivas para Desenvolvimentos Futuros

Os conhecimentos proporcionados pelo estudo de diferentes tipos de sensores e suas formas de emprego e aplicação, são extremamente importantes para o desenrolar desta investigação, apontando novos objectivos e metas a atingir, e ao proporcionarem um caminho a seguir. O acompanhamento dos mais recentes desenvolvimentos na área dos SIMP (Sistemas Inteligentes de Monitorização Pessoal) e a contínua evolução tecnológica, servem de motivação para a criação de novos conceitos e ideias inerentes a estas áreas.

A nível global, trata-se de um novo conceito de monitorização de um ser humano, convergindo diversas áreas de investigação, sendo uma das grandes beneficiárias a área de investigação médica.

Em relação à natação irá possibilitar uma grande quantidade de estudos e investigações, que anteriormente apenas eram possíveis recorrendo a equipamentos externos, e por vezes morosos, relacionadas com as capacidades fisiológicas do atleta e

as suas características físicas e adaptação ao meio. Estes estudos irão ajudar a compreender melhor as reacções do corpo humano aos diferentes esforços físicos, aprendendo a usufruir dos seus pontos fortes e fraquezas.

Ao longo do desenvolvimento do projecto Bioswim poderão ser estudadas e aperfeiçoadas algumas das técnicas actuais, assim como poderão ser adicionadas novas teorias, técnicas ou métodos mais eficazes de monitorização de todos os parâmetros abordados por este sistema.

Um poderoso desenvolvimento será o software de interface entre o atleta, que será monitorizado em pleno exercício físico, e o treinador. Durante o desenvolvimento deste sistema poderão ser consultados diversos especialistas, inquirindo-os acerca de quais os factores mais importantes que gostariam de usufruir na utilização deste equipamento. Isto poderá proporcionar ideias inovadoras na área do desporto e mais concretamente na natação.

Referências

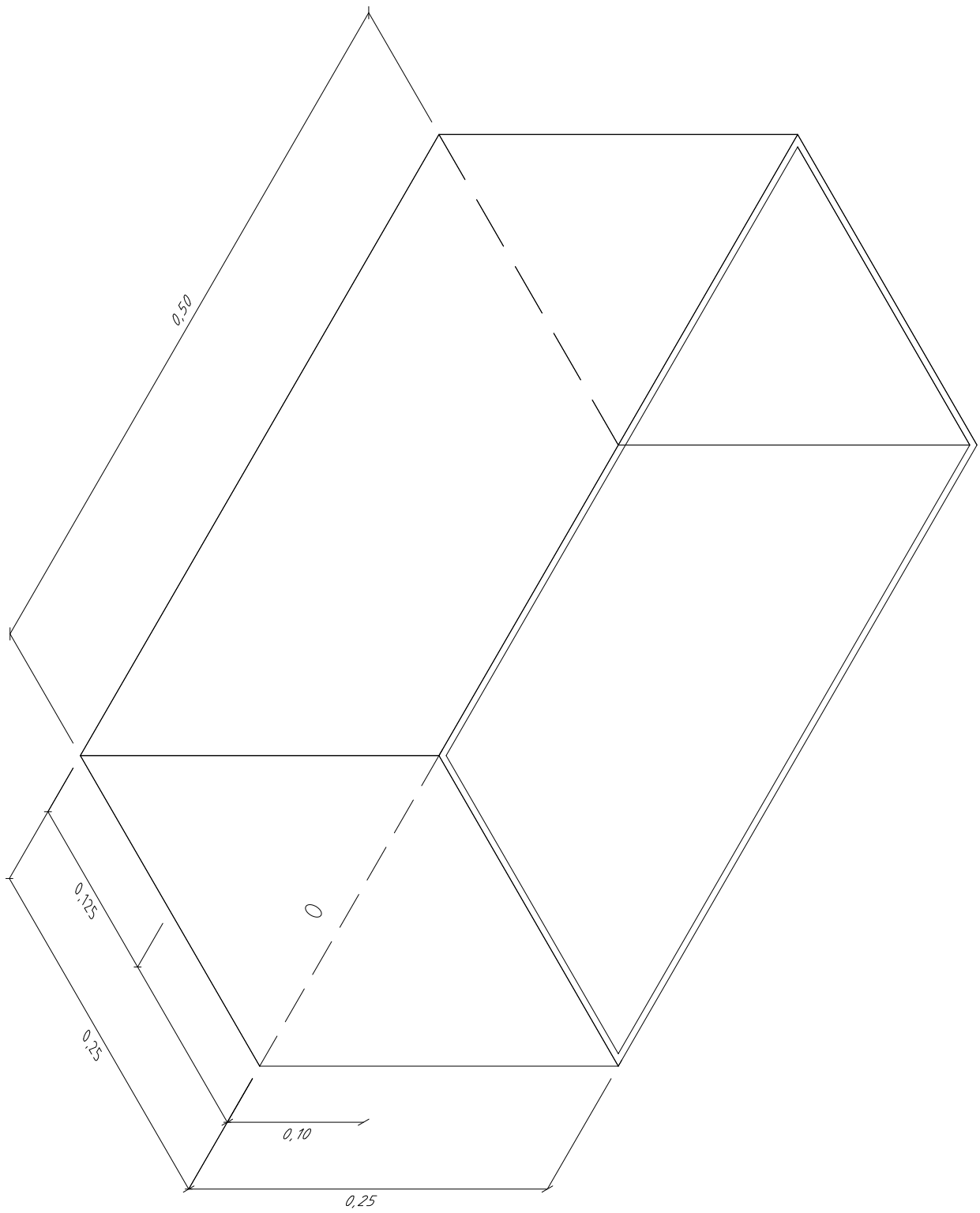
- [1]. Huan-Bang Li, Ken-ichi Takizawa, Bin Zhen, Ryuji Kohono, “Body Area Network and Its Standardization at IEEE 802.15.MBAN”, 2007
- [2]. Sungdae Choi, Seong-Jun Song, Kyomin Sohn, Hyejung Kim, Jooyoung Kim, Jerald You, Hoi-Jun yoo, “A Low-power Star-topology Body Area Network Controller for Periodic Data Monitoring Around and Inside the Human Body”, IEEE 2006
- [3]. Daniele Domenicali, Maria-Gabriella di Benedetto, “Performance Analysis for a Body Area Network composed of IEEE 802.15.4a devices”, IEEE 2007
- [4]. Arto Ylisaukko-oja, Elena Vidjiounaite, Jani Mantyjarvi, “Five-Point Acceleration Sensing Wireless Body Area Network – Design and Practical Experiences”, IEEE 2004
- [5]. Shigeru Shimamoto, Adbullah M. Alsehab, Nao Kobayashi, Dagvadorj Dovchinbazar, Jordi Augud Ruiz, “Future Applications of Body Area Communications”, IEEE 2007
- [6]. Emil Jovanov, Aleksandar Milenkovic, Chis Otto and Piet C de Groen, ‘A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation’, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2005
- [7]. Augustinus Borgy Waluyo, Song Ying, Isaac Pek, Jian Kang Wu, “Middleware for Wireless Medical Body Area Network”, IEEE 2007
- [8]. Kanya Yekeh Yazdandoost, Ryuji Kohno, “UWB Antenna for Wireless Body Area Network”, 2006
- [9]. W. Weber, R. Glaser, S. Jung, C. Lauterbach, G. Stromberg, T. Sturm, “Electronics in Textiles The Next Stage in Man Machine Interaction”, 2004
- [10]. Joanna Berzowska, “Electronic Textiles Wearable Computers, Reactive Fashion, and Soft Computation”, 2005
- [11]. S. de Freitas, M. Levene, “Evaluating the development of wearable devices, personal data assistants and the use of other mobile devices on further and higher education institutions”, 2003
- [12]. António Meireles, “Sistemas Inteligentes de monitorização Pessoal”, 2008
- [13]. Nicolas de Vicq, Frédéric Robert, Julien Penders, Bert Gysenlinckx, Tom Torfs, “Wireless Body Area Network for Sleep Staging”, IEEE 2007
- [14]. <http://www.vivometrics.com>. Acesso em 02/06/2008
- [15]. <http://www.idesporto.pt>. Acesso em 02/06/2008

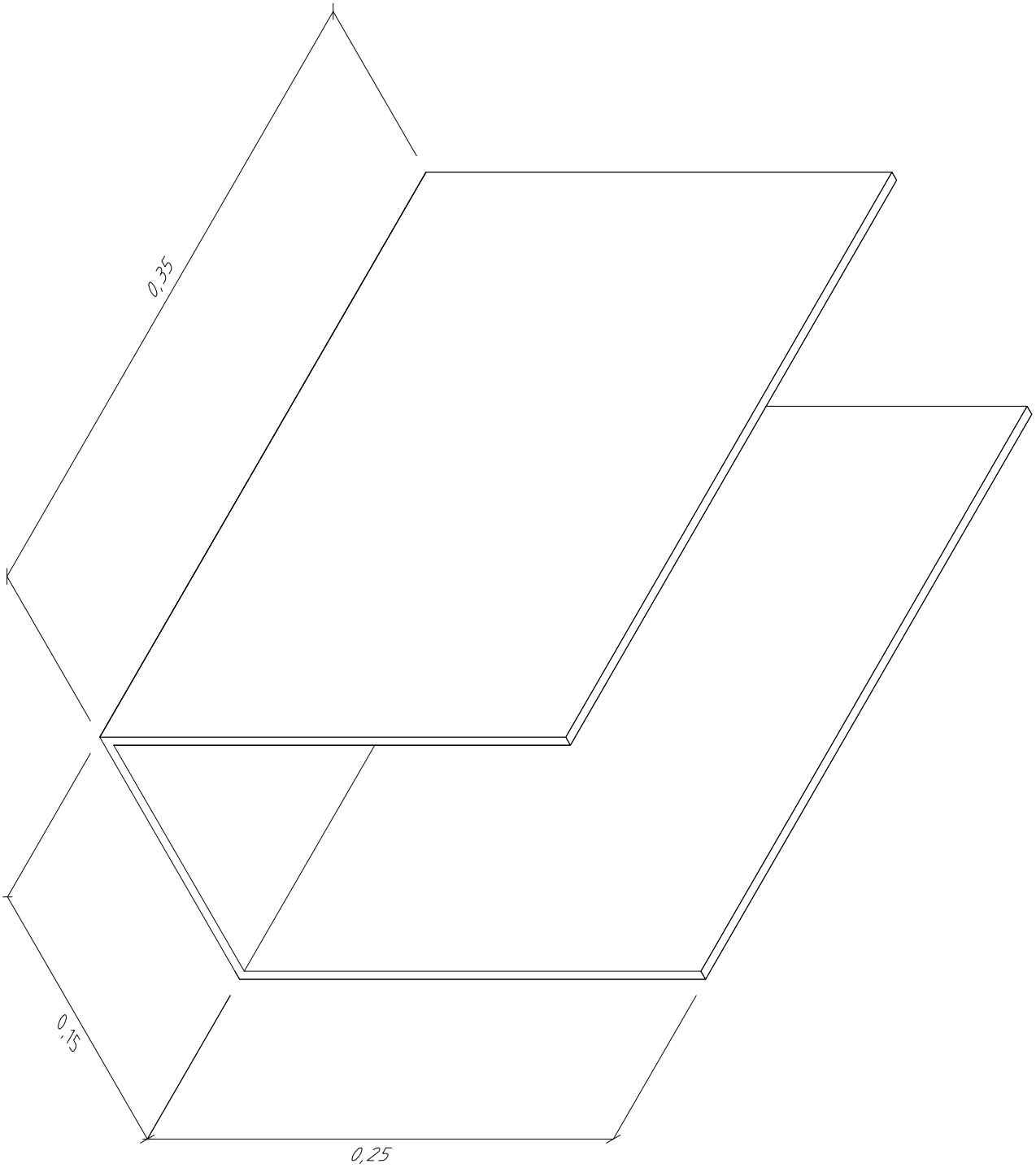
- [16]. Ed H. Chi, Gaetano Borriello, Guerney Hunt, Nigel Davies, “Pervasive Computing in Sports Technologies”, IEEE 2005
- [17]. <http://www.press.adidas.com>. Acesso em 26/05/2008
- [18]. <http://www.spectrum.ieee.org>. Acesso em 24/05/2008
- [19]. <http://www.nintendo.com/wii>. Acesso em 24/05/2008
- [20]. <http://www.spectrum.ieee.org/jun05/1228>. Acesso em 10/06/2008
- [21]. Evangelia Filipatou, Argyris Toubekis, Helen Douda, Theofilos Pilianidis, Savvas Tokmakidis, “Lactate and heart rate responses during swimming at 95% and 100% of the critical velocity in children and young swimmers”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [22]. P. Hellard, S. Cattaneo, N. Houel, L. Schmitt, F. Barale, L. Lacoste, J.L. Rey, “Mixed-model analysis of the relationship between training loads and heart rate variability in elite swimmers”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [23]. Takeo Nomura, Masashi Okura, Hitoshi Wakabauashi, Kazuki Esaki, Koichi Kaneda, “How cardiovascular responses affect tissue oxygenation at rest and during exercise in water”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [24]. <http://www.encyclopedia.com.pt>. Acesso em 20/06/2008
- [25]. <http://www.fpnatacao.pt>. Acesso em 15/06/2008
- [26]. <http://www.tamug.edu/Labb/>. Acesso a 15/05/2008
- [27]. Raúl Arellano, José M. Terrés-Nicoli, Jose M. Redondo, “Fundamental hydrodynamics of swimming propulsion”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [28]. Masanobu Homma, Miwako Homma, “Three-dimensional analysis of the eggbeater kick in synchronized swimming”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [29]. Keiichi Yamada, Kazuo Matsuuchi, Takeo Nomura, Jun Sakakibara, Haruki Shintani, Takahiro Miwa, “Motion analysis of frontal crawl swimmer’s hands and the visualization of flow fields using PIV” *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [30]. V. Caty Y, AH Rouard, F Hintzy, Y.A. Aujouannet, F. Molinari, M. Knaflitz, “Time-frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive Freestyle test”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [31]. Andreas Hohmann, Ulrich Fehr, Robert Kirssten, Tom Kruger, “EMG-model of the backstroke start technique”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [32]. Yiji OHGI, “Pattern matching applications for swimming stroke recognition”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [33]. Hiroshi Ichikawa, Yuji Ohgi, Chikara Miyaji, Takeo Nomura, “Estimation of arm joint angular displacements in front crawl swimming accelerometer”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [34]. C. Schinitzeler, V. Ernwein, L. Seifert, D. Chollet, “Intracyclic velocity signals as a tool to evaluate propulsive phase duration”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006

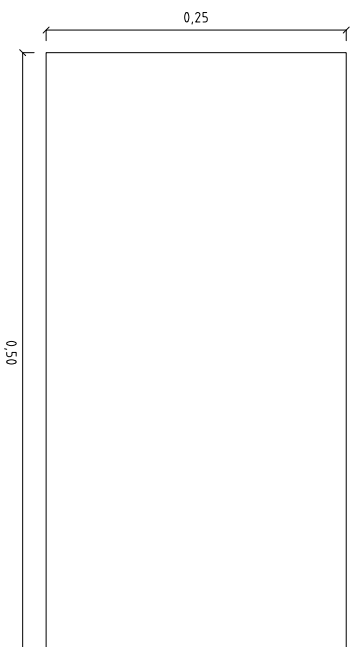
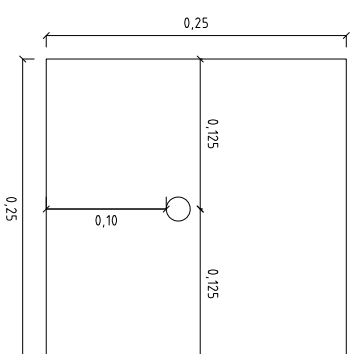
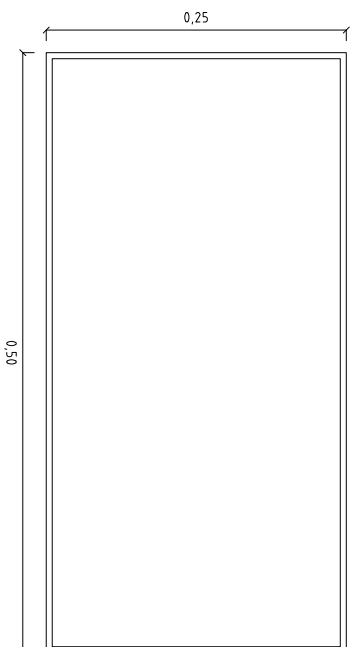
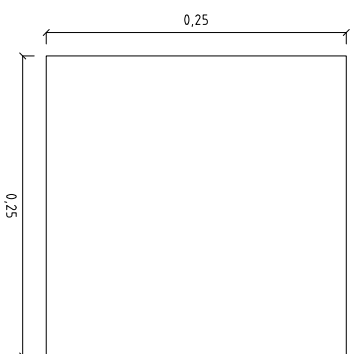
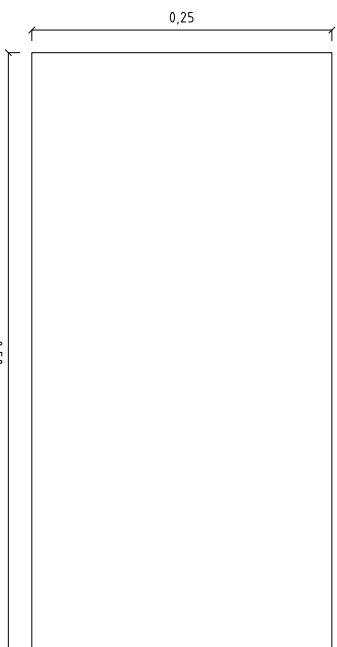
- [35]. Pedro Morouço, Antônio B. Lima, Pedro Semblano, Daniel Fernandes, Pedro Gonçalves, Filipa Sousa, Ricardo Fernandes, Tiago Barbosa, Miguel V. Correia, J. Paulo Vilas-Boas, “Validation of a cable speedometer for butterfly evaluation”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [36]. Shinichiro Ito, “Fundamental fluid dynamic research on configuration of the hand Palm in synchronized swimming”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [37]. Susana Pere, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006ira, Luciana Araújo, Elinai Freitas, Roberta Gatti, Graziela Silveira, Helio Roesler, “Biomechanical analysis of the turn in frontal crawl swimming”
- [38]. Pedro Pérez, Salvador Llana, Javier Zahonero, “Race pace control by means of a new chronometer system”, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, Junho de 2006
- [39]. Taketo Mizota, Kazuya Seo, Shinichiro Ito, Hideki Takagi, “Jsme News”, Dezembro de 2004
- [40]. Jan Meyer, Paul Lukowicz, Gerhard Troster, “Textile Pressure Sensor for Muscle Activity and Motion Detection”, IEEE 2006
- [41]. J.Pärkkä, Member, IEEE, M.Ermes, K.Antila, M.van Gils, Member, IEEE, A.Mänttari, H.Nieminen, “Estimating Intensity of Physical Activity: A Comparison of Wearable Accelerometer and Gyro Sensors and 3 Sensor Locations”, IEEE 2007
- [42]. F. Brunetti, J.C. Moreno, A.F. Ruiz, E. Rocon and J.L. Pons, “A new platform based on IEEE802.15.4 wireless inertial sensors for motion caption and assessment”, IEEE 2006
- [43]. Rick A. Hyde, Laurence P. Ketteringham, Simon A. Neild, and Rosie J. S. Jo, “Estimation of Upper-Limb Orientation Based on Accelerometer and Gyroscope Measurements”, IEEE 2008
- [44]. “DG5 VHand 2.0”. Disponível em <http://www.dg-tech.it>. Acesso em 05/04/2008
- [45]. Jonathan R. Starck, Gabrielle Murray, Patricia V. Lawford, D. Rodney Hose, “Na inexpensive sensor for measuring surface geometry”, 2000
- [46]. Daisuke Sasaki , Toshiro Noritsugu and Masahiro Takaiwa, “Development of Active Support Splint driven by Pneumatic Soft Actuator (ASSIST)”, IEEE 2005
- [47]. Tao Liu, Yoshio Inoue and Kyoko Shibata, “A Wearable Sensor System for Human Motion Analysis and Humanoid Robot Control”, IEEE 2006
- [48]. IEEE Standard for Information technology, “Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs)”, IEEE 2007
- [49]. Bufu Huang, Meng Chen, Panfeng Huang and Yangsheng Xu, “Gait Modeling for Human Identification”, IEEE 2007
- [50]. Massimiliano Zecca, Nobutsuna Endo, Kazuko Itoh, Kazutaka Imanishi, Minoru Saito, “On the development of the Bioinstrumentation System WB-1R for the evaluation of human-robot interaction Head and Hands Motion Capture Systems”, 2005
- [51]. Rong Zhu and Zhaoying Zhou, “A Real-Time Articulated Human Motion Tracking Using Tri-Axis Inertial/Magnetic Sensors Package”, 2004

- [52]. M. S. Keir^{1,2}, C. E. Hann¹, J. G. Chase¹, and X. Q. Chen, “A New Approach to Accelerometer-based Head Tracking for Augmented Reality & Other Applications”, IEEE 2007
- [53]. Carlo Alberto Avizzano, Patrizio Sorace, Damaso Checcacci, Massimo Bergamasco, “A Navigation Interface Based on Head Tracking by Accelerometers”, IEEE 2004
- [54]. Tao Liu, Yoshio Inoue, Kyoko Shibata, Haruhiko Morioka, “Development of Wearable Sensor Combinations for Human Lower Extremity Motion Analysis”
IEEE 2006

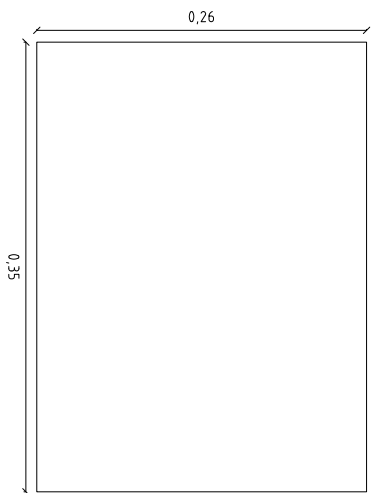
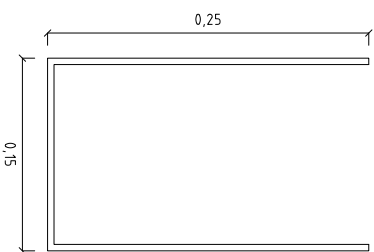
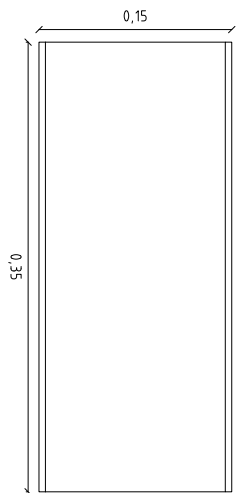
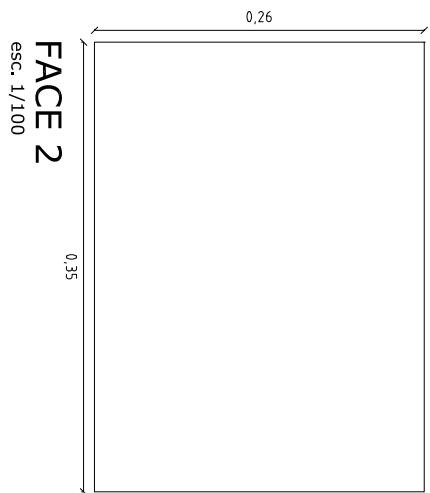
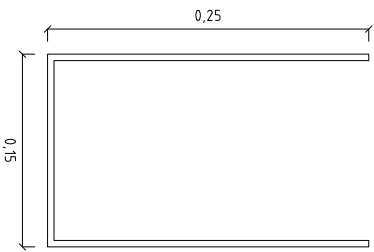
Anexos







FACE 1
esc. 1/100



Dataflow Compact - Inline Flow Transmitter

Features & Benefits



- Pulse output signal for flows up to 25 l/min.
- Lightweight and robust.
- Operates in any plane. Simple to install.
- Low cost flow measurement.
- Negligible pressure drop.
- Accepts reverse flow.
- 3/8 BSP male connection.
- Water or compatible clear fluids only.
- Ideal for washing machines, showers and vending machines.

Specification

Construction:

Body Grilamid – TR55.
 Rotor 18% PTFE filled nylon.
 Shaft Stainless steel.
 Shaft Retainers Grilamid TR55.

Operation:

Infra-red.

Maximum working pressure:
20 bar.

Pressure drop:

Max 0.1 bar at 15 l/min.

Flow range:

1 to 25 l/min.
 (Accepts reverse flow).

Calibration:

'K' Factor 752 pulses per litre, typical.
 Subject to application.

Accuracy:

±2% typical.



Repeatability:

±1%.

Temperature range:

+5°C to +70°C.

Overall dimensions:

52mm x 29mm x 27mm.

Weight:

16 grams.

Connections:

3/8 BSP

Cable length:

300mm.

Power supply:

5 Vdc.

Output signal:

5 Vdc - square wave

Dataflow Compact – The Low Cost Transmitter

The Dataflow Compact Transmitter was designed to offer OEM's and end users alike a means of monitoring low flows on liquids with an electronic output signal – but at LOW COST. Fluid passes through the one piece sensor body impacting on the twin vaned turbine rotor, causing it to rotate at a speed proportional to the flow rate. Two opposing photo-transistors are mounted either side of the rotor and externally of the clear sensor body, these generate a continuous signal.

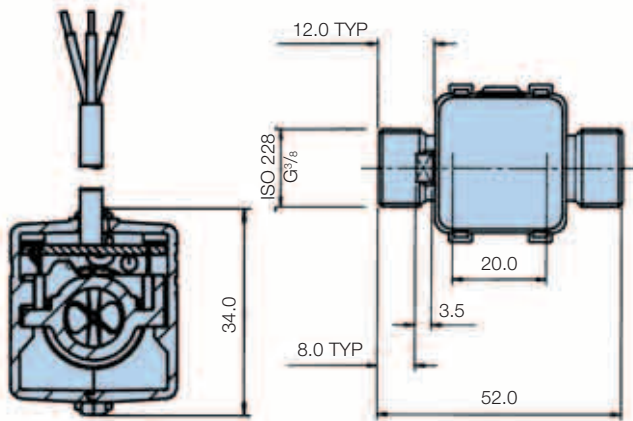
As the rotor spins each blade obscures the infra red signal. This is then converted into an industry standard pulse output signal – compatible with inexpensive display units for flow rate, totalising, batch control and large, central control systems. The lightweight Grilamid body with its virtually unrestricted flow path, offers negligible pressure drop for flows up to 25 l/min and withstanding pressures up to 20 bar.

Flow Rate • Totalising • Batch Control and applications in many industries

Dataflow Compact Transmitters are small and very robust having been developed and tested extensively in industry applications where space is a restriction. Dataflow Compact with its Grilamid body and BSP connections can be installed almost anywhere and once installed will give accurate and reliable output signalling.

Installation Details

Red wire +5V supply
 Green wire Output signal
 Blue wire 0V supply



Ordering Information

Standard products table

Product number	Supercedes	Description
DFC9000100	DFC.9000100	Dataflow compact transmitter

Note 1: Part numbers featured with bold highlighted codes will ensure a 'standard' product selection.
 Note 2: Alternate displayed part number selection will require you to contact Parker Filtration for availability.

Piezoelectric Vibrating Gyroscopes (GYROSTAR®)

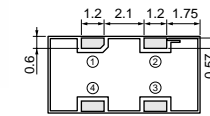
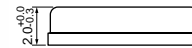
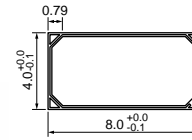


Piezoelectric Vibrating Gyroscopes (GYROSTAR®)

This product is an angular velocity sensor that uses the phenomenon of Coriolis force, which is generated when a rotational angular velocity is applied to the vibrator.

Murata's original, small ceramic bimorph vibrator and simple Cap-Base structure realize their ultra-small size, under 0.1cc. Their small and lightweight shape increase flexibility of installment and help your apparatuses to be downsized.

They are surface mountable device, can be mounted by automatic surface mounter.



① Vref	Reference voltage
② Gnd	Ground
③ Vcc	Supply voltage
④ Output	Sensor output

(in mm)
Tolerance ±0.2)

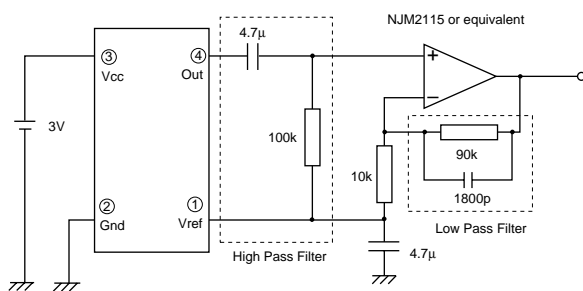
■ Features

1. Ultra-small and ultra-lightweight
2. Quick response
3. Low driving voltage, low current consumption
4. Lead type: SMD
5. Reflow soldering (standard peek temp. 245 deg. C)

Part Number	Supply Voltage	Maximum Angular Velocity (deg./sec.)	Output (at Angular Velocity=0) (Vdc)	Scale Factor (mV/deg./sec.)	Linearity (%FS)	Response (Hz)	Weight (g)
ENC-03R	2.7 to 5.25 Vdc	+/-300	1.35	0.67	+/-5	50	0.2

Operating Temperature Range: -5°C to 75°C Storage Temp. Range: -30°C to 85°C

■ Sample Amplifier Circuit

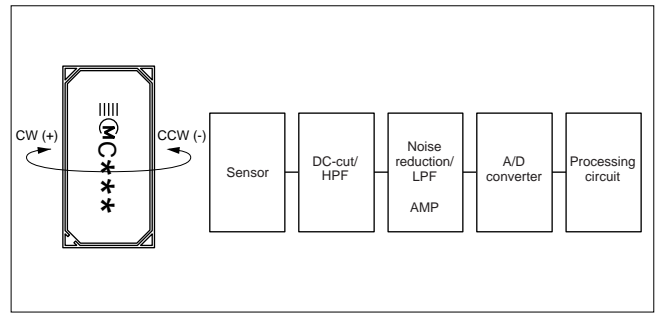


The High-pass Filter's Cut-off frequency in this circuit is approx. 0.3Hz.
 The Low-pass Filter's Cut-off frequency in this circuit is approx. 1kHz.

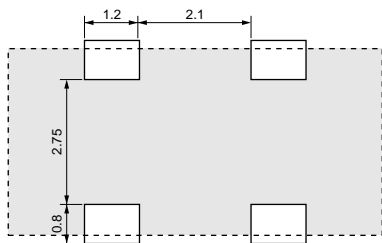
Application/Packaging

Application

1. One sensor detects rotation on one axis. If two axes are to be detected in the same equipment, two different types of sensors (EMC-03RC and EMC-03RD) should be used.
2. To reduce the effect of temperature drift (due to change of ambient temperature), a high pass filter must be connected to sensor output to eliminate DC component.
3. To suppress output noise component around 30-33kHz (resonant frequency of sensor element), a low pass filter which has higher cut-off frequency than required response frequency must be connected to sensor output.

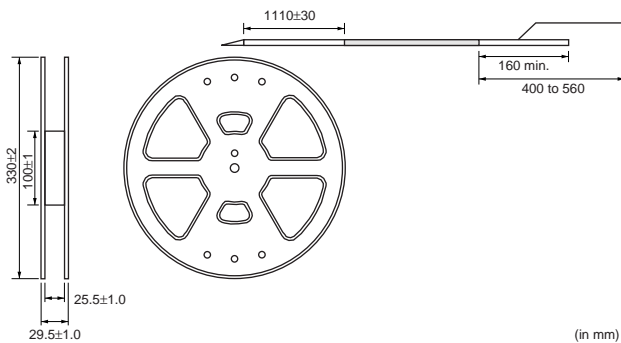


Dimensions of Land Pattern



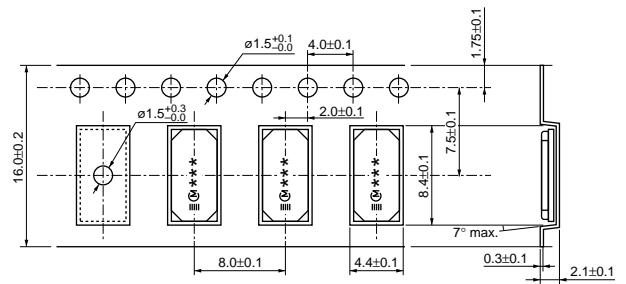
(in mm)

Dimensions of Reel



(in mm)

Dimensions of Plastic Tape



(in mm)

Notice

■ Notice (Storage and Operating Condition)

1. Do not install the sensor in a location in which condensation is likely to form on it.
2. This sensor must be installed where temperature does not vary significantly.
3. Do not use under excessive shocked or vibrated condition.

■ Notice (Soldering and Mounting)

This sensor must be installed in the correct position relative to the direction of rotation to be detected.

■ Notice (Handling)

1. Incorrect handling may affect sensor characteristics. Please note the following precautions;
 - (1) Do not subject the sensor to shock that exceeds the rated limit.
 - (2) Do not wash the sensor.
2. Precision electronic parts, such as ICs, are used for the sensor; therefore, it is necessary to take anti-static measures when handling.

● Part Numbering

Piezoelectric Gyroscopes (GYROSTAR®)

(Part Number)

EN	C-03RC	-02	
①	②	③	④

① Product ID

② Type

③ Individual Specification Code

④ Packaging

* "(Part Number)" shows only an example which might be different from actual part number.

* Any other definitions than "① Product ID" might have a different digit number from actual part number.

△Note:

1. Export Control

〈For customers outside Japan〉

No muRata products should be used or sold, through any channels, for use in the design, development, production, utilization, maintenance or operation of, or otherwise contribution to (1) any weapons (Weapons of Mass Destruction (nuclear, chemical or biological weapons or missiles) or conventional weapons) or (2) goods or systems specially designed or intended for military end-use or utilization by military end-users.

〈For customers in Japan〉

For products which are controlled items subject to the "Foreign Exchange and Foreign Trade Law" of Japan, the export license specified by the law is required for export.

2. Please contact our sales representatives or product engineers before using the products in this catalog for the applications listed below, which require especially high reliability for the prevention of defects which might directly damage a third party's life, body or property, or when one of our products is intended for use in applications other than those specified in this catalog.

- | | |
|-----------------------------|--|
| ① Aircraft equipment | ② Aerospace equipment |
| ③ Undersea equipment | ④ Power plant equipment |
| ⑤ Medical equipment | ⑥ Transportation equipment (vehicles, trains, ships, etc.) |
| ⑦ Traffic signal equipment | ⑧ Disaster prevention / crime prevention equipment |
| ⑨ Data-processing equipment | ⑩ Application of similar complexity and/or reliability requirements to the applications listed above |

3. Product specifications in this catalog are as of May 2006. They are subject to change or our products in it may be discontinued without advance notice. Please check with our sales representatives or product engineers before ordering. If there are any questions, please contact our sales representatives or product engineers.

4. Please read rating and △CAUTION (for storage, operating, rating, soldering, mounting and handling) in this catalog to prevent smoking and/or burning, etc.

5. This catalog has only typical specifications because there is no space for detailed specifications. Therefore, please approve our product specifications or transact the approval sheet for product specifications before ordering.

6. Please note that unless otherwise specified, we shall assume no responsibility whatsoever for any conflict or dispute that may occur in connection with the effect of our and/or a third party's intellectual property rights and other related rights in consideration of your use of our products and/or information described or contained in our catalogs. In this connection, no representation shall be made to the effect that any third parties are authorized to use the rights mentioned above under licenses without our consent.

7. No ozone depleting substances (ODS) under the Montreal Protocol are used in our manufacturing process.