

UNIVERSITE DE LIMOGES

ECOLE DOCTORALE Science et Ingénierie pour l'Information

Equipe de recherche ou Laboratoire XLIM Département C2S2

Thèse

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE LIMOGES

Discipline / Spécialité : Electronique des hautes fréquences et optoélectronique

présentée et soutenue par

Pascal TOUMIEUX

le 17 Décembre 2015

Conception d'un système d'évaluation à distance de la dépense énergétique liée à une activité physique

Application à la supervision de la dépense énergétique de patients en post-AVC

Thèse dirigée par Anne JULIEN-VERGONJANNE
codirigée par Stéphanie SAHUGUÈDE

JURY :

Président du Jury, Rapporteur

M. Eric Campo, Professeur, LAAS-CNRS, Université Toulouse Jean Jaurès

Rapporteur

M. Bruno Fracasso, Professeur, Télécom Bretagne, Technopôle de Brest-Iroise

Examineurs

M. Stéphane Mandigout, MCF, HDR, Université de Limoges, Laboratoire HAVAE

M. Jean-Luc Polleux, MCF, Université Paris Est, ESYCOM, ESIEE Paris

Mme. Stéphanie Sahuguède, MCF, Université de Limoges/ENSIL, XLIM-C2S2

Mme. Anne Julien-Vergonjanne, Professeur, Université de Limoges/ENSIL, XLIM-C2S2

*Il est des âges où le temps passé dans la réalisation et la rédaction de travaux de recherche
demande un soutien familial permanent important.*

à Sonia, Dorian, Jeanne

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Anne JULIEN-VERGONJANNE, ma directrice de thèse, ainsi que Stéphanie SAHUGUÈDE, co-directrice, qui m'ont apporté de précieux conseils dans les aspects scientifiques mais aussi dans la conduite de ce projet. Elles ont su s'adapter à ma situation professionnelle et m'aider à mener à bien ces travaux de recherche.

Mes vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes recherches en acceptant d'examiner mon travail, et de l'enrichir par leurs propositions.

Je tiens à remercier les directeurs du laboratoire M. Dominique CROS et M. Dominique BAILLARGEAT ainsi que les directeurs du département M. Raymond QUERE et M. Bernard JARRY.

Je remercie aussi toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce travail. Je souhaite également remercier toutes les personnes qui ont collaboré à ce projet, toute l'équipe de recherche du STAPS dirigée par Stéphane MANDIGOUT, sans oublier toutes les personnes qui ont accepté de porter notre dispositif lors des protocoles d'essais.

Droits d'auteurs



Cette création est mise à disposition selon le Contrat : « **Paternité-Pas d'Utilisation Commerciale-Pas de modification 3.0 France** » disponible en ligne :
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/fr/>

Sommaire

Remerciements	4
Droits d'auteurs.....	5
Sommaire	6
Introduction	9
1. Activité physique et dépense énergétique.....	13
1.1. Définitions	14
1.1.1. Activité physique	14
1.1.2. Dépense énergétique.....	16
1.1.3. Unités	17
1.1.4. Bénéfices sur la santé et recommandations.....	19
1.1.5. Cas des patients post-AVC	21
1.2. Méthodes d'évaluation de la dépense énergétique	22
1.2.1. Calorimétrie directe	22
1.2.2. Calorimétrie indirecte.....	23
1.2.3. Carnets et questionnaires d'activité physique / Observation.....	24
1.2.4. Localisation par Global Positioning System (GPS)	25
1.2.5. Capteurs de mouvement	25
1.2.6. Approximation par mesure de paramètres physiologiques.....	27
1.3. Synthèse et conclusion.....	28
2. Accéléromètre pour l'évaluation de la DEAP.....	31
2.1. Définitions	32
2.1.1. Accéléromètre, principe.....	32
2.1.2. Accéléromètre, technologie.....	33
2.2. Principes d'évaluation de la DEAP.....	36
2.2.1. Définitions des « coups par minute »	37
2.2.2. Méthode d'évaluation de la DEAP basée sur l'exploitation directe des données d'accéléromètre.....	37
2.2.3. Autres Méthodes d'évaluation de la DEAP	40
2.3. Problématique liée à la DEAP des post-AVC	41
2.4. Conclusion.....	47
3. Technologies de communication pour le monitoring	49
3.1. Systèmes et réseaux de communication normalisés pour le monitoring	52
3.2. Technologie optique en espace libre pour le monitoring	55
3.2.1. Généralités	55
3.2.2. Configuration appropriée au contexte	56
3.2.3. Caractéristiques des composants	59
3.2.4. Bruit.....	63
3.2.5. Modélisation.....	64
3.2.6. Conclusion.....	64
3.3. Performance théorique de la transmission optique pour le monitoring	65
3.3.1. Description du scénario	65
3.3.2. Canal.....	67
3.3.3. Performances	70
3.3.4. Amélioration des performances par diversité	73
3.3.4.1. Description de la diversité	73
3.3.4.2. Résultats	75
3.4. Conclusion.....	78

4.	Conception du système d'évaluation de la DEAP	81
4.1.	Architecture du système	82
4.1.1.	Système embarqué.....	82
4.1.2.	Caractéristiques de la transmission.....	86
4.1.3.	Protocole de transmission.....	89
4.1.4.	Interface d'analyse	91
4.2.	Réalisation de la maquette.....	93
4.2.1.	Nomenclature.....	93
4.2.2.	Montage.....	96
4.3.	Essais et validation	97
4.3.1.	Essais de mesures des accélérations.....	97
4.3.2.	Qualité de transmission	100
4.3.3.	Pré-étalonnage	107
4.3.3.1.	Protocole d'essai avec le Metamax3B®.....	107
4.3.3.2.	Estimation DEAP	109
4.3.4.	Résultat Pré-étalonnage.....	113
4.4.	Conclusion.....	116
5.	Evaluations et Résultats.....	117
5.1.	Phase d'expérimentation sur des niveaux de DEAP courants	118
5.1.1.	Protocole.....	118
5.1.2.	Résultats	122
5.1.2.1.	Corrections des différents coefficients.....	122
5.1.2.2.	Application aux inclusions <25 ans.....	129
5.1.2.3.	Application aux inclusions +65 ans.....	131
5.1.3.	Conclusion sur les patients sains.....	134
5.2.	Protocole d'essais sur des niveaux de DEAP réduites – Patients Post-AVC ..	134
5.2.1.	Descriptif du protocole.....	134
5.2.2.	Analyse des résultats	136
5.2.3.	Conclusion sur les patients Post AVC	142
5.3.	Impact de la qualité de transmission	143
5.4.	Conclusion.....	144
	Conclusion et perspectives.....	147
	Bibliographie.....	155
	Publications.....	162
	Annexes	163
	Annexe 1 : Exemple de MET pour différentes intensités d'activité physique	163
	Annexe2 : Tableau exemple de correction de MET avec le calcul de Harris & Benedict.....	164
	Annexe3 : Echelle de bord	165
	Annexe4 : Caractéristiques de la carte ARDUINO ETHERNET.....	166
	Annexe5 : Caractéristiques de l' accéléromètre MMA7631LC	168
	Annexe6 : Photos supplémentaires du dispositif de mesure de la DEAP	169
	Annexe7 : Datasheet TSOP34338.....	170
	Annexe8 : Datasheet TSAL5100.....	172
	Annexe9 : Telran TZ1053 (Toumaz)	175
	Table des illustrations	176
	Table des tableaux.....	178
	GLOSSAIRE.....	179

Introduction

Il est reconnu depuis de nombreuses années que la pratique d'une activité physique est bénéfique pour la santé. Elle fait l'objet de recommandations par divers organismes institutionnels, et peut être un moyen efficace pour maintenir l'autonomie de certaines personnes comme par exemple les personnes âgées. Elle peut également faire partie du traitement de nombreuses maladies chroniques ou de la prévention dans le cas des atteintes cardiovasculaires en particulier (Accident Vasculaire cérébral, AVC).

En effet, l'AVC est la première cause de handicap dans nos pays occidentaux (Horde, 2014), et le risque de récurrence est très élevé (estimé entre 30 et 45%). La prévention secondaire après un AVC est donc un enjeu majeur, qui passe par le contrôle des facteurs de risques notamment grâce à la pratique d'activité physique. A la phase séquellaire, on observe de plus un fort retentissement de l'AVC sur la participation des sujets hémiparétiques à la vie sociale, participation que l'on peut faciliter par la pratique d'activités physiques. Les patients post-AVC doivent donc pouvoir bénéficier d'une éducation thérapeutique visant à promouvoir la pratique d'activité physique dans l'objectif de les faire participer au contrôle de leur santé et faciliter leur intégration sociale, et ce le plus tôt possible après l'AVC. Or, généralement les patients post-AVC ont une activité physique réduite du fait des séquelles alors que la plupart des recommandations conseille une quantité minimale d'activité physique de 30 min/j. En fonction du contexte médical et social du sujet, la quantité d'activité physique doit donc être adaptée et l'intensité ne doit pas être trop élevée chez certains sujets fragiles.

L'importance de la détermination de l'intensité de l'activité ou encore de la dépense énergétique associée à l'activité pour ces patients est donc un élément clé dans le bénéfice, et il est nécessaire de pouvoir la mesurer et l'analyser en fonction des pathologies et des individus pour pouvoir l'adapter.

Le sujet de la thèse s'inscrit dans ce contexte et a pour objectif principal l'étude et le développement d'outils technologiques pour réaliser le suivi de l'activité physique adaptée de patients post-AVC. L'enjeu se situe dès les premières phases de rééducation avant même le retour à domicile. De nombreux dispositifs commerciaux permettant de mesurer la dépense énergétique sont disponibles aujourd'hui mais ils sont conçus pour une population en bonne santé. La problématique est que certains mouvements demandant un effort important pour les patients post-AVC ne représentent pas des niveaux d'activité élevés et les dispositifs du commerce ne retranscrivent pas forcément l'effort fourni.

Une autre problématique est liée au contexte de la phase de rééducation au plus tôt après un AVC. En effet, les patients post-AVC sont généralement admis, après la phase d'urgence, dans un service de soins de suite hospitalier ou un établissement spécialisé.

Pour limiter les perturbations électromagnétiques au sein du service et répondre aux réticences des ingénieurs hospitaliers par rapport au déploiement d'un nouveau réseau de communication radiofréquence à l'hôpital, un autre enjeu de la thèse est de montrer qu'il est possible d'utiliser une technologie alternative aux radiofréquences par optique en espace libre. L'objectif est donc de réaliser un dispositif de suivi à distance de la dépense énergétique adapté aux patients post-AVC et basé sur la technologie optique sans fils.

Nous avons travaillé avec des professionnels de l'activité physique adaptée (APA) (STAPS - Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives), et avec des professionnels de santé membres de l'équipe HAVAE (Handicap, Autonomie, Vieillesse, Activité, Environnement) dans le cadre du projet TICAADOM (Technologies de l'Information et de la Communication Appliquées au suivi d'Activité à DOMicile).

Le lieu de vie pour la mise en œuvre du dispositif de suivi est dans le service de soins de suite du CHU de Limoges (Laboratoire Habitat Handicap – L2H) qui dispose d'un environnement destiné à valider les aides techniques nécessaires au retour à domicile dans des conditions de sécurité pour les patients post-AVC.

Dans un premier chapitre, nous présentons les différentes notions liées à l'activité physique. Nous faisons également une synthèse sur les grandeurs associées à la dépense énergétique liée à une activité physique (DEAP) ainsi que sur les différentes méthodes permettant de l'évaluer afin de justifier le choix d'une méthode basée sur la mesure des accélérations générées lors des mouvements du corps.

Dans un deuxième chapitre, nous décrivons d'abord les principes de l'accélérométrie (les unités utilisées, les capteurs), et les différentes méthodes permettant d'obtenir une estimation de la DEAP en utilisant les données issues des capteurs. Par la suite nous montrons l'importance de concevoir notre propre système pour la population visée dans la thèse en se basant sur les résultats des tests de dispositifs commerciaux. Le système étudié repart donc des données brutes fournies par un accéléromètre. L'analyse à distance de ces données en toute sécurité nous amène à étudier une solution de transmission par optique sans fils.

Le chapitre 3 introduit les différentes technologies classiquement utilisées pour réaliser une application de télésurveillance médicale. Vu les inconvénients des communications radiofréquences dans un milieu sensible tel que l'hôpital, nous détaillons ensuite les principes d'une technologie alternative qui est l'optique sans fils dans le domaine infrarouge. Cette technologie étudiée dans le contexte de la thèse repose sur les liens optiques collectés après réflexion sur les surfaces de l'environnement par des récepteurs fixes. Les rayons optiques sont transmis par l'émetteur porté par le patient. Les performances sont étudiées théoriquement en considérant que le patient est mobile. Le critère de performance retenu est la probabilité de coupure qui permet de discuter de la fiabilité des liens optiques sans fils pour l'application. L'étude de l'amélioration apportée par la diversité spatiale en réception conclut le chapitre.

Le chapitre 4 décrit la conception du dispositif, en commençant par le module embarqué sur le patient permettant l'acquisition des données et leur transmission. Puis nous présentons le développement du système de réception, et la réalisation de l'interface de traitement. Nous vérifions ensuite le bon fonctionnement des différents modules en validant les données d'accélération puis en testant la qualité de transmission par optique sans fils en se plaçant dans des conditions réelles de déplacement d'un patient dans une pièce. Pour conclure ce chapitre nous effectuons un pré-étalonnage du dispositif en déterminant les équations permettant d'obtenir la DEAP. Cet étalonnage est effectué en comparant nos résultats avec ceux donnés par une méthode de référence. Cette estimation est également comparée avec un dispositif commercial régulièrement utilisé dans ce contexte de suivi de la DEAP.

Le cinquième et dernier chapitre présente dans une première phase les résultats expérimentaux des évaluations effectuées sur des personnes en bonne santé (jeunes et personnes âgées) de façon à effectuer des corrections à notre première approximation. Une deuxième phase se focalise sur les patients à activité réduite en post-AVC qui sont l'objet d'étude de cette thèse. Pour terminer ce chapitre nous étudions également l'influence des erreurs de transmission sur les valeurs finales de la DEAP afin de conclure sur la qualité d'estimation mais aussi sur la qualité de transmission minimale pour maintenir cette estimation correcte.

Le mémoire se termine par une conclusion générale incluant des perspectives d'amélioration de notre prototype à court et long terme.

1. Activité physique et dépense énergétique

Les différents progrès technologiques, en mécanique et en électronique notamment ont contribué à une amélioration de la vie quotidienne et ont facilité l'exécution de la plupart des tâches de la vie courante. De part ces avancées, la sédentarité progresse et s'accroît avec l'urbanisation et la mondialisation ce qui a une incidence majeure sur l'augmentation de l'obésité ou de maladies chroniques comme le diabète de type 2. Ces constatations ont amené les différents organismes de santé à établir des recommandations sur la pratique d'activité physique. Par exemple, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a proposé la pratique de 150 minutes d'activités physiques modérées ou 75 minutes d'activités soutenues par semaine pour réduire le risque d'apparition de maladies telles que les maladies cardio-vasculaires (OMS 2010). Cependant ces recommandations restent très générales et nécessitent une adaptation pour certaines pathologies, en particulier dans le cas des AVC (Accident Vasculaire Cérébral) qui requièrent une phase de rééducation adaptée afin de retrouver une aisance à la pratique d'une activité.

Pour déterminer comment adapter les recommandations, il faut disposer de moyens, d'indicateurs et d'outils de mesure précis de l'activité. Un des indicateurs majeurs est la dépense énergétique globale qui permet de chiffrer la quantité d'activité physique réalisée par un individu sur une période donnée.

Dans ce Chapitre, les notions d'activité physique et de dépense énergétique sont présentées ainsi que les principales caractéristiques permettant de les quantifier. Les méthodes d'évaluation de l'activité physique et de la dépense énergétique sont ensuite détaillées et la problématique liée au contexte des patients en post-AVC est exposée avant de conclure.

1.1. Définitions

1.1.1. Activité physique

L'activité physique est définie comme l'ensemble des mouvements produits par la contraction des muscles squelettiques qui entraîne une augmentation de la dépense énergétique au-dessus de celle au repos (Caspersen, 1985). Cette définition très simple montre que l'activité physique inclut tous les mouvements effectués dans la vie quotidienne (à la maison lors du jardinage, des courses), lors du travail, de la marche, des déplacements, du transport) et ne se réduit pas à la seule pratique sportive. Selon l'OMS, « le sport n'est qu'un sous-ensemble de l'activité sportive, spécialisé et organisé ».

De nombreuses études de synthèse sur les définitions de l'activité physique (Jacobi, 2011) ont conduit à caractériser l'activité physique selon trois notions : un **contexte**, un **type** et une **quantité**.

En fonction du **contexte**, il est possible d'identifier trois situations principales : activités professionnelles, activités au cours des loisirs (incluant l'exercice physique) et activités dans le cadre domestique et de la vie courante. Cette classification est souvent utilisée en épidémiologie et en clinique. L'exercice physique est le contexte le plus souvent cité car il contribue à sortir de l'inactivité physique mais il ne peut pas à lui seul résumer l'activité physique, surtout chez les personnes en perte d'autonomie.

Le **type** d'activité est une notion qui définit la nature de l'activité physique en se basant sur des caractéristiques métaboliques ou biomécaniques. Certaines activités sont destinées à améliorer la force ou la puissance musculaire alors que d'autres contribuent à une amélioration des capacités aérobie liées à la consommation d'oxygène. Le choix du type d'activité physique dépend des préférences de chacun, mais aussi de l'aptitude physique, c'est-à-dire la capacité globale (cardiorespiratoire, ostéo-musculaire et physiologique) d'un individu à réaliser une activité physique donnée.

La **quantité** d'activité physique pourrait se résumer à une simple équation : quantité = durée x fréquence x intensité. La durée précise le temps passé à effectuer un type d'activité lors de séances d'exercices alors que la fréquence donne des informations sur les répétitions de ces mêmes séances.

La SFN (Société Française de Nutrition) rappelle en se basant sur des publications de l' « American College of Sports Medicine » ou de l'OMS, qu'il ne faut pas confondre activité physique et condition physique, cette dernière représentant un niveau d'entraînement physique et physiologique minimum nécessaire pour satisfaire aux exigences d'une activité physique (Oppert, 2005).

De même, il ne faut pas confondre activité physique et dépense énergétique.

1.1.2. Dépense énergétique

La dépense énergétique est la quantité d'énergie (consommation d'oxygène) consommée par l'organisme par unité de temps pour réaliser une action ou remplir une fonction donnée.

La dépense énergétique liée à une activité physique (**DEAP**) correspond au produit de l'intensité par la durée de cette activité.

La quantité totale d'énergie dépensée dépend de l'activité pratiquée, mais aussi des caractéristiques de la personne qui pratique cette activité (dimensions corporelles, niveau d'entraînement). Deux personnes ayant des corpulences différentes ne dépenseront pas la même énergie pour une même activité. Par contre, il est possible d'obtenir la même dépense énergétique pour une activité modérée mais longue et une activité brève et intense, même si leurs effets physiologiques sont différents (cf. définition du type d'activité).

En résumé, le **type** d'activité, la **répétition** des séances et la **DEAP** de chaque séance sont les éléments à quantifier qui ont une influence directe sur la santé, comme illustré sur le diagramme reporté sur la Figure 1.

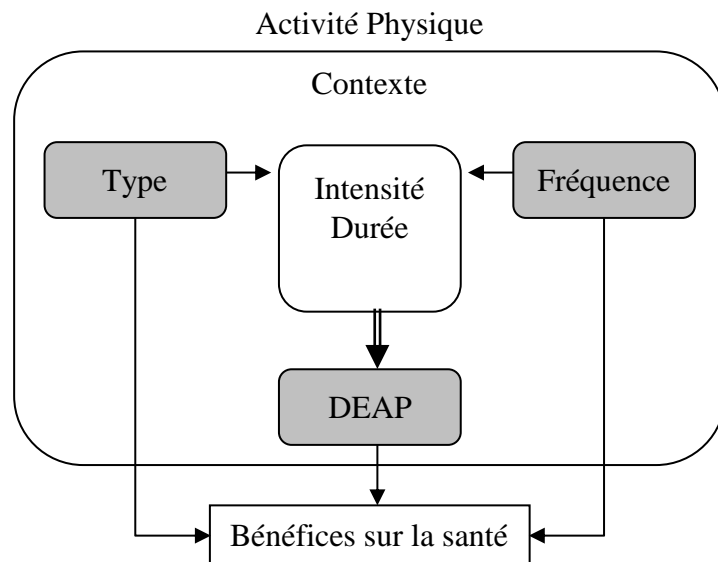


Figure 1 : Effets des différents éléments de l'activité physique sur la santé

1.1.3. Unités

Pour déterminer des recommandations d'activité physique il convient de définir les unités :

- le type d'activité est bien sûr sans unités,
- les fréquences de répétition s'expriment en secondes ou en minute car ce sont des unités temporelles,
- la DEAP s'exprime généralement en calorie (cal) ou kilocalories (kcal).

La calorie est une unité de mesure couramment utilisée, même si elle ne fait plus partie des références dans le système international. Historiquement, une calorie est la quantité d'énergie nécessaire pour élever 1g d'eau dégazée de 14,5°C à 15,5°C à pression atmosphérique normale. Cette unité donnant des valeurs numériques très élevées on utilise régulièrement les kilocalories (kcal : 1kcal = 1000 cal).

L'unité d'énergie du système international (SI) est le joule (J) :

$$1 \text{ cal} = 4,18 \text{ J} \text{ ou } 1 \text{ kcal} = 4,18 \text{ kJ}$$

Note : l'intensité de l'activité physique peut également se déduire de la puissance (force×vitesse) exprimée en Watts, $1W=1J/s=0,24cal/s$

La DEAP peut s'exprimer soit en valeur absolue (elle correspond alors à l'énergie dépensée pour une activité donnée) qui dépend alors de chaque individu, soit en valeur relative par rapport à un niveau de dépense donnée (souvent la DER – Dépense énergétique au repos).

En effet, un individu, même au repos, continue à avoir une dépense énergétique non négligeable afin de faire fonctionner toutes ses fonctions vitales : travail cardiaque, pulmonaire, rénal, tonus musculaire, L'énergie globale de l'ensemble de ces fonctions constitue le métabolisme de base. On peut donc exprimer également la dépense énergétique en **MET** (Metabolic equivalent of Task).

Le MET est défini comme étant le rapport de l'activité sur le métabolisme de base (Equivalent métabolique, Wikipédia, 2014) :

$$1 \text{ MET} = 1 \text{ kcal/kg/h}$$

Cela correspond à la dépense énergétique d'une personne assise au repos. En termes de consommation d'oxygène, cette valeur est égale à 3,5ml/kg/min.

Plus l'intensité de l'activité est élevée, plus le nombre de MET augmente. L'échelle s'étend de 0,9 MET qui correspond au sommeil à 18 MET qui correspond à une course à pied de 17,5 km/h. Une échelle d'approximation des MET appelée **Compendium** a été établie en 1993 (Ainsworth, 1993) puis récemment complétée en 2000 et en 2011 (Ainsworth, 2011). Elle répertorie le niveau de MET en fonction du type de l'activité. L'Annexe 1 présente des exemples de niveau de MET.

Une des principales limitations réside dans le fait que l'échelle des METS est basée sur le métabolisme de base (équivalent à 3,5 ml/kg/min en consommation d'oxygène). Cependant celui-ci n'est pas identique suivant les données physiologiques d'une personne telles que l'âge ou le poids ou encore l'état de santé. Des publications ont d'ailleurs souligné que la valeur du métabolisme de base était surestimée pour des personnes âgées (Kwan, 2004). Il est alors possible de définir un métabolisme de base individuel appelé « Resting Metabolic Rate » (**RMR**) afin de corriger les METS (Corrected METS, 2014). Le RMR peut être soit mesuré directement par des méthodes de calorimétrie indirecte (Chapitre 1.2.1) soit par des approximations issues de recherches cliniques, la plus utilisée étant une équation définie par Harris-Benedict (Harris, 1918) :

$$\text{Corrected MET value} = \frac{\text{MET value (from Compendium Code)}}{\frac{3,5 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}}{\text{Harris-Benedict RMR (ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1})}} \times$$

Les valeurs du RMR dans la formule sont données par :

$$\text{RMR (Homme)} = 66,4730 + 5,0033(\text{Taille-cm}) + 13,7516(\text{Poids-kg}) - 6,7550(\text{Age-ans})$$

$$\text{RMR(Femme)} = 655,0955 + 1,8496(\text{Taille-cm}) + 9,5634(\text{Poids-kg}) - 4,6756(\text{Age-ans})$$

Cette approximation permet d'ajuster la mesure des METS en fonction de chaque personne et de limiter les erreurs. Un exemple de correction en Annexe 2 issu du site « Compendium of physical activities » (Corrected METS, 2014) montre par exemple qu'une course à pied (9,6 km/h) dont la valeur du compendium est 9,8 sera de 10,3 pour un homme (70kg/178cm/35ans) et de 12,3 pour un autre homme (91kg/178cm/55ans).

Cette dernière comparaison montre bien que l'interprétation de la dépense énergétique exprimée en MET n'a pas la même signification pour toutes les personnes et qu'il faut donc tenir compte à chaque fois des caractéristiques physiologiques de la personne. En particulier, dans le cadre de cette thèse, les personnes ciblées sont des personnes ayant une activité physique faible liée à leur pathologie (AVC) mais pour lesquels cette activité représente un effort important et une progression dans leur vie, alors qu'une activité trop intense ne correspondrait pas à leur besoin voir même pourrait représenter un danger pour eux.

1.1.4. Bénéfices sur la santé et recommandations

De nombreuses expertises ont démontré le lien entre l'activité physique et la diminution de la mortalité. Une de ces expertises (Aquatias, 2008) nous rappelle que « *Une étude prospective publiée fin 2007 et portant sur 250 000 personnes, montre qu'une pratique à un niveau voisin de celui des recommandations pour l'activité d'intensité modérée (au moins 3 heures par semaine) ou pour l'activité d'intensité élevée (au moins 20 minutes 3 fois par semaine) entraîne une réduction du risque de mortalité de l'ordre de 30 %.* »

Dans le cadre des politiques de santé, les organismes gouvernementaux ou internationaux ont donc été amenés à établir des recommandations « minimales » dans la pratique de l'activité physique. Aux Etats-Unis, ces recommandations sont données dans le Physical Activity Guidelines for Americans 2008 (U.S. Department of Health and Human Services, 2008). L'OMS quant à elle fournit des recommandations en fonction de tranches d'âge (OMS, 2010) :

- De 5 à 17 ans, 60 minutes par jour d'activité physique d'intensité modérée à soutenue ; L'activité physique quotidienne devrait être essentiellement une activité d'endurance. Des activités d'intensité soutenue, notamment celles qui renforcent le

système musculaire et l'état osseux, devraient être incorporées au moins trois fois par semaine.

- De 18 à 64 ans, 150 minutes par semaine d'activité d'endurance d'intensité modérée ou au moins 75 minutes d'activité d'endurance d'intensité soutenue, ou une combinaison équivalente d'activité d'intensité modérée et soutenue.

- Plus de 65 ans, Mêmes recommandations, avec des nuances adaptées aux capacités de chacun.

L'OMS suggère dans ses recommandations d'effectuer une combinaison de niveaux d'activité et de types d'activité afin de bénéficier des apports différents, ce qui doit avoir comme résultat une dépense énergétique d'environ 1000kcal par semaine, sachant qu'une marche de 30 minutes (5 à 7 km/h) équivaut à une dépense énergétique d'environ 150kcal.

Cependant, comme le montre la courbe dose-réponse de la Figure 2, qui illustre la relation entre la quantité d'activité physique (dose) et les conséquences sur la santé (réponse), même une activité physique modérée apporte un bénéfice non négligeable sur la santé.

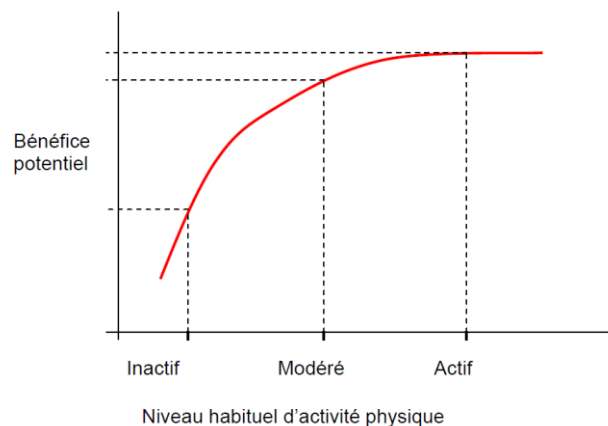


Figure 2 : Courbe dose-réponse entre le niveau habituel d'activité physique et le bénéfice pour la santé (d'après (Aquatias, 2008))

Afin de pouvoir essayer de respecter ces recommandations il est nécessaire de pouvoir évaluer correctement la dépense énergétique liée à l'activité physique, et ce d'autant plus dans le cas de personnes présentant des pathologies.

1.1.5. Cas des patients post-AVC

Très récemment, l'académie nationale de médecine (Bazex, 2012) a publié un rapport qui, après celui de l'INSERM en 2008 (Aquatias, 2008), montre très clairement l'efficacité de l'activité physique en prévention primaire et secondaire pour un certain nombre de maladies chroniques et recommande sans ambiguïté sa pratique dans le cadre d'une prescription médicale. En particulier, il est fondamental de maintenir un niveau d'activité suffisant chez le patient ayant eu un AVC, qu'il soit ischémique ou hémorragique.

L'accident vasculaire cérébral est la première cause de handicap dans nos pays occidentaux. Après un AVC, le risque de récurrence est estimé entre 30 et 45%, celui de l'infarctus du myocarde ou d'une autre atteinte vasculaire est également très élevé après un AVC. La prévention dite secondaire après un AVC est donc un enjeu majeur ; elle passe par le contrôle des facteurs de risques et notamment par la pratique d'activité physique. Cette activité est bien surveillée lors de l'hospitalisation dans les services de rééducation fonctionnelle, mais à sa sortie, le patient est plus ou moins autonome, et pour la majorité des cas il se retrouve seul. Il peut rapidement être entraîné dans une spirale de déconditionnement (illustrée sur la Figure 3).

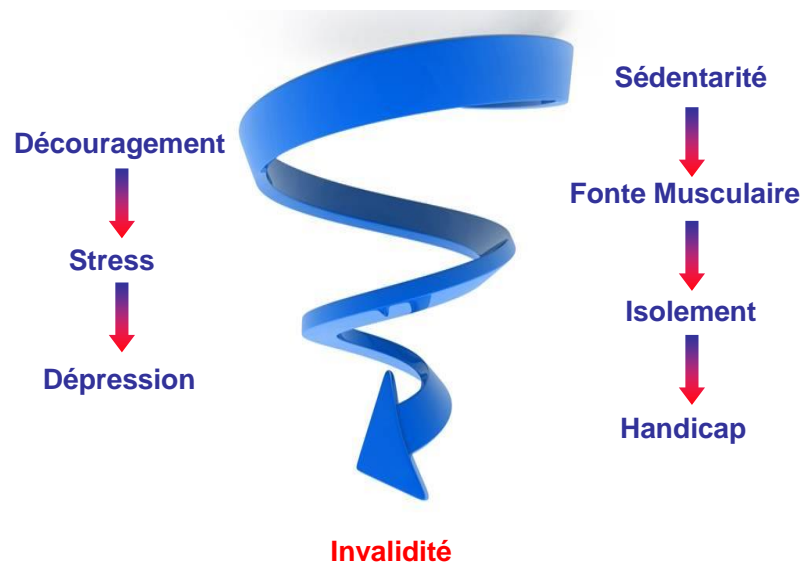


Figure 3 : Spirale de déconditionnement sans activité physique

Le risque de récurrence ou d'hémiplégie permanente est alors très élevé la première année post-AVC. Il est donc important de motiver et solliciter une activité physique chez les patients post-AVC au plus tôt dans ce qu'on appelle la phase subaiguë.

Le challenge repose sur le suivi et l'évaluation de la DEAP spécifique à ces patients.

En effet, les personnes en post-AVC qui généralement ont des séquelles suite à leur pathologie dépensent généralement plus d'énergie qu'une personne normale pour des activités quotidiennes telles que la marche par exemple (Manns, 2012). Une activité modérée pour une personne normale peut être intense pour un post-AVC. Les échelles d'évaluation de la DEAP doivent donc être adaptées ainsi que les recommandations (Sofmer, 2011).

De plus, il a été montré que des programmes spécifiques d'activités axés sur le réentraînement à l'effort en complément de la rééducation classique pouvaient être efficaces (Ramas, 2007) d'autant plus si le patient est encadré et suivi (Van de Port 2007).

C'est dans ce contexte que se situent les travaux présentés dans la thèse, qui ont pour objectif de fournir des outils d'évaluation de la DEAP pour contribuer à la définition des programmes spécifiques d'activité pour les patients post-AVC.

Le paragraphe suivant présente les différentes méthodes d'évaluation de la DEAP

1.2. Méthodes d'évaluation de la dépense énergétique

Pour mesurer la DEAP, on peut utiliser soit des approches de référence comme la calorimétrie directe ou indirecte mais celles-ci nécessitent généralement un matériel spécifique et contraignant en dehors du laboratoire, soit des méthodes basées sur une approximation mais présentant l'avantage d'être applicables pour des activités dans des conditions de vie quotidienne (Liu, 2012). L'approximation peut se faire à partir de données recueillies auprès de la personne à évaluer via des questionnaires, ou bien de manière plus objective à partir de données physiologiques (fréquence cardiaque, volume d'oxygène consommé, ...), ou encore à partir de la mesure des mouvements (amplitude, fréquence, ...) de la personne. Ces méthodes d'évaluation se heurtent à des problèmes de fiabilité et de validité, ce qui explique en partie la grande diversité de ces méthodes.

1.2.1. Calorimétrie directe

La calorimétrie directe repose sur le principe d'égalité entre production de chaleur et dépense énergétique (**DE**) du sujet. Elle mesure directement la perte de chaleur d'un individu

au cours des oxydations des nutriments dans une chambre métabolique (enceinte hermétique). Cette méthode permet de mesurer de façon précise la différence de température entre la couche interne et la couche externe de l'enceinte calorimétrique dans laquelle se trouve le sujet. Pour obtenir des résultats précis sur la DE globale, il est nécessaire que le sujet séjourne dans la chambre environ 24 heures. C'est une enceinte qui est étanche, convenablement isolée, hermétique et de taille réduite. Malgré une précision des mesures excellente sans restriction d'activité ou d'intensités, elle fait appel à un dispositif de mesure qui est encombrant, extrêmement coûteux, complexe d'utilisation et qui requiert du personnel qualifié. De plus, à travers cette méthode il est difficile de reproduire la diversité des activités de la vie courante.

1.2.2. Calorimétrie indirecte

La technique de l'eau doublement marquée est la méthode la plus utilisée pour la mesure de la calorimétrie indirecte, mais aussi la plus difficile à mettre en place. Elle repose sur la mesure par dilution isotopique de la quantité de CO₂ produit pendant plusieurs jours consécutifs. Le sujet ingère de l'eau doublement marquée par des isotopes stables (²H et ¹⁸O). L'oxygène est éliminé plus rapidement que le deutérium et cette différence de vitesse dépend de la consommation de CO₂. La mesure de cette différence à partir d'une analyse d'urine permet le calcul de la dépense de CO₂ et donc de la dépense énergétique.

Cette méthode est souvent citée en référence car elle donne une valeur réelle de la dépense énergétique en situation de vie courante ; de plus elle permet d'évaluer la quantité d'eau dans l'organisme ainsi qu'une estimation de la masse grasse et de la masse maigre. Cependant elle est peu utilisée car elle ne donne aucune information sur le type ou l'intensité de l'activité physique, mais surtout elle est compliquée à mettre en œuvre car elle fait appel à des techniques de mesures comme la spectrométrie de masse qui demande un matériel onéreux et peu répandu. De plus, elle est assez contraignante d'un point de vue protocole car les analyses doivent être réalisées à heures constantes dans la journée.

Il existe aussi une autre méthode de calorimétrie indirecte qui consiste à obtenir la dépense énergétique totale par mesure de la consommation d'oxygène en chambre respiratoire. Cette méthode est encore plus difficile à réaliser que l'eau doublement marquée. Il existe cependant aujourd'hui des systèmes portables comme le Metamax3B® (voir Figure 4).



Figure 4 : Metamax3B®

Il est constitué en général d'un masque qui englobe le nez et la bouche permettant l'analyse des gaz expirés. La plupart d'entre eux intègrent la mesure de la fréquence cardiaque. Il est associé à un logiciel d'analyse qui, avec la mesure directe de la consommation d'oxygène, en rajoutant en donnée d'entrée d'autres paramètres physiologiques comme le poids et la taille du sujet, permet d'avoir un calcul précis de la dépense énergétique. Les logiciels associés à ces dispositifs permettent également l'affichage de l'équivalent métabolique (MET). Ce type d'appareil défini comme portatif ne peut guère être utilisé en dehors d'un laboratoire, surtout que son coût est élevé (Environ 35 000 €). Il représente un outil de référence pour la validation d'autres techniques d'approximation de la dépense énergétique, mais son usage principal reste l'analyse du VO_2 max d'une personne lors d'une épreuve de test à l'effort.

Ce type d'appareil sera utilisé dans la thèse pour l'étalonnage et la validation du dispositif de suivi de DEAP réalisé.

1.2.3. Carnets et questionnaires d'activité physique / Observation

Ces deux méthodes reposent sur l'analyse des réponses aux questions sur l'activité physique d'une personne.

Le carnet ou le journal d'activité physique permet au sujet de lister les différentes activités exécutées dans la journée, leur durée et leur intensité. La principale limite est liée à l'objectivité et à la fiabilité des informations reportées par le sujet ; en effet celui-ci peut facilement donner des informations erronées, volontairement ou involontairement. Pour aider le patient dans son auto-évaluation, il existe des échelles de perception des contraintes qui

permettent d'estimer la difficulté ressentie d'un effort. Un exemple connu est l'échelle de Borg en Annexe 3 qui permet de quantifier un niveau d'activité physique. La tendance est cependant généralement orientée vers une surestimation.

Les questionnaires permettent également d'avoir des informations sur le type d'activité ainsi que sur le contexte (activité professionnelle, loisirs, ...). Ils peuvent être soit remplis par le sujet soit par un professionnel de la santé lors d'un entretien. Les réponses peuvent être ouvertes ou fermées, elles peuvent concerner des périodes de 24 heures à plusieurs jours. La DEAP peut être estimée à l'aide d'échelles comme le compendium (Ainsworth, 1993, 2011).

Ces questionnaires sont souvent adaptés à la personne interrogée ; une étude (Casillas, 2005) a par exemple déterminé que, sur une trentaine de questionnaires régulièrement utilisés, seulement une quinzaine portaient sur une application dans le domaine des maladies cardiovasculaires.

Pour appréhender une activité il existe aussi des méthodes d'observation par vidéo qui sont très précises car il est possible de juger directement de l'activité d'une personne, mais ces méthodes demandent un coût élevé en temps d'observation.

1.2.4. Localisation par Global Positioning System (GPS)

L'observation par la vidéo peut être complétée ou remplacée par d'autres méthodes de localisation qui ne demandent pas autant de temps d'observation, grâce par exemple, au développement récent des GPS (Global Positioning System) permettant une géo-localisation précise de la personne étudiée et de sa vitesse de déplacement (Noury-Desvaux, 2011). Cette technique récente semble avoir été utilisée uniquement pour étudier la capacité de marche des patients, mais des résultats d'études sont encore à venir. Une des limitations à son utilisation est liée à l'imprécision du système GPS qui ne fonctionne pas correctement en environnement intérieur.

1.2.5. Capteurs de mouvement

A partir de la définition de l'activité physique liée aux mouvements, il apparaît naturel de pouvoir obtenir une estimation de la DEAP à partir de la mesure de paramètres biomécaniques. Les premières études sur les compteurs de mouvement datent des années

1960 : les podomètres et les accéléromètres sont les outils les plus répandus et utilisés depuis les années 1980 (Bonomi, 2011).

Le podomètre est un appareil qui permet de compter le nombre de pas effectués par une personne. Il résulte de l'association d'un système « masse/ressort » et d'une électronique de façon à comptabiliser chaque coup vertical sur le dispositif. Le principe de base est amélioré de façon à éviter le comptage des éventuels rebonds lors d'une accélération verticale.

Les podomètres sont des dispositifs de petites tailles faciles à mettre en œuvre généralement fixés à la taille (ceinture) du sujet. Après un étalonnage de la distance d'un pas il est possible de mesurer la distance parcourue par une personne. Cependant, par principe, le podomètre ne mesure que le nombre d'impulsions liées au choc d'un impact de pas sur le sol ; il ne permet pas de donner une estimation de l'intensité de l'activité physique et donc ne permet pas une évaluation de la DEAP. Néanmoins, la marche est l'activité physique de loisir la plus répandue, ce qui en fait un outil simple d'évaluation de ce type d'activité. Son coût est faible (entre 15 et 50€ suivant la complexité) et son utilisation permet une auto-évaluation par les sujets qui peuvent par exemple se fixer des objectifs et vérifier s'ils sont atteints. L'utilisation du podomètre a été étudiée chez les patients insuffisants cardiaques (Hoodless, 1994), l'activité quotidienne mesurée par ce dispositif constituant un bon facteur pronostique pour cette population.

Les accéléromètres comme leur nom l'indique permettent de mesurer les accélérations lors d'un mouvement du corps. Le principe technique des mesures par accéléromètre sera décrit dans les paragraphes suivants. Lors d'un mouvement, le corps et donc le capteur porté subissent des accélérations et des décélérations proportionnelles à l'énergie dépensée. La multiplication des microsystèmes électromécaniques (MEMS) et les développements constants de l'électronique ont fait progresser ce type de capteur. Aujourd'hui, il est possible de mesurer les accélérations sur trois axes, permettant ainsi une estimation tridimensionnelle des mouvements du corps. En général, le résultat est donné en coups par minute (unité plus ou moins arbitraire qui varie selon les modèles) ou tout simplement les niveaux d'accélération sont directement soumis à des équations de régression pour obtenir une dépense énergétique.

Ce type d'appareil est généralement petit et peut se porter à la taille, au bras ou à l'épaule, en permanence sans trop gêner le sujet. La position du capteur sur le corps dépend

de la marque car ce type de dispositif est généralement étalonné pour une seule position. Ils disposent d'une mémoire assez grande et une consommation assez faible pour pouvoir enregistrer des données sur de longues durées. Notons cependant, que la plupart des dispositifs commerciaux ne transmettent pas en continu car la communication sans fils a un très fort impact sur la consommation; les données de dépense énergétique ne sont alors disponibles qu'après téléchargement. Les dispositifs qui communiquent sans fils disposent soit d'une autonomie inférieure aux autres, soit d'un échantillonnage de données plus faible.

Les dispositifs d'estimation de la DEAP basés sur des principes de mesure d'accélération sont en progression permanente, et leurs tarifs diminuent de plus en plus, pour en faire des produits abordables ; ils sont souvent utilisés dans les recherches sur l'activité physique. L'essor grandissant des Smartphones équipés d'accéléromètres permet également de proposer aujourd'hui des applications grand public dans ce domaine (Hausmann, 2010, 2011).

Enfin, il faut noter que podomètres ou accéléromètres ont des performances limitées pour l'évaluation de la DEAP dans le cas des activités statiques comme le vélo ou le rameur. En effet, par exemple sur le vélo ce sont les jambes qui travaillent et le bassin reste statique, donc tous les mouvements du corps ne sont pas pris en compte. La dépense énergétique est dans ce cas mal estimée.

1.2.6. Approximation par mesure de paramètres physiologiques

La fréquence cardiaque est un paramètre physiologique clé pour la mesure de l'activité physique. En effet, il est tout d'abord assez facilement mesurable, pour preuve la démocratisation des cardio-fréquencemètres. De plus, Il existe une relation linéaire entre la fréquence cardiaque et la consommation en oxygène liée à la DEAP. Cependant, les coefficients de cette droite sont propres à chaque personne. L'utilisation de la fréquence cardiaque nécessite donc un étalonnage basé par exemple sur un test à l'effort (paragraphe 1.2.1 : calorimétrie indirecte). (Achten, 2003)

Les moniteurs de fréquence cardiaque sont en général constitués d'une ceinture thoracique équipée d'électrodes qui captent le signal cardiaque et le transmettent à une montre. Ces systèmes se sont démocratisés dans le cadre d'une activité de loisir (course à pied) ou dans le cadre de suivi d'entraînement ; on les appelle même aujourd'hui des « coachs

sportifs ». Ils sont en général peu coûteux (de 30 à 400 €) car les grands noms de la distribution d'articles de sport ont fait baisser les prix.

L'intérêt de ces méthodes lors de programmes d'entraînement personnel ou encadrés diminue lorsqu'il s'agit d'estimer une activité physique de la vie courante, surtout sur des sujets peu actifs. Par exemple, il est difficile de capter le signal cardiaque sur des personnes âgées ou à faible activité. De plus, dans certains cas, la fréquence cardiaque peut augmenter sans relation avec l'activité physique, comme par exemple avec le stress ou une température ambiante élevée.

1.3. Synthèse et conclusion

L'activité physique est un terme qui fait appel à des notions de contexte, type, et surtout dépense énergétique. L'importance prouvée de l'activité physique sur la population en général a fait l'objet de recommandations par différents organismes. Cependant ces recommandations sont adaptées à des personnes saines ; or, le sujet de cette thèse porte sur l'étude de la faisabilité du suivi de l'activité physique des patients post-AVC. Afin d'accéder à ce type de population, ce travail fait l'objet d'une collaboration pluridisciplinaire avec les équipes du secteur médical appartenant à l'institut GEIST (Institut Génomique, Environnement, Immunité, Santé et Thérapeutiques), spécialisées dans l'activité (HVAE - Handicap, Autonomie, Vieillesse, Activité, Environnement, projet TICAADOM - Technologies de l'Information et de la Communication Appliquées au suivi d'Activité à DOMicile)

Nous avons vu qu'il existait différents moyens pour estimer la DEAP. La problématique est donc de déterminer la ou les méthodes permettant de mesurer une activité physique réduite et la dépense énergétique associée pour les patients ayant des déficits physiques différents suite à un AVC.

En considérant le contexte, divers facteurs limitant suivant les méthodes d'évaluation présentées peuvent être reportés :

- Les méthodes de référence sont précises et doivent permettre de déterminer la DEAP des patients en environnement contrôlé c'est-à-dire en laboratoire. Par contre, elles sont difficilement utilisables au quotidien du fait de leur encombrement et du coût élevé et ne

permettront pas d'établir le suivi des recommandations. On s'appuiera sur la méthode de la calorimétrie indirecte pour valider et étalonner les dispositifs développés.

- La méthode basée sur les questionnaires n'est pas suffisamment objective pour le suivi des patients post-AVC pour lesquels il pourrait être difficile d'auto-évaluer l'intensité réelle de l'activité. De plus, il n'existe pas d'échelle de détermination adaptée pour cette catégorie de patients. La méthode du carnet ou questionnaire d'activité sera utilisée en collaboration avec les chercheurs en STAPS pour définir des protocoles.

- La détermination de la DEAP à partir de la fréquence cardiaque peut présenter des problématiques liées au positionnement des électrodes dans le cas d'un patient avec des séquelles hémiplegiques par exemple. De plus, des facteurs extérieurs importants tels que le stress sont des sources d'erreur non négligeables.

- Les compteurs de mouvements apparaissent être le meilleur compromis en terme de portabilité pour le suivi et la détermination de la DEAP à condition de réaliser l'étalonnage pour les patients post-AVC. Le choix d'un accéléromètre s'impose par rapport au podomètre qui ne peut fournir d'informations sur l'intensité de l'activité. De nombreux produits commerciaux existent mais par contre, ils sont généralement verrouillés par le secret professionnel et il n'est pas possible de modifier les algorithmes de détermination de la DEAP.

Nous présentons dans le Chapitre suivant les principes de l'évaluation de la DEAP à partir d'un accéléromètre, afin de réaliser notre propre système appliqué aux patients post-AVC.

2.Accéléromètre pour l'évaluation de la DEAP

Ce Chapitre décrit dans une première partie les principes de l'accélérométrie et les différentes méthodes permettant d'obtenir une estimation de la DEAP en utilisant les données issues des capteurs.

Les patients en post-AVC présentent généralement une activité réduite voire très faible liée aux séquelles de leur pathologie. C'est donc une problématique particulière qui n'est pas forcément prise en compte dans les dispositifs existants.

Nous présentons dans la deuxième partie de ce chapitre les résultats des tests de dispositifs commerciaux utilisés dans le cadre d'un projet pluridisciplinaire (TICAADOM) pour l'évaluation de la DEAP des patients post-AVC avant de conclure sur les limitations de ces systèmes et de justifier la conception de notre propre dispositif.

2.1. Définitions

2.1.1. Accéléromètre, principe

Globalement on peut dire que le fonctionnement d'un accéléromètre repose sur le principe fondamental de la dynamique où la force F nécessaire à maintenir une masse m (souvent appelée dans ce cas masse sismique) en position est égale à cette masse multipliée par l'accélération « a » : $F = ma$. Concrètement, un accéléromètre est un capteur qui délivre un signal proportionnel à l'accélération à laquelle il est soumis. Aujourd'hui l'information est délivrée sur trois axes X, Y, et Z.

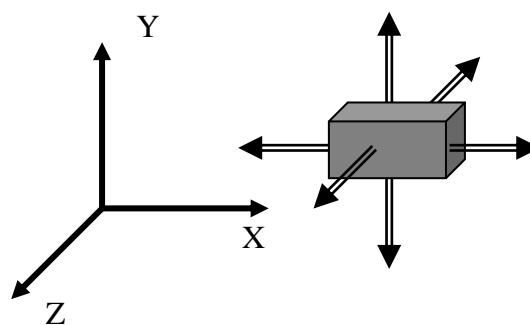


Figure 5 : Schématisation des mouvements en trois dimensions

Cela permet comme montre la Figure 5 de pouvoir détecter les mouvements d'un objet suivant les trois dimensions.

En général, ce capteur est associé à une électronique qui permet d'avoir un dispositif donnant directement des signaux électriques proportionnels à l'accélération, avec autant de sorties que d'axes mesurés.

2.1.2. Accéléromètre, technologie

Il existe trois grandes familles d'accéléromètres : les accéléromètres piézoélectriques, piézorésistifs, et capacitifs. Pour les premiers, une masse sismique applique lors d'un mouvement une compression sur une céramique piézoélectrique qui a la capacité de délivrer une charge électrique proportionnelle à la force qui lui est appliquée, et donc ici l'accélération. Les capteurs piézoélectriques ont l'avantage de ne pas avoir besoin d'alimentation extérieure ; par contre ils ne peuvent pas détecter des activités statiques mais plutôt des activités traduites par un déplacement.

Pour les capteurs piézorésistifs, la masse est fixée sur une lame avec des jauges de contraintes montées en pont de Wheatstone. La déformation de la lame entraîne alors une modification de la résistance de la jauge.

Enfin, la dernière catégorie est à effet capacitif dont le principe, illustré sur Figure 6, repose sur des variations de capacité.

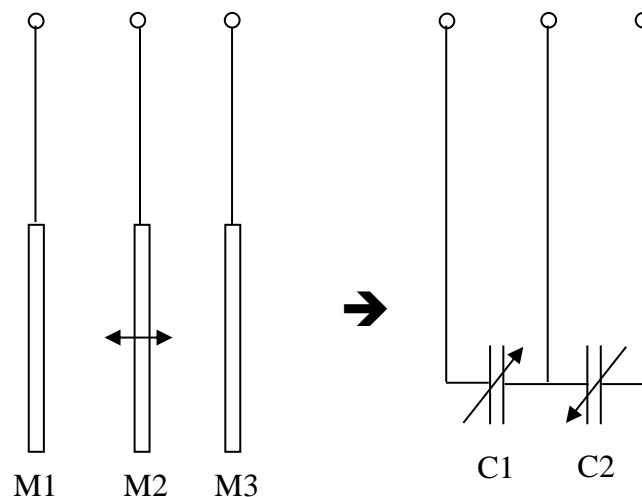


Figure 6 : Principe du capteur d'accélération capacitif

Une masse mobile M2 est coincée entre deux masses fixes M1 et M3. La réalisation de cette cellule en matériau semi-conducteur fait qu'il existe entre deux masses une capacité proportionnelle à la distance entre les deux masses : $C = A \cdot \epsilon / D$ (avec A aire de la plaque, ϵ

constante diélectrique et D distance entre les plaques). Lorsque la cellule (« G-CELL SENSOR » de l'accéléromètre Freescale MMA7361 sur Figure 7) est soumise à une accélération, la masse $M2$ bouge et les capacités $C1$ et $C2$ varient.

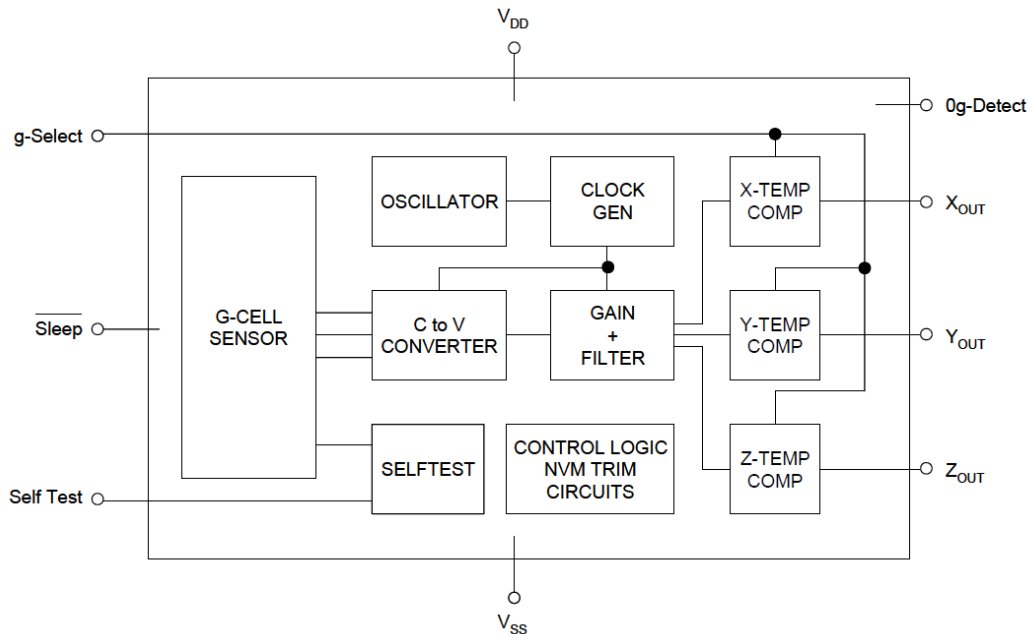


Figure 7 : Diagramme Fonctionnel simplifié d'un capteur capacitif (Freescale MMA7361)

L'électronique associée à la cellule dont un schéma fonctionnel simplifié est reporté Figure 7 interprète les variations de capacité afin de délivrer un signal reconditionné proportionnel à l'accélération, et ce sur les trois axes : X_{out} , Y_{out} , Z_{out} .

Le signal de sortie est donc une tension proportionnelle à l'accélération. Le coefficient de proportionnalité appelé « sensibilité » est une caractéristique technique propre à chaque capteur. L'accélération dont l'unité du système international sont les m/s^2 , peut également être exprimée en g ($1g = 9,81 m/s^2$).

Elle dépend de plusieurs paramètres :

- des mouvements du corps portant l'accéléromètre (forces dynamiques appliquées au capteur)
- de l'effet de la gravitation (forces statiques),
- des vibrations externes et parasites

Les deux premiers paramètres sont les composantes du signal désiré, le dernier représente du bruit pouvant être réduit par filtrage. Suivant la méthode d'évaluation de la DEAP les forces statiques et dynamiques peuvent être exploitées.

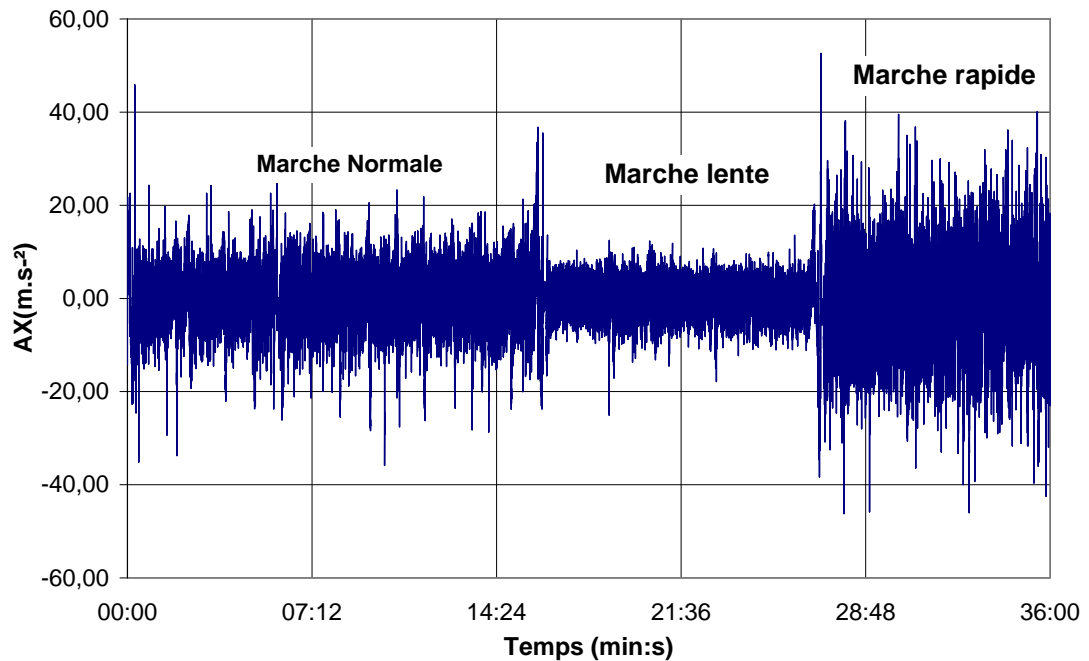


Figure 8 : Exemple de données dynamiques

La Figure 8 reporte un exemple de données brutes (accélérations) issues d'un accéléromètre capacitif sur l'axe X, auxquelles on a enlevé la composante continue de façon à visualiser les accélérations uniquement dues à des forces dynamiques. Ces données sont exploitées lorsqu'une personne effectue des activités mobiles.

La Figure 9 représente un exemple de l'accélération donnée par une force statique, à savoir ici la gravitation. On peut remarquer que, suivant la position du capteur, l'accélération gravitationnelle ne se retrouve pas sur le même axe. Ces données sont utiles lors d'une reconnaissance de posture, par exemple le passage d'un état allongé à un état debout du patient.

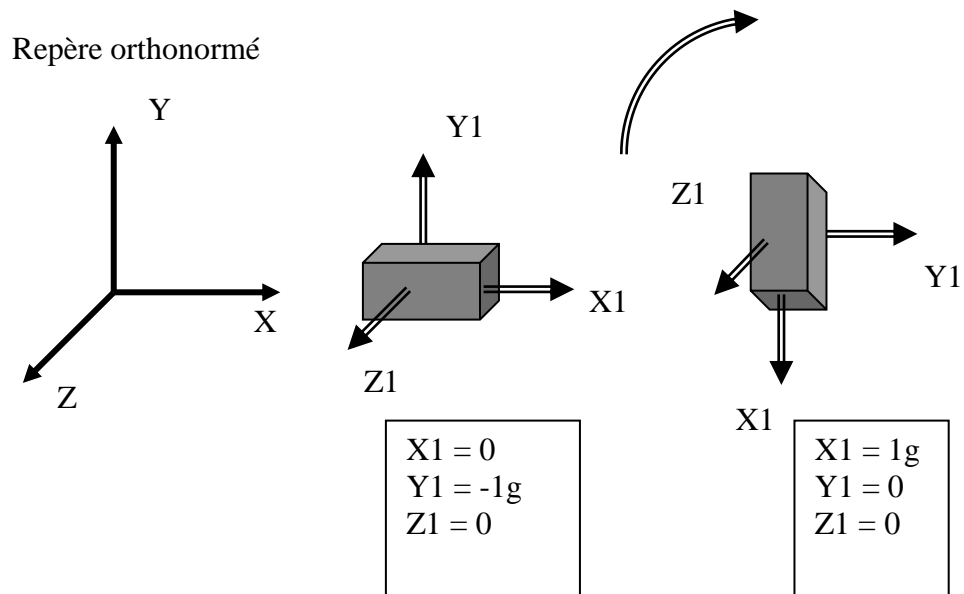


Figure 9 : Représentation de l'effet de la gravitation

La difficulté lors de la recherche de l'estimation de la dépense énergétique à partir des données d'un accéléromètre réside dans l'interprétation de ces données brutes. Il existe différentes méthodologies détaillées par la suite.

2.2. Principes d'évaluation de la DEAP

Il existe depuis plusieurs années de nombreux dispositifs estimant la DEAP à partir d'un accéléromètre. Ils ont fait l'objet de nombreuses comparaisons (Yang Che-Chang, 2010) (Crouter, 2006). Le Tableau 1 donne une liste non exhaustive de produits commercialisés.

Dénomination	Marque	Accès informations
Actical	Philips	http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/homehealth/sleep/actical/
Actiheart	Camntech	http://www.camntech.com/products/actiheart/actiheart-overview
Sensewear	Bodymedia	http://sensewear.bodymedia.com/
Movilis	Srett	http://www.srett-medical.com/solutions/movilis/
RT6	Stayhealthy	http://www.rt6tracker.com/
GT3X	Actigraph	http://www.actigraphcorp.com/support/activity-monitors/gt3x/

Tableau 1 : Dispositifs d'estimation de la DEAP basés sur un accéléromètre

Ces différents appareils seront cités par la suite pour illustrer les définitions et les limitations de la détermination de la DEAP.

2.2.1. Définitions des « coups par minute »

Dans beaucoup d'études sur l'estimation de l'activité physique, l'unité de base des données issues d'un accéléromètre est le coup par minute (*count per minute*). Le *count* est une unité difficile à déterminer de façon précise, car tous les capteurs ne délivrent pas les mêmes informations.

Historiquement, les premiers accéléromètres étaient des capteurs piézoélectriques et le *count* était le nombre de fois où le niveau délivré par l'élément piézoélectrique dépassait un certain seuil sur une période donnée, d'où la dénomination de coup par minute ou cpm. Néanmoins, le *count* dépend du capteur utilisé ; l'Actical et l'Actiheart (Tableau 1), par exemple, délivrent tous les deux des cpm, mais les valeurs numériques sont différentes pour une même activité (Spierer, 2011). De plus, le choix du temps d'intégration qui est souvent égal à la minute peut engendrer des résultats différents sur la mesure finale de la dépense énergétique (Rowlands, 2006).

En regardant d'autres capteurs et d'autres méthodes de calcul (Chen, 2005), on peut trouver que le *count* peut également être défini comme étant l'intégrale de la valeur absolue de l'accélération dans chaque direction (Midorikawa, 2007) (Bonomi, 2011). Pour calculer les *counts*, ces approches consistent à s'affranchir de l'influence de la gravitation par filtrage passe haut puis à déterminer la somme des intégrales des amplitudes du signal.

Pour résumer, de façon globale, le *count* correspond à la valeur numérique délivrée par un accéléromètre servant au calcul de la dépense énergétique, mais étant donné la disparité des définitions, il est difficile de comparer les résultats (Plasqui, 2013), et c'est pourquoi le *count* est devenu une unité arbitraire. Il est préférable donc pour comparer les différentes méthodes d'utiliser les m/s^2 pour définir les accélérations (Corder, 2008) plutôt que d'utiliser le *count*.

2.2.2. Méthode d'évaluation de la DEAP basée sur l'exploitation directe des données d'accéléromètre

Lorsque les données d'un accéléromètre sont enregistrées, il existe plusieurs méthodes pour évaluer la dépense énergétique (Altini, 2014). Parmi elles, la plus simple est d'appliquer une équation de régression sur les données brutes d'accélération au cours d'exercices de différents niveaux référencés et de pondérer par des données physiologiques, comme le schématise la Figure 10 .

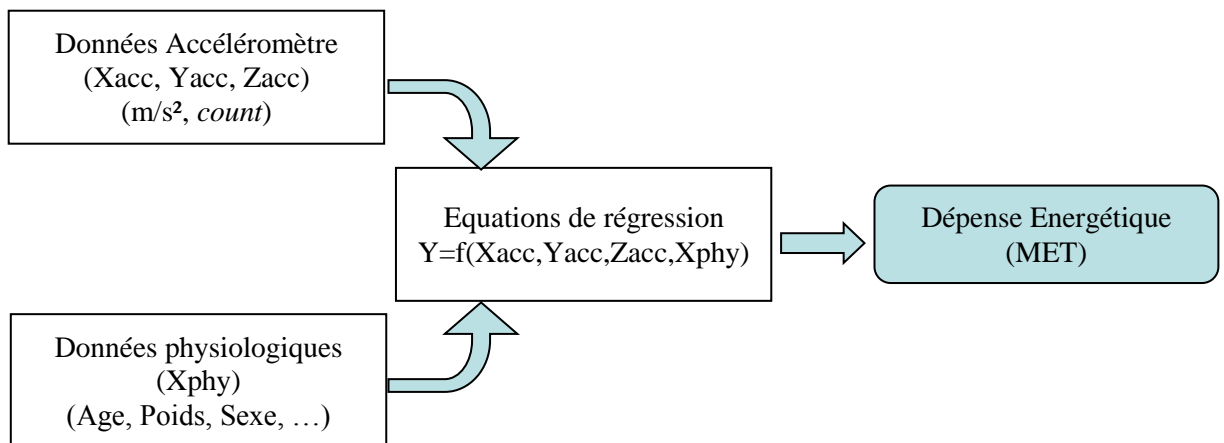


Figure 10 : Diagramme de l'évaluation de la DEAP à partir des données de l'accéléromètre

Du fait de la définition arbitraire du *count*, il existe un grand nombre d'équations de régression donnant une estimation de la DEAP. De nombreuses études (Crouter, 2008) comparent les différentes équations de régression.

Actigraph	N	Equation	Activities
MET predictions			
Freedson et al. 1998	50	$1.439008 + (0.000795 \times \text{cnts min}^{-1})$	TM walk (2)/run (1)
Hendelman et al. 2000	25	$1.602 + (0.000638 \times \text{cnts min}^{-1})$	OG walk (4 self-selected)
Hendelman et al. 2000	25	$2.922 + (0.000409 \times \text{cnts min}^{-1})$	OG walk (4 self-selected) and 6 lifestyle activities
Swartz et al. 2000	70	$2.606 + (0.0006863 \times \text{cnts min}^{-1})$	OG Walk (2) and 26 lifestyle activities
Leenders et al. 2003	28	$2.240 + (0.0006 \times \text{cnts min}^{-1})$	TM walk (5)
Yngve et al. 2003	28	$1.136 + (0.0008249 \times \text{cnts min}^{-1})$	TM walk (2)/run (1)
Yngve et al. 2003	28	$0.751 + (0.0008198 \times \text{cnts min}^{-1})$	OG self-selected walk(2)/run (1)
Heil et al. 2003	58	$(0.00171 \times \text{counts min}^{-1}) + (1.957 \times \text{HT}) - (0.000631 \times \text{counts min}^{-1} \times \text{HT}) - 1.883$	OG self-selected walk(2)/run (1)
Brooks et al. 2005	72	$2.32 + (0.000389 \times \text{counts min}^{-1})$	OG walk (1 self selected)
Brooks et al. 2005	72	$3.33 + (0.000370 \times \text{counts min}^{-1}) - (0.012 \text{ BM})$	OG walk (1 self selected)
Kcal min⁻¹ predictions			
Freedson et al. 1998	35	$(0.00094 \times \text{cnts min}^{-1}) + (0.1346 \text{ BM}) - 7.37418$	TM walk(2)/run (1)
Brooks et al. 2005	72	$3.377 + (0.000370 \times \text{counts min}^{-1})$	OG walk (1 self selected)
Brooks et al. 2005	72	$(0.000452 \times \text{counts min}^{-1}) + (0.051 \text{ BM}) - 0.774$	OG walk (1 self selected)
VO₂ (ml kg⁻¹ min⁻¹) predictions			
Nichols et al. 2000	60	$6.057359 + (0.002545 \times \text{cnts min}^{-1})$	TM walk(2)/jog (1)

Figure 11 : Différentes équations de régression pour un Actigraph (extrait de la présentation de Crouter, 2008)

Le tableau de la Figure 11 illustre la difficulté à établir la manière d'estimer la dépense énergétique, même avec un seul appareil de mesure (ici l'Actigraph - Tableau 1). On

remarque que certaines équations peuvent également prendre en compte des aspects physiologiques, comme l'équation de Brooks (2005) qui tient compte de la masse corporelle (BM : Body Mass).

De plus, lorsqu'on compare les résultats des différentes équations, on peut obtenir des valeurs très différentes.

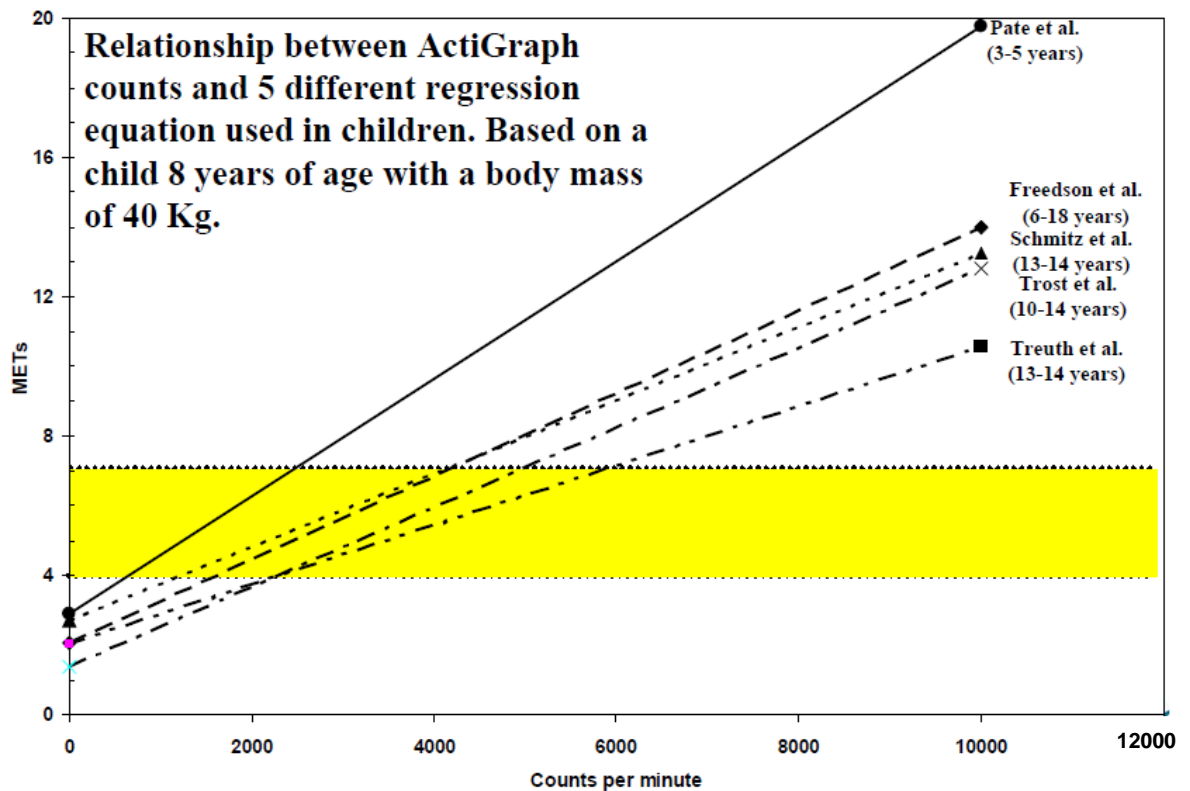


Figure 12 : Résultats des calculs de MET avec 5 équations de régression différentes (Crouter, 2008)

Par exemple, sur la Figure 12, on a reporté un graphique issu de (Crouter, 2008) qui montre qu'il peut y avoir une différence de 10 METS entre deux équations de régression pour un niveau de 10000 *counts/min*. De plus, suivant l'activité étudiée les résultats peuvent être différents suivant les capteurs, surtout sur des faibles activités ou sur des activités statiques.

Pour diminuer les erreurs d'évaluation, les équations de régression peuvent être non linéaires (polynomiales, logarithmiques), et on peut établir plusieurs équations suivant les niveaux de DEAP estimés (Liu, 2012).

La méthode par équation de régression est la méthode la plus directe, mais il existe d'autres moyens d'évaluer la dépense énergétique à partir des données d'accéléromètre.

2.2.3. Autres Méthodes d'évaluation de la DEAP

Les autres méthodes n'incluent pas directement les données de l'accéléromètre dans une équation. Elles sont basées sur la reconnaissance d'activité.

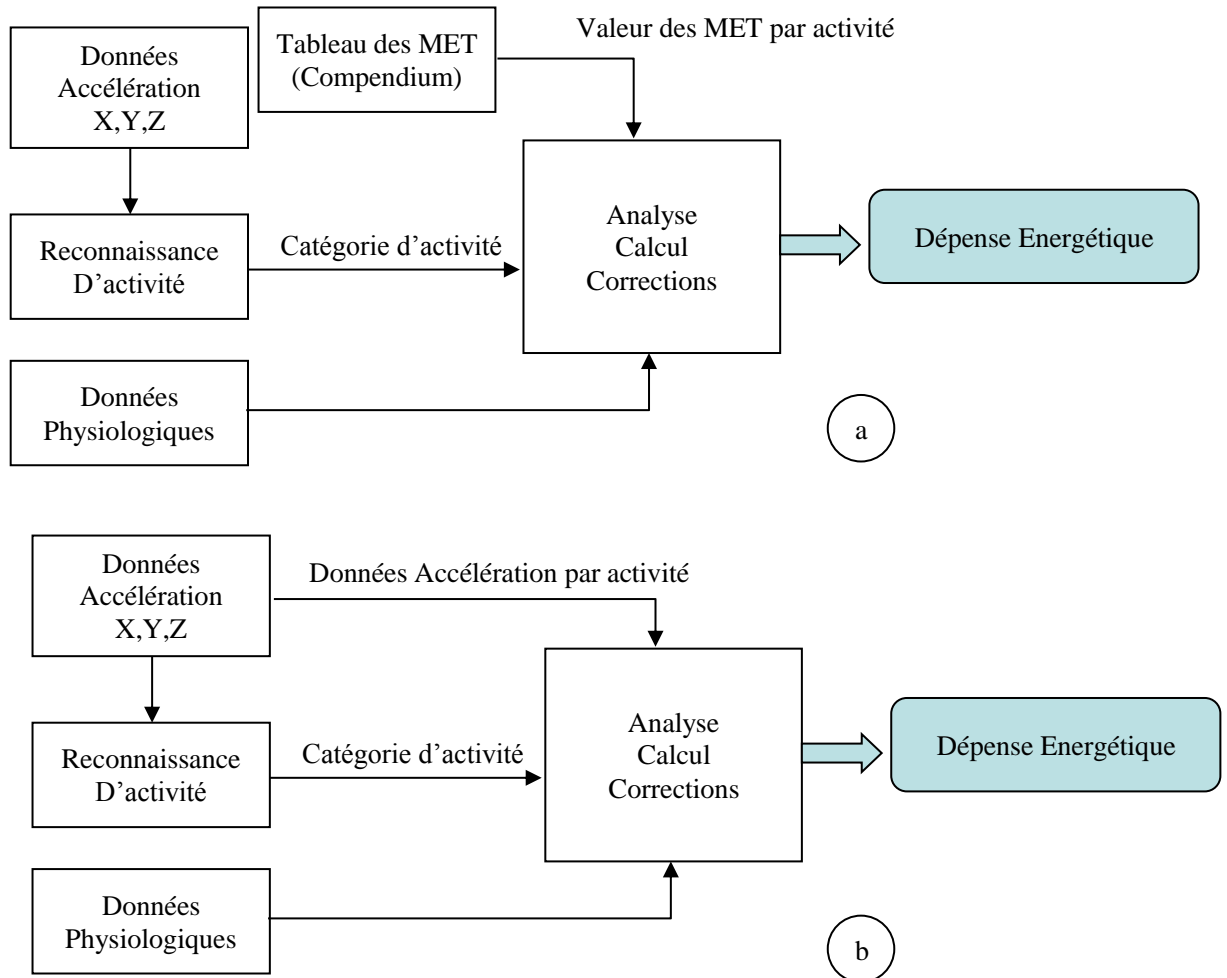


Figure 13 : Méthode par reconnaissance d'activité

Comme le schématise la Figure 13, les données de l'accéléromètre sont exploitées en plusieurs phases. Le signal issu de l'accéléromètre est séquencé en fenêtres temporelles, puis analysé dans chaque fenêtre. Un algorithme effectue alors la comparaison des données analysées avec des données connues d'activité de façon à effectuer la reconnaissance. Par exemple, une chute se traduit par une accélération brusque et une décélération brusque associées à un changement d'orientation du capteur. L'analyse des données issues de l'accéléromètre s'effectue dans le domaine temporel mais aussi dans le domaine fréquentiel

(transformée de Fourier) et les algorithmes de classification des activités sont nombreux (Villars, 2011). Ils vont des algorithmes simples basés sur des seuils à des algorithmes plus complexes nécessitant un apprentissage comme dans le cas des réseaux de neurones.

Dans le cas a) de la Figure 13, une fois l'activité identifiée, on en déduit les METS correspondant par rapport à une base connue (Compendium par exemple) (Fleury, 2012). Enfin une correction est effectuée en fonction des données physiologiques (Corrected MET, 2014).

Dans le cas b), c'est à partir de niveaux connus d'accélération par activité que les corrections sont effectuées. Cela nécessite donc une grande quantité de données au préalable.

2.3. Problématique liée à la DEAP des post-AVC

Les personnes ayant subi un AVC sont des personnes à mobilité réduite, et donc présentent une activité physique et une dépense énergétique inférieures à une personne en bonne santé. Cependant, cette activité physique, même faible représente un effort non négligeable et les recommandations pour les personnes en bonne santé ne sont pas adaptées à ce type de population. Faute de recommandations il faut néanmoins mesurer correctement ces faibles activités physiques, or ce n'est pas forcément le cas avec les dispositifs existants.

Dans le cadre de la thèse et du projet collaboratif TICAADOM deux dispositifs commerciaux ont été étudiés, le Movilis (Srett) ainsi que le Sensewear (Bodymedia), le premier étant réputé pour son autonomie, et le second pour sa fiabilité (Tableau 1)(Figure 14, Figure 15).

De plus, le Sensewear est un dispositif très utilisé par les professionnels et les chercheurs dans le domaine de l'activité physique et il fait l'objet de nombreuses évaluations (Plasqui, 2013)(Fleury, 2012).



Figure 14 : Photo Movilis

La société SRETT (SRETT, 2012) a mis à disposition du projet deux dispositifs quasiment similaires l'un à l'autre : le « Movilis » et le « Movilis Advanced ». Ces deux appareils relèvent les accélérations suivant une fréquence d'échantillonnage prédéfinie. Seule la fréquence d'échantillonnage diffère entre les deux appareils. Puis le Movilis stocke les valeurs d'accélérations suivant les trois axes et les transmet via une liaison sans fils à sa base qui les envoie sur un serveur distant. Si la base n'est pas active (trop éloignée, éteinte ...) le Movilis garde les valeurs en mémoire et transfère les données dès qu'il détecte la base. La particularité du Movilis est son autonomie : par une technologie brevetée le Movilis a une durée de vie de 1 an sans aucun rechargement. Dans le cas du Movilis Advanced la conséquence de sa fréquence d'échantillonnage beaucoup plus importante est la diminution de sa durée de vie, qui se réduit à trois mois.

Ce produit a de nombreux avantages dans son utilisation courante, mais ne nous a pas permis d'accéder aux données brutes d'accélération pour approfondir les recherches sur la dépense énergétique. De plus, il ne délivre que des données synthétiques toutes les 20 minutes, ce qui pour un dispositif porté durant plusieurs heures est problématique. En effet, il est impossible avec des résumés sur 20 minutes de distinguer une activité précise réalisée par le sujet ; or le but de cette étude est d'essayer d'estimer la dépense énergétique liée à une activité pour les post AVC de façon à essayer de définir des recommandations d'activité pour ces personnes.



Figure 15 : Photo Sensewear (Bodymedia)

Le Sensewear de Bodymedia est un dispositif permettant de déterminer les METS dépensés par un patient à partir des relevés de l'accélération. Il stocke les valeurs en mémoire, puis elles peuvent ensuite être déchargées de l'appareil. Le boîtier positionné sur le triceps (également appelé Armband) dispose d'une autonomie d'environ 20 heures en fonctionnement continu, c'est ce paramètre qui limite son temps d'utilisation et non la quantité de mémoire disponible. Il est cependant fourni avec un chargeur, ce qui permet de l'utiliser en permanence, contrairement au Movilis qui doit être changé au bout d'un an.

Nous avons porté en parallèle un Sensewear et un Metamax3B® , ce dernier servant de référence car il nous donne directement la DEAP par une mesure précise via une méthode de calorimétrie indirecte, comme décrit précédemment dans le paragraphe 1.2.2. Nous avons effectué des tests sur trois niveaux d'activité, une marche normale, une marche rapide et une marche lente.

La marche lente effectuée était caractérisée ainsi : avance par petits pas (entre 1/2 pied et un pied) sans soulever les pieds. Cette marche caractéristique des personnes âgées pourrait s'appliquer dans le cadre des patients post AVC.

Nous avons constaté que le Sensewear ne comptabilisait pas ces pas, ce qui est confirmé par d'autres publications récentes (Manns, 2012) qui montrent que ce dispositif souvent cité en référence et donnant de bonnes approximations de la dépense énergétique sous-estime le nombre de pas chez les post AVC.

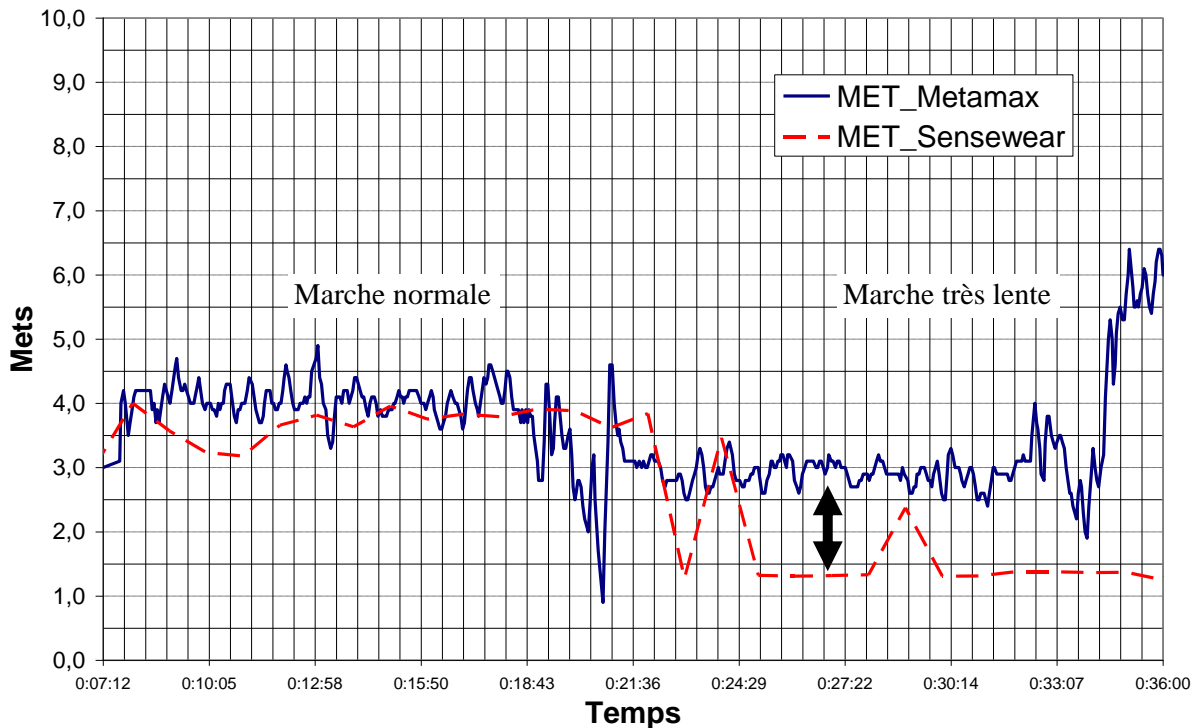


Figure 16 : Comparaison des METS donnés par le Sensewear et le Metamax3B® sur deux types de marche

La Figure 16 illustre cette constatation sur la sous-estimation de la DEAP sur de faibles activités physiques.

D'autre part, une étude récente (Mene, 2014) en collaboration avec les chercheurs en STAPS de l'Université de Limoges a été menée sur une population de 50 personnes, dont 25 de 18 à 45 ans et 25 de 70 à 85 ans. Ces personnes ont porté durant 24 heures en situation de vie courante 5 dispositifs de mesure permettant une estimation de la DEAP. Les 5 dispositifs sont : Sensewear (Bodymedia), un Podomètre, un RT6 (Stayhealthy), un Actical (Philips) et un GT3X-BT (Actigraph) (Tableau 1).

Les résultats portant sur l'estimation du nombre de pas sont reportés sur la Figure 17 et la Figure 18 pour tous les dispositifs sauf le RT6. De plus, l'Actigraph et l'Actical sont dédoublés et portés à la hanche (ACTIGH, ACTICH) et au poignet (ACTIGP, ACTICP). Au total on a donc 6 dispositifs.

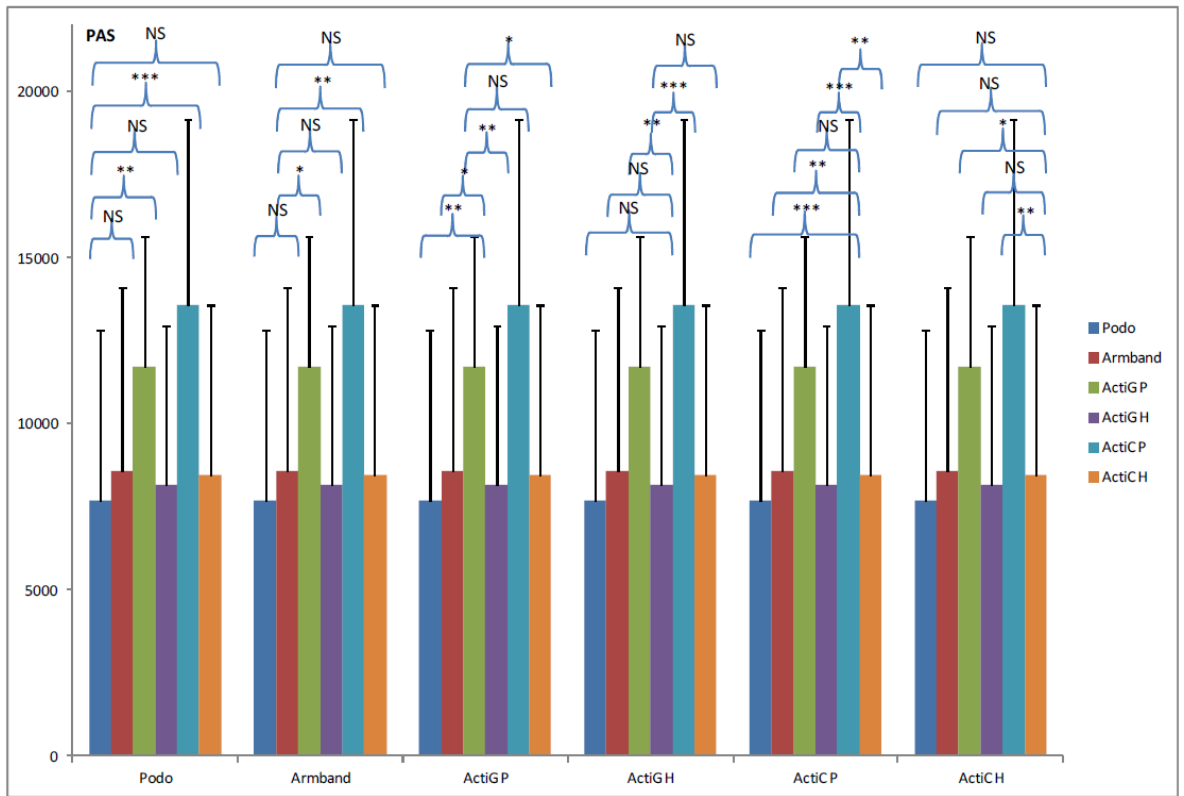


Figure 17 : Estimation du nombre de pas chez la population jeune

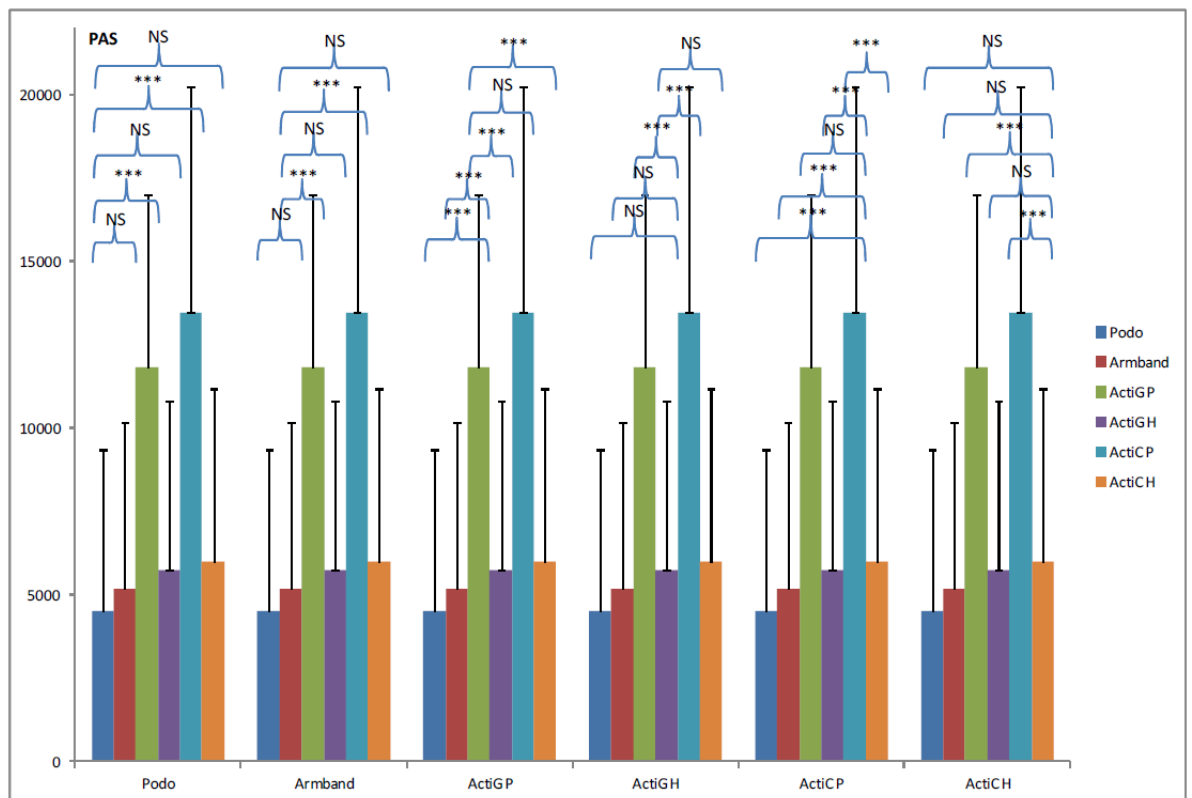


Figure 18 : Estimation du nombre de pas chez la population âgée

Sur les Figure 17 et Figure 18 chaque barre représente la valeur moyenne du nombre de pas pour chaque dispositif et le segment au-dessus représente la valeur maximale. Les résultats sont reproduits 6 fois de façon à mettre en évidence les différences entre les 6 dispositifs. Par exemple, au-dessus de la première série de barre (nommée « podo » sur l'axe des X), on peut voir des accolades horizontales qui illustrent les différences entre le podomètre et les autres appareils (NS = Non significatif, de 1 à 3 étoiles = différence croissante).

Ces deux figures permettent de mettre en évidence tout d'abord que le positionnement de dispositifs sur le poignet donne un nombre de pas nettement supérieur aux autres mesures, alors que le fabricant laisse la possibilité de mettre l'appareil soit au poignet, soit à la hanche. Hormis ce problème de positionnement il est possible de remarquer une estimation inférieure aux autres pour le podomètre dans les deux populations, mais également une estimation légèrement inférieure pour le Sensewear (Appelé Armband sur cette courbe : Armband est la partie « brassard » du sensewear) dans la population âgée.

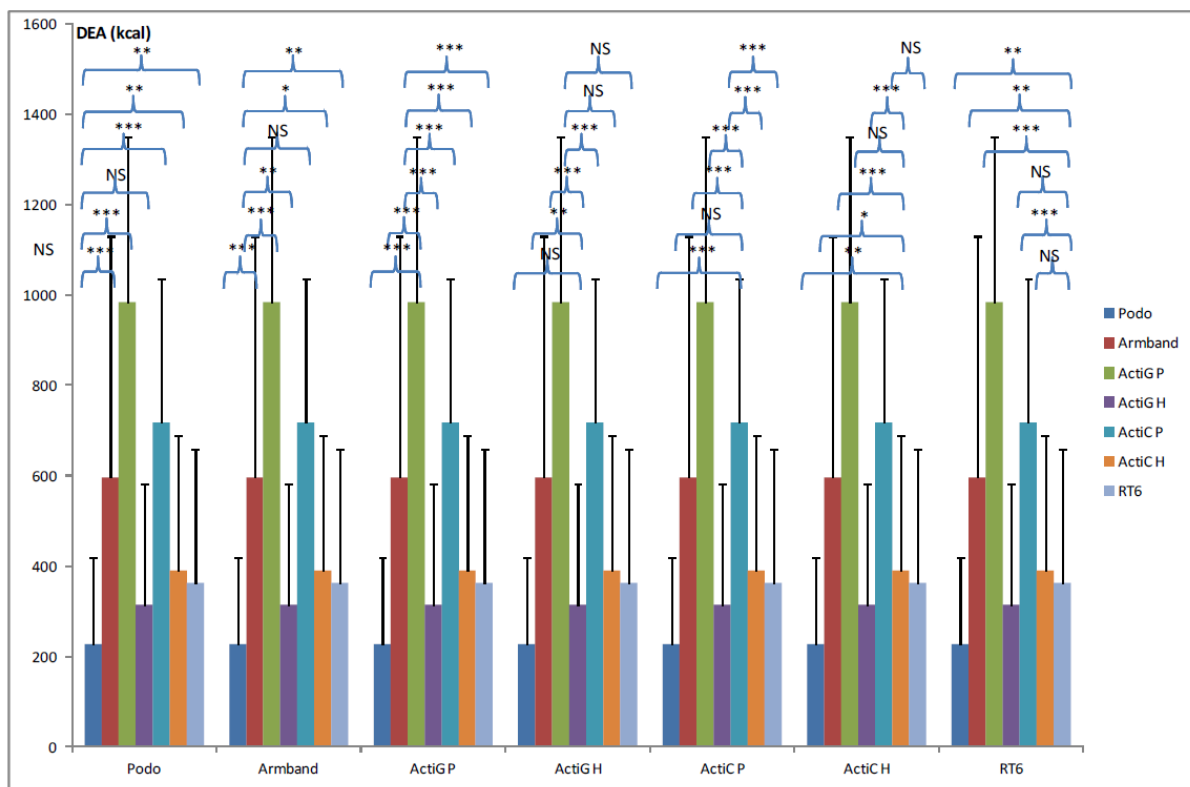


Figure 19 : Estimation de la DEAP sur la population globale

L'estimation de la DEAP donnée par la Figure 19 montre de façon globale une grande disparité entre les capteurs, surtout ceux placés au poignet.

Cette étude en appelle d'autres car la différence entre les appareils est effectivement démontrée, mais il est impossible de dire lequel est le plus juste car aucune mesure par calorimétrie n'a été possible dans cette situation de vie courante. Il n'y a donc pas de référence de la DEAP. De plus, l'absence de recueil d'AP de la personne ne nous permet pas de connaître les activités réalisées par la personne et donc d'expliquer certaines disparités obtenues par les résultats.

2.4. Conclusion

Nous avons vu que l'accéléromètre est un dispositif pouvant permettre de déterminer la DEAP à partir de mesure d'accélération.

De nombreux algorithmes et d'approches ont été étudiés et le choix peut s'effectuer en fonction de compromis liés à la complexité, la précision ou la consommation par exemple.

Les comparaisons entre les dispositifs commerciaux existants révèlent de nombreuses différences. D'autre part, peu de dispositifs commerciaux ont été utilisés et validés pour des patients post AVC, objet de notre étude. Un des plus utilisés, le Sensewear présente des limitations sur la détection de faibles niveaux de la DEAP, notamment sur la marche lente. Or, pour améliorer les algorithmes pour cette population spécifique, étant donné que les constructeurs ne fournissent pas d'accès aux calculs initiaux, cela semble difficile à réaliser.

C'est pourquoi nous avons choisi de réaliser un système complet, repartant d'un accéléromètre fournissant des données brutes à interpréter.

Pour recueillir ces données brutes, nous avons choisi d'utiliser un accéléromètre capacitif nous donnant les accélérations sur les 3 axes et nous permettant d'utiliser les données de l'accélération gravitationnelle, même si dans un premier temps nous les éliminerons par filtrage pour effectuer un étalonnage sur les activités dynamiques.

Afin de garder une certaine compatibilité dans nos unités, nous n'utiliseront pas le terme de *counts* comme unité de base mais les unités du système international, les m/s^2 , puis nous appliquerons la méthode la plus simple comme première approche pour l'estimation de

la DEAP. Elle consiste à définir une équation de régression à appliquer aux données brutes, afin d'avoir au plus vite une estimation de la DEAP (Figure 10, paragraphe 2.2.2).

Dans un premier temps nous éliminerons les effets de l'accélération gravitationnelle, puis nous définirons un module d'accélération global :

$$A_g = (A_x^2 + A_y^2 + A_z^2)^{1/2} \quad (1)$$

Cette donnée reflète une valeur globale de l'accélération et sert de base aux calculs d'activité (Chan, 2008),(Hausmann, 2010).

Ensuite, nous appliquerons une méthode expérimentale pour déterminer la relation entre les METS (donnés par un appareil de référence) et cette valeur A_g . Enfin, il sera possible d'affiner notre estimation par certaines corrections en fonction de données physiologiques, voire pathologiques lors de l'étude sur les patients post AVC.

Pour analyser la DEAP à distance, un des points clés réside dans la technologie de communication généralement sans fils et basée sur les radiofréquences.

Dans le Chapitre suivant, nous présentons une solution alternative moins perturbatrice que les radiofréquences pour un milieu sensible tel qu'un service hospitalier de soins de suite post-AVC. Cette technologie est l'optique en espace libre ou sans fils.

3. Technologies de communication pour le monitoring

Depuis de nombreuses années, des efforts importants sont fournis dans l'industrie et la recherche académique en faveur du développement de systèmes intelligents pour des applications liées à la santé des individus. Ces systèmes en améliorant la prise en charge, en permettant la gestion individuelle et la surveillance continue de l'état de santé d'un patient peuvent contribuer à répondre à un des enjeux majeurs des sociétés occidentales lié à l'allongement de la durée de vie, au vieillissement associé de la population (841 millions de personnes âgées en 2013 dans le monde et plus de 2 milliards prévues en 2050) et donc à une probable augmentation du nombre de personnes en perte d'autonomie ou ayant des pathologies invalidantes telles que l'AVC (Soh, 2015).

Constitués de divers composants et dispositifs, allant de capteurs et actionneurs de plus en plus miniaturisés grâce aux avancées des micro- et nanotechnologies, jusqu'à des dispositifs multimédia, ces systèmes prennent en charge des applications de soins en santé complexes et permettent de réaliser à faible coût et de manière non invasive des applications de surveillance de la santé et de l'activité en particulier.

Une des technologies clé associée à ces systèmes repose sur les capacités de communication sans fils. En effet, grâce aux réseaux de capteurs sans fils, on peut déployer à faible coût et à faible consommation une infrastructure de communication offrant une large couverture et la mobilité, permettant la liberté de mouvement des patients ainsi que le développement potentiel des services à valeur ajoutée (par exemple, les services basés sur la localisation).

Cette infrastructure de communication dédiée à des applications de surveillance ou monitoring présente différentes architectures pouvant être généralement classifiées en trois segments selon la portée des technologies utilisées (Chen, 2011), (Custodio, 2012), (Movassaghi, 2014). On distingue ainsi (voir Figure 20) :

- les technologies de communication utilisées entre les capteurs et le système intelligent dans le périmètre du patient (réseaux de capteurs corporels ou « *Body Area Network* », BAN),
- les technologies de communications à courte et moyenne portée dans le cadre des réseaux locaux et personnels (« *Local Area Network* » (LAN) et « *Personal Area Network* » (PAN)) lorsque les capteurs ou le système intelligent et éventuellement

des objets de l'environnement communiquent avec un point d'accès aux réseaux plus étendus comme par exemple dans des applications de télémédecine.

- les technologies de communications des réseaux plus longue portée tels que les réseaux métropolitains ou « *Metropolitan Area Network* » (MAN) et les réseaux étendus ou « *Wide Area Network* » (WAN) : réseaux cellulaires, filaires, par satellite.

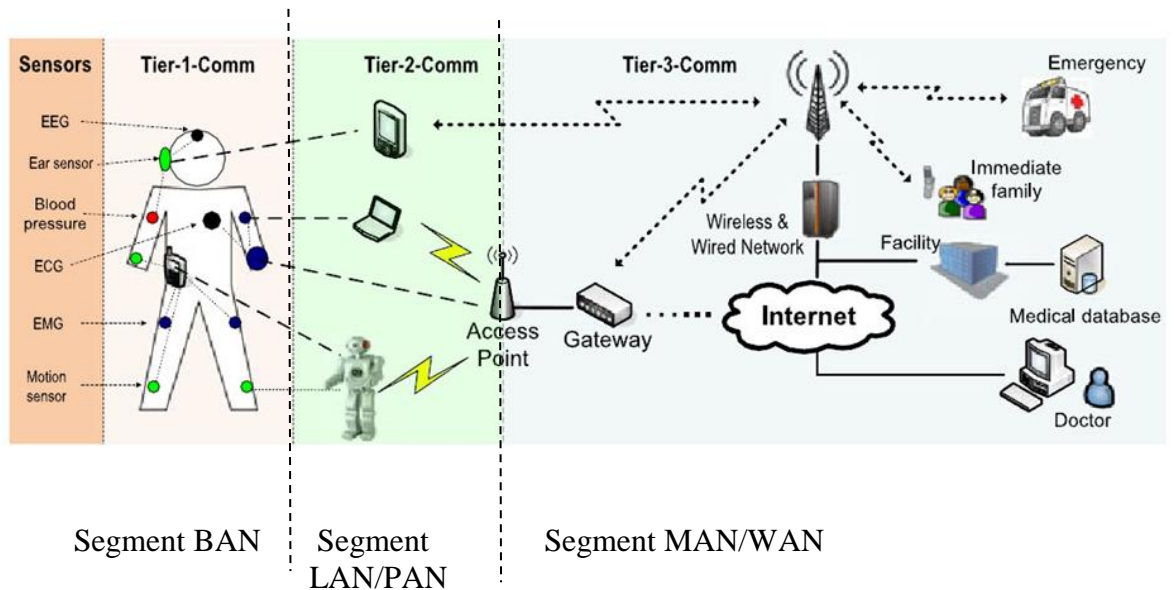


Figure 20: Les segments de communication (Chen, 2011).

Les différentes technologies de communication disponibles selon les segments sont abordées dans le premier paragraphe de ce Chapitre ainsi que les principaux standards basés majoritairement sur les radiofréquences (RF).

Or, l'utilisation des réseaux RF peut présenter des inconvénients en milieu sensible (perturbation électromagnétique, sécurité) tel qu'un service post-AVC au sein de l'hôpital. La technologie retenue dans la thèse est une alternative basée sur l'optique en espace libre étudiée depuis environ 5 ans dans le laboratoire. Elle est détaillée dans le deuxième paragraphe ainsi que l'application de cette technologie au contexte de monitoring. Les performances théoriques associées sont ensuite déterminées avant de conclure.

3.1. Systèmes et réseaux de communication normalisés pour le monitoring

Le segment de communication le plus important dans le contexte de la thèse est le segment BAN (voir Figure 20), concernant les dispositifs embarqués sur le corps appelés également « nœuds ». Ces dispositifs incluent les capteurs (physiologiques ou d'activité), le traitement des données brutes et les modules de communications. Ces derniers sont basés sur des technologies à courte portée car les capteurs transmettent les données à un dispositif de collecte ou « nœud coordinateur » localisé généralement sur le corps (voir Figure 21(a)) ou dans l'environnement proche (2m environ, voir Figure 21 (b)). Cet ensemble de nœuds constitue un réseau dit BAN.

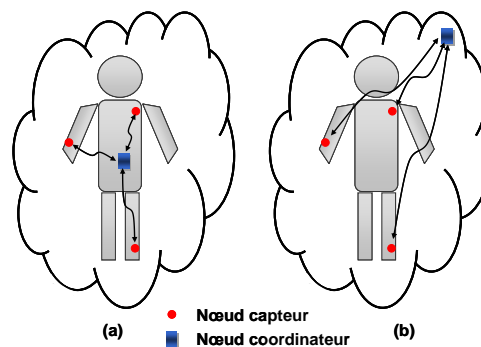


Figure 21 : Exemples de topologie de réseau de capteurs corporels

Beaucoup de solutions utilisent des liaisons filaires entre les capteurs pour réaliser le BAN en pratique mais cela provoque de l'inconfort pour le patient, limite la mobilité et donc ralentit le déploiement des applications.

De nombreuses activités se sont alors développées autour des réseaux BAN sans fils ou WBAN (« *Wireless BAN* ») :

- Le standard IEEE 802.15.4 pour les communications sans fils à courte portée publié en 2006 est plutôt dédié aux réseaux de capteurs sans fils en général même si IEEE 802.15.4/Zigbee est une technologie souvent utilisée pour des applications BAN médicales (Custodio 2012).
- Un standard plus spécifique aux communications à proximité du ou dans le corps a été établi pour la première fois en 2012 (IEEE 802.15.6) prenant en compte en particulier des contraintes de taille et d'énergie propres à ces réseaux. IEEE 802.15.6 comporte deux volets dont un dédié aux applications médicales. Les

bandes de fréquences disponibles sont classifiées en 3 groupes : « *Human Body Communications* » (HBC), « *Narrow Band* » (NB) et « *Ultra-Wide Band* » (UWB). On peut également noter des activités de standardisation autour de Bluetooth « *Low Energy* » (BT LE).

Le Tableau 2 présente et compare certaines caractéristiques de ces différents standards.

	ZigBee - IEEE 802.15.4	IEEE 802.15.6	BlueTooth 4.0 (LE)
Fréquences	868/915/2400 MHz	NB : 402-405/420-450/863-870/902-928/950-956MHz 2,36-2,4/2,4-2,483GHz UWB : 3GHz-10GHz HBC : 16/27 MHz	2,4GHz
Débit	20-250 Kb/s	NB : 57,5-485,7 Kb/s UWB : 0,5-10 Mb/s	50-200 Kb/s
Portée	30 m	1,2 m	30 m
Puissance	30 mW	0,1 μ W	10 mW

Tableau 2 : Comparaison de standards WBAN (Custodio 2012)

On peut constater qu'a priori tous les standards pourraient être utilisés pour des applications de monitoring telles que celles envisagées dans la thèse. Si la puissance est le critère principal c'est IEEE 802.15.6 qui est plus adapté. Par contre, dans le contexte de la thèse l'objectif étant de développer un dispositif porté permettant de transmettre directement à distance et en mobilité les données de l'accéléromètre embarqué on se place dans le cas où le dispositif transmet directement ses données au point d'accès comme sur la Figure 21(b). Dans ce cas, Zigbee et BT sembleraient plus appropriés.

D'autre part, le traitement et l'analyse des données transmises pour l'application de monitoring peuvent s'effectuer à différents niveaux et concernent alors différents segments :

- Le dispositif de collecte peut inclure des fonctionnalités de traitement en réalisant par exemple une fusion des informations des différents capteurs ou encore permettre une restitution de l'analyse sous forme d'alarmes et de recommandations à la personne. On reste dans ce cas dans le périmètre du réseau BAN.
- Un autre niveau correspond au cas où l'application nécessite des informations avec plus de contraintes pour le système embarqué, comme lorsque la capacité requise en termes de place mémoire ou de traitement est trop importante (par exemple lorsqu'on doit tenir compte du dossier du patient) ou bien parce qu'il faut communiquer avec des services d'urgence ou un professionnel de santé à distance. Dans ce cas, le nœud coordinateur établit des communications avec un ou plusieurs points d'accès (segment LAN/PAN). Le point d'accès permet d'accéder à des réseaux plus étendus du segment MAN/WAN qui inclut les technologies cellulaires (comme par exemple GSM, GPRS, UMTS, 4G ainsi que les futures normes 5G, WiMAX) et les technologies filaires (ADSL, câble)

A noter, que pour le segment LAN/PAN, les standards Wi-Fi (IEEE 802.11) et Bluetooth semblent être les plus couramment utilisés dans les applications liées à la santé car très largement implantés dans les systèmes commerciaux tels que des smartphones ou des ordinateurs. De plus, on peut remarquer que des technologies comme IEEE 802.15.4/Zigbee ou encore l'identification par RF, « *Radio Frequency Identification* » (RFID) permettent également de déployer des réseaux PAN.

L'objectif principal de la thèse est de réaliser la communication entre le dispositif porté et le ou les points d'accès fixes dans l'environnement qui seront reliés à un ordinateur distant permettant de traiter les données et de déterminer la dépense énergétique. On se concentre donc sur les segments BAN et PAN et comme on l'a vu différentes technologies RF sont possibles.

Cependant, l'utilisation des radiofréquences pourrait présenter des inconvénients en environnement sensible tels que l'hôpital. En effet, comme le marché pour les objets connectés de santé connaît actuellement une croissance exponentielle, on peut penser que de nombreux dispositifs communicants à différentes fréquences radio et à différents niveaux de

puissance seront utilisés dans un même environnement et par plusieurs personnes. Même en respectant les normes, il y aura une augmentation des interférences électromagnétiques induisant des perturbations ce qui limitera alors l'usage de tels dispositifs. En outre, la question des effets potentiels des signaux RF sur la santé, en particulier l'impact à une longue exposition même avec de faibles niveaux, reste ouverte aujourd'hui (Benson, 2013). L'ensemble de ces éléments conduit souvent les ingénieurs hospitaliers à être extrêmement réticents vis-à-vis du déploiement de solutions de transmissions radiofréquences dans des environnements où une instrumentation médicale, contrainte à des niveaux de continuité de service importants, est mise en œuvre.

Un autre moyen de communication sans fils exploré récemment dans le contexte des BAN au sein de XLIM repose sur l'utilisation de la technologie optique sans fils (Torkestani, 2011) (Chevalier, 2015) dont les principales caractéristiques sont présentées dans le paragraphe suivant.

3.2. Technologie optique en espace libre pour le monitoring

3.2.1. Généralités

Les communications optiques sans fils sont étudiées depuis près de cinquante ans pour différentes applications, allant de liaisons à courte portée en indoor (par exemple les télécommandes infrarouges), à des transmissions plus longue portée en outdoor (par exemple entre les toits des immeubles pour remplacer les réseaux fibres optiques) jusqu'à des liens terre-satellites à grande capacité (Gfeller, 1979), (Kahn, 1997), (Carruthers, 2003), (Egala, 2011), (Ghassemlooy, 2012).

La plupart des systèmes optiques sans fils utilisent des sources optiques dans le domaine infrarouge (IR) typiquement entre 700 et 1550 nm. Par ailleurs, avec les avancées technologiques récentes des diodes électroluminescentes (LED) pour l'éclairage, une nouvelle approche s'est développée dans le domaine des communications en lumière visible (« *Visible Light Communications* »). En combinant la transmission de données et l'éclairage dans la gamme 380-780 nm, les communications optiques sont considérées comme une alternative sérieuse aux RF pour fournir un accès internet haut-débit dans un proche avenir (Boucoulalas, 2015).

L'objectif étant de réaliser une transmission en voie montante depuis le dispositif porté, nous nous intéressons aux transmissions optiques en IR. De plus, la plage de longueurs d'ondes (780nm - 950nm) représente le meilleur choix en termes de maturité, disponibilité et coût des composants optiques déjà disponibles sur le marché et coïncide avec la valeur maximale de sensibilité des photo-détecteurs à bas coût disponibles.

3.2.2. Configuration appropriée au contexte

De manière générale, une chaîne de communication en optique sans fils telle que représentée sur la Figure 22, est un système à modulation en intensité et à détection directe (« *Intensity Modulation/ Direct Detection* », IM/DD) :

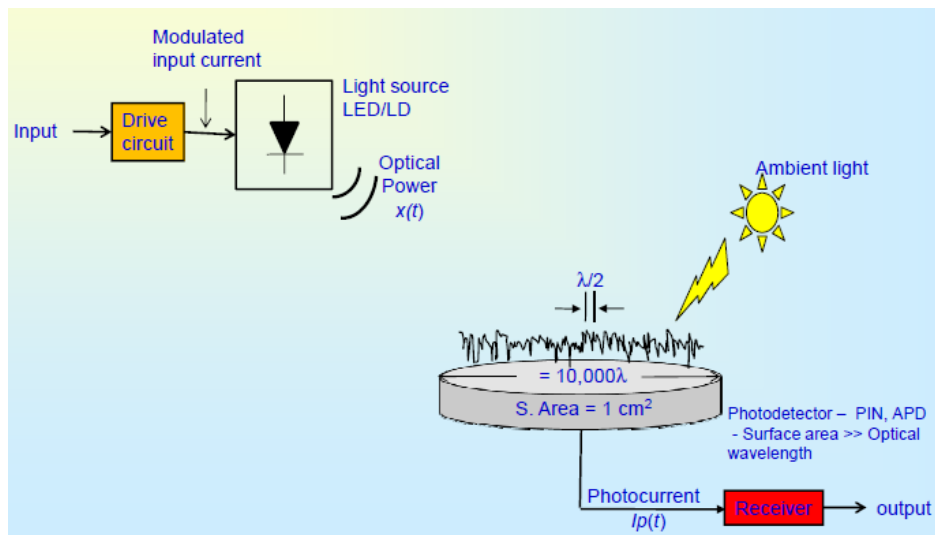


Figure 22 : Schéma Modulation en Intensité/ Détection directe (Ghassemlooy, 2012)

La LED IR transforme un signal électrique en intensité rayonnée optique (« *radiant intensity* » W/sr). L'onde optique se propage dans le canal (air libre). Le récepteur détecte une puissance optique par unité de surface (« *irradiance* » W/m²), convertie en courant électrique permettant ainsi de récupérer les données émises. Le courant généré est proportionnel à l'intégrale de la puissance optique reçue sur la surface du photo-détecteur.

Ce type de transmission offre un certain nombre d'avantages par rapport aux RF (Ghassemlooy, 2012) parmi lesquels :

- Une bande passante abondante (200THz dans la bande 700-1500 nm)

- Pas d'évanouissement par trajets multiples ; en effet la taille de la surface des photo-détecteurs est très grande par rapport aux longueurs d'onde IR, ce qui induit une diversité spatiale prévenant les phénomènes d'évanouissements ou « *fading* ».
- Un haut niveau de sécurité car l'optique est confinée et ne traverse pas les murs
- Une plus grande capacité par unité de volume (b/s par m³) car on peut utiliser les mêmes systèmes dans deux pièces adjacentes
- Un coût faible en particulier à bas débit.

Cependant, il existe également des limitations à l'utilisation de l'optique. Les principales contraintes de conception du système de transmission vont dépendre de la configuration du lien optique, du bruit ambiant et des régulations sur la puissance infrarouge en environnement confiné.

On peut noter que même si les phénomènes d'évanouissements sont négligés, une propagation multi-trajets peut induire de la distorsion sur le signal reçu. Elle dépendra de la configuration de transmission entre la source et le récepteur et des propriétés réfléchives de l'environnement.

Différents schémas de transmission peuvent être utilisés en indoor, selon le type d'environnement et les contraintes de l'application (Egala 2011).

Pour les communications point-à-point, les configurations en visibilité directe ou « *Line Of Sight* » (LOS) sont généralement utilisées et correspondent au standard IrDA. Dans ce schéma, l'émetteur doit être pointé directement vers le récepteur (Figure 23(a)). Il offre des performances élevées, mais nécessite un alignement et est donc très sensible aux distorsions et effets de blocage. Vu l'application de monitoring, ce schéma ne semble pas approprié.

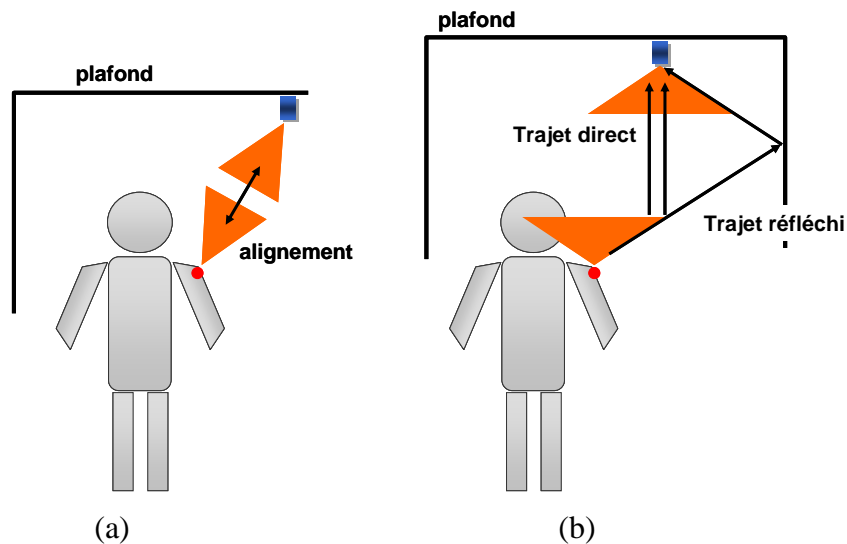


Figure 23 : Configuration en visibilité directe (a) et non directe (b)

Compte tenu de la mobilité, on doit donc envisager une configuration où émetteur et récepteur ne pointent pas l'un vers l'autre ce qui signifie que des trajets dans le champ de vision du récepteur appelés « *non-directed LOS* » et par réflexions sur l'environnement pourront contribuer au signal reçu (Figure 23 (b)). A noter, que vu les dimensions des éléments de rugosité des surfaces typiques dans un environnement indoor par rapport aux longueurs d'onde en IR, les réflexions sont supposées diffuses et modélisées par un diagramme Lambertien (Ghassemlooy, 2012) comme représenté sur la Figure 24.

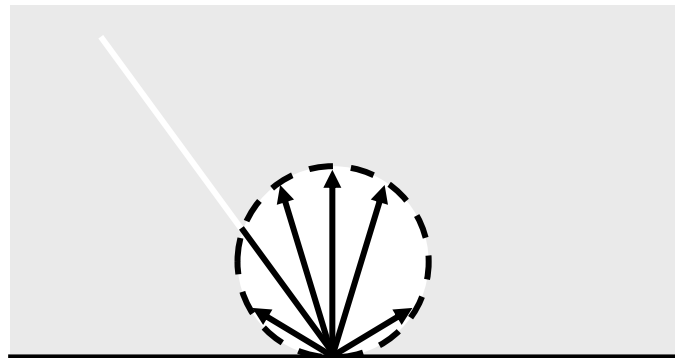


Figure 24 : Réflexion diffuse, diagramme Lambertien

Cette configuration incluant des réflexions peut induire un phénomène d'interférences entre-symboles (IES) résultant de la dispersion temporelle liée aux multi-trajets. Toutefois, dans le cas de l'application de monitoring comme pour les applications de télésurveillance en général, les débits de données sont relativement faibles, inférieurs à 10Mb/s (Movassaghi, 2014). Pour de tels débits, il a été montré que l'impact de l'IES peut être négligé (Kahn 1997).

3.2.3. Caractéristiques des composants

a) Emetteur

Un émetteur optique est une diode qui convertit le signal électrique en une puissance optique. Les deux principaux types de diode utilisés sont les LED ou les diodes laser (DL). Pour des raisons de coût, les LED sont les plus couramment utilisées. L'inconvénient est qu'elles ont une faible efficacité en termes de conversion électrique/optique. A l'opposé, les DLs ont une efficacité de conversion électrique/optique élevée mais leur coût est plus conséquent.

Le flux lumineux issu de la LED est caractérisé par la répartition spatiale de la puissance émise à partir du diagramme de rayonnement. Le modèle le plus classique pour décrire le rayonnement des sources est le modèle circulaire Lambertien. L'intensité rayonnée I_0 est donnée par :

$$I_0(W/sr) = P_e \frac{m+1}{2\pi} \cos^m(\theta) \quad (2)$$

m est un nombre qui caractérise la directivité de la source. Les fabricants précisent souvent l'angle pour lequel l'intensité a été réduite de moitié, c'est ce qu'on appelle l'angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$ qui s'exprime en fonction de m :

$$m = -\frac{\ln 2}{\ln(\cos(\frac{\varphi_{1/2}}{2}))} \quad (3)$$

De plus, les considérations pour la sécurité oculaire imposent des limitations sur la puissance optique émise P_e par l'émetteur ce qui limitera la couverture du système. En effet, entre 780 et 950nm les rayonnements infrarouges peuvent passer à travers la cornée de l'œil humain et ainsi causer des dommages thermiques sur la rétine. En revanche, pour des longueurs d'onde supérieures à 1400nm la cornée devient opaque au rayonnement.

Différents organismes internationaux définissent des standards dans ce domaine (European Standard IEC, 2007) qui conduisent à la classification des sources entre 1 et 4, la classe 1 étant plus appropriée dans le cas des communications optiques sans fils car elle permet de garantir la sécurité dans toutes les conditions .

Pour déterminer un niveau de sécurité, deux paramètres sont à considérer : l' « *Accessible Emission Limit* » (AEL) qui définit la puissance maximum que peut émettre une source dans une classe donnée et le « *Maximum Permissible Exposure* » (MPE) qui est le niveau de rayonnement maximum auquel des personnes peuvent être exposées sans subir de dommages. Les paramètres AEL et MPE sont liés par le temps d'exposition, la longueur d'onde et la taille de la source.

Sur la Figure 25, on a reporté un exemple de niveau MPE. De façon évidente, plus le temps d'exposition est long et plus le niveau maximal MPE diminue. On remarque également que le niveau MPE est plus élevé lorsque la longueur d'onde augmente.

Example of MPE Values (W/m²) of the Eye (Cornea) at 850nm and 1550 nm Wavelengths

Exposure duration(s)	1	2	4	10	100	1000	10000
MPE (W/m ²) at 850 nm	36	30	25	20	11	6,5	3,6
MPE (W/m ²) at 1550 nm	5600	3300	1900	1000	1000	1000	1000

Source : Adapted from O. Bouchet et al. *Free-space Optics : Propagation and Communication*, London:ISTE Ltd, 2006.

Figure 25 : exemple de niveau MPE

D'autre part, la puissance moyenne émise dépend de l'intensité rayonnée et du diamètre de la source D. La Figure 26 représente l'intensité rayonnée permise pour des sources de classe 1 et pour des diamètres de sources D différents, en fonction de la longueur d'onde. D=0 correspond à une source ponctuelle. On voit que plus D est grand et plus l'intensité rayonnée permise augmente.

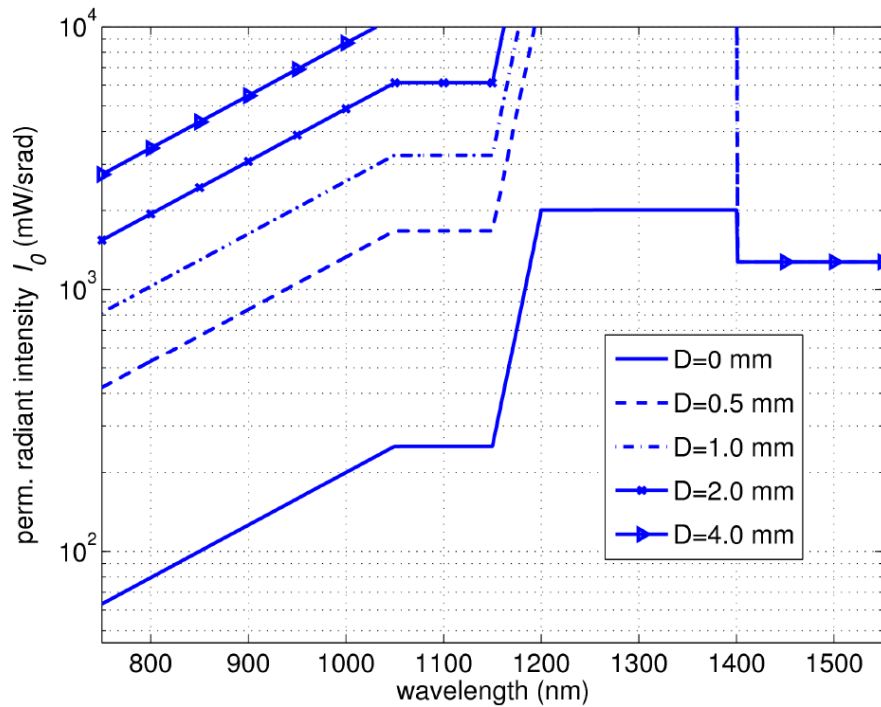


Figure 26 : Intensité rayonnée pour des sources de diamètre D en classe 1 (Bouchet, 2008)

A partir de la courbe de la Figure 26, on voit par exemple qu'une source ponctuelle à 940 nm en classe 1 correspond à $I_{0max} = 160 \text{ mW/Sr}$. Si la diode a une directivité caractérisée par $\varphi_{1/2} = 10^\circ$, on obtient en utilisant (2) et (3) $P_{eMax} \cong 22 \text{ mW}$

b) Récepteur

Dans un système à détection directe, le rôle du récepteur est de fournir un signal proportionnel à la puissance optique reçue par unité de surface (W/m^2). Le récepteur est caractérisé par la surface physique de détection A et le champ de vision appelé « *Field Of View* » (FOV) (voir Figure 27). De manière générale, le détecteur peut être modélisé comme une surface active A qui collecte les rayons incidents ayant un angle ψ plus petit que le FOV.

Dans le cas où le récepteur n'est pas directement pointé vers la source, il est intéressant d'augmenter la surface de réception pour collecter le maximum de puissance. Le problème est qu'on risque également de collecter des flux lumineux ambiants parasites. On utilise alors généralement des dispositifs de réception intégrant des éléments tels que des concentrateurs (Kahn 1997) associés souvent à des filtres pour diminuer le bruit ambiant.

La puissance optique reçue dépend alors de la surface effective A_{eff} telle que :

$$A_{eff}(\psi) = \begin{cases} A \cos(\psi) \cdot T(\psi) \cdot g(\psi) & 0 \leq \psi \leq FOV \\ 0 & \psi \geq FOV \end{cases} \quad (4)$$

Avec $T(\psi)$ fonction de transfert du filtre et $g(\psi)$ gain du concentrateur d'indice de réfraction n .

$$g(\psi) = \begin{cases} \frac{n^2}{\sin^2(FOV)} & 0 \leq \psi \leq FOV \\ 0 & \psi \geq FOV \end{cases} \quad (5)$$

Pour un filtre idéal, les équations (4) et (5) impliquent :

$$A_{eff}(\psi) \cdot \sin^2(FOV) \leq n^2 \cdot A \quad (6)$$

Cette inégalité montre qu'il existe un compromis entre l'utilisation d'un concentrateur qui augmente la surface effective et la valeur du FOV liée à la couverture.

L'élément central du récepteur appelé photo-détecteur est donc un dispositif à semi-conducteurs qui effectue l'opération inverse de la diode en émission : il convertit l'intensité optique incidente en un courant électrique avec une sensibilité de conversion R (A/W).

Les photo-détecteurs sont essentiellement des diodes polarisées en inverse dénommées photodiodes, les plus classiques étant les photodiodes PIN (« *Positive Intrinsic Negative* ») ou APD (« *Avalanche photodiode detectors* »). Les photodiodes PIN permettent de limiter le bruit par rapport aux diodes APD, au prix d'une efficacité réduite.

Une autre caractéristique importante des photodiodes est la puissance reçue minimale pour une détection correcte. C'est un paramètre lié à R et au courant d'obscurité de la photodiode qui est important dans le cas de communications utilisant des liens par réflexions dans l'environnement, nécessairement atténués.

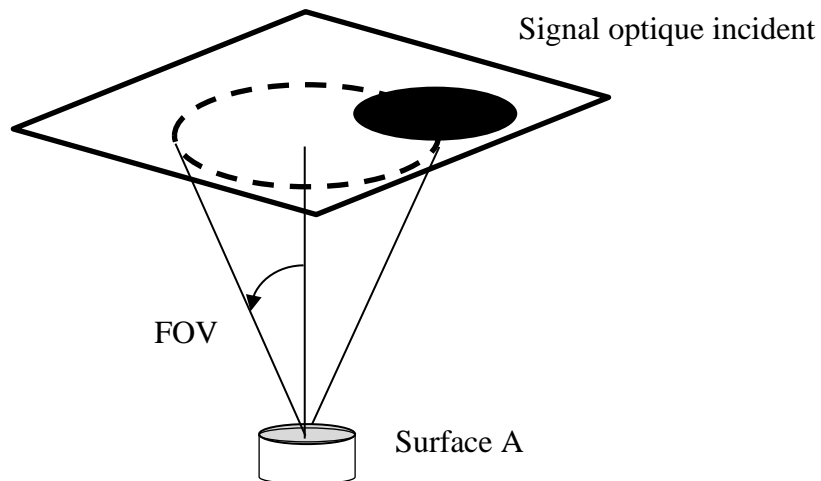


Figure 27 : Champ de vision du récepteur

3.2.4. Bruit

On peut classer le bruit en 2 catégories principales pour les systèmes de communications optiques indoor : le bruit ambiant et le bruit thermique.

Dans le domaine qui nous intéresse entre 780 et 950nm, le bruit ambiant le plus pénalisant provient du rayonnement des sources de lumière naturelle (soleil).

Le bruit thermique lié aux circuits d'amplifications du récepteur est souvent négligé lorsque le débit est inférieur à 10Mb/s (Torkestani, 2012).

Finalement, le bruit ambiant produit un photo-courant additionnel continu I_B au niveau du récepteur qui contribue au bruit du système de manière prépondérante notamment par rapport au bruit thermique de l'électronique de réception (Kahn 1997). Ce bruit est appelé bruit de grenaille ou « *shot noise* » et a une densité spectrale de puissance N_0 telle que :

$$N_0 = 2 \cdot q \cdot I_B \quad (7)$$

Dans cette équation q représente la charge élémentaire de l'électron.

Une valeur typique de I_B est d'environ 200 μA ; elle a été caractérisée dans la littérature (Gfeller, 1979) afin de déterminer une valeur utilisable pour la modélisation des performances en indoor. A noter qu'elle dépend des caractéristiques du photo-détecteur (taille et sensibilité) et suivant les conditions peut varier entre 40 et 5100 μA (Moreira, 1995). De

manière classique, la valeur de I_B peut être considérablement réduite par l'utilisation de filtres optiques.

3.2.5. Modélisation

On résume généralement le modèle équivalent en bande de base d'un lien optique par une relation de filtrage linéaire incluant un bruit additif $n(t)$ considéré blanc, gaussien de variance $N_0/2$:

$$y(t) = Rx(t) \otimes h(t) + n(t) \quad (8)$$

Le photo-courant reçu $y(t)$ est la convolution de la puissance optique transmise $x(t)$ avec la réponse impulsionnelle du canal $h(t)$ en tenant compte de R la sensibilité (A/W) du photo-détecteur. Le symbole " \otimes " désigne l'opération de convolution.

On peut noter que d'une part $x(t)$ représente une puissance et donc c'est une quantité positive et d'autre part que vu les contraintes de sécurité la valeur moyenne de $x(t)$ ne devra pas dépasser une valeur maximale de puissance P_{eMax} .

De plus, comme on l'a dit précédemment, pour l'application de télésurveillance les débits de communications sont généralement inférieurs à 10Mb/s et on peut donc négliger l'IES. Le canal sera caractérisé par un terme statique appelé gain :

$$H_0 = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) dt \quad (9)$$

3.2.6. Conclusion

Pour étudier les performances de la technologie optique sans fils pour la transmission des données de l'accéléromètre porté par le patient vers un point de collecte fixe dans l'environnement nous devons étudier la distribution du gain entre un émetteur mobile et un récepteur.

Pour une longueur d'onde choisie, le gain du canal H_0 dépend de la distance entre l'émetteur et le récepteur, de caractéristiques définies dans ce paragraphe à savoir l'angle à mi-puissance de la source $\varphi_{1/2}$, la surface du photo-détecteur A et le FOV, mais également des dimensions de la pièce et des propriétés de réflectivité des surfaces.

Nous présentons dans le paragraphe suivant l'étude de la distribution du gain et les performances théoriques en termes de couverture pour la modulation la plus simple et la plus couramment utilisée : la modulation « *On-Off Keying* » OOK.

3.3. Performance théorique de la transmission optique pour le monitoring

3.3.1. Description du scénario

Nous considérons un scénario de transmission optique depuis un émetteur porté par un patient pouvant se déplacer dans une pièce dont les dimensions sont reportées sur la Figure 28. Plusieurs hypothèses sont posées afin de simplifier la détermination du gain du canal :

- la pièce est supposée vide et on ne tient pas compte du corps du patient,
- le récepteur est fixe positionné au plafond en $X_1=4,3$ m, $Y_1=5$ m et $Z_1=3$ m. Sa normale est orientée perpendiculairement au plafond, pointant vers le sol,
- l'émetteur est caractérisé par ses coordonnées (X,Y,Z) . Pour simplifier on suppose que Z est fixe égal à 1,5m , ce qui correspond à un dispositif porté au bras,
- l'orientation de l'émetteur est fixe, sa normale étant supposée perpendiculaire au plan (X,Y) ,

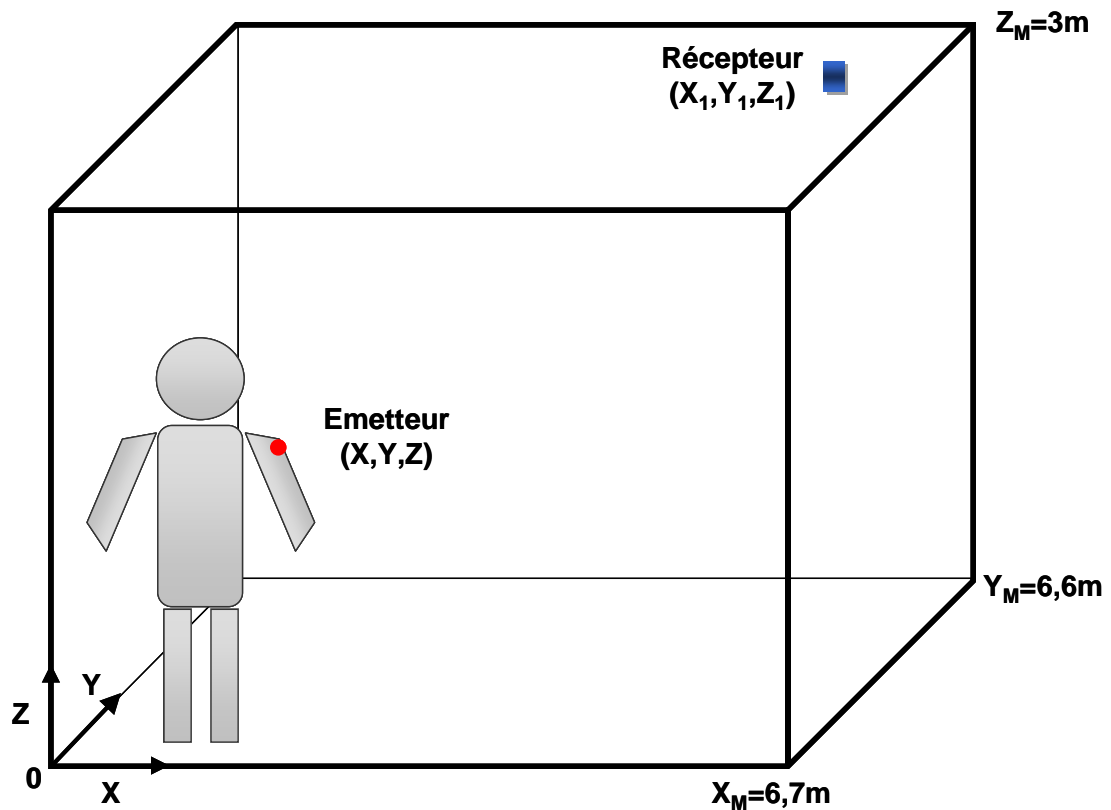


Figure 28 : Scénario de transmission

Vu les orientations de l'émetteur et du récepteur, il n'y a pas de transmission LOS strictement, la configuration de transmission optique est en visibilité non-directe. La puissance reçue proviendra des contributions des trajets en « *non-directed LOS* » et diffus après réflexions sur les surfaces de l'environnement.

Pour garantir la simplicité de réalisation, on considère une modulation OOK illustrée sur la Figure 29 dans le cas d'une transmission équiprobable de symboles x tels que $x \in \{0; 2P_t\}$. T représente la durée du symbole et P_t est la puissance moyenne transmise.

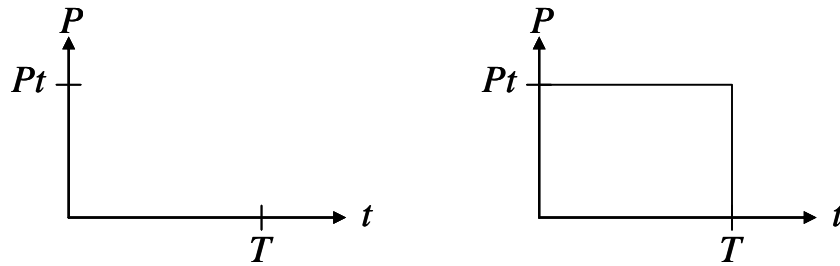


Figure 29 : Symboles '0' et '1' émis en modulation OOK

Pour cette modulation, le rapport signal sur bruit ou SNR (« *Signal To Noise Ratio* ») s'écrit :

$$SNR = \frac{R^2 P_r^2}{R_b N_0} = \frac{2R^2 H_0^2 P_t^2}{R_b N_0} \quad (10)$$

Avec R la sensibilité du photo-détecteur (A/W) R_b , le débit binaire et N_0 la densité spectrale du bruit.

P_r représente la valeur moyenne de la puissance reçue.

H_0 est le gain statique du canal.

Nous détaillons dans la partie suivante comment déterminer H_0 pour le scénario étudié.

3.3.2. Canal

La réponse impulsionnelle du canal de transmission est obtenue en utilisant un code de calcul de lancé de rayons associé à une méthode de Monte Carlo développé à XLIM dans l'équipe Syscom du département SIC en collaboration avec l'équipe ESTE pour la partie optique (Behloui, 2014). Le simulateur permet de tenir compte des positions et des caractéristiques des transmetteurs ($\varphi_{1/2}$, FOV, A) et de modéliser l'environnement et ses propriétés réfléchives par le paramètre ρ traduisant le coefficient de réflexion d'une surface variant typiquement de 0,1 à 0,8 selon les matériaux (Gfeller, 1979).

Plusieurs études ont montré que cette technique était efficace en tenant compte d'un nombre de réflexions des rayons optiques autour de 3. C'est ce que nous avons considéré dans le calcul.

Pour prendre en compte la mobilité du patient, une distribution uniforme de valeurs des coordonnées (X,Y) de l'émetteur sera considérée : $X \in [0; 6,7 \text{ m}]$ et $Y \in [0; 6,6 \text{ m}]$ et différentes simulations seront effectuées pour chaque position.

Cette approche permet d'obtenir la distribution statistique du gain du canal H_0 .

La Figure 30 présente un exemple de distribution pour un environnement dont les dimensions sont reportés sur la Figure 28 et où toutes les surfaces ont le même coefficient $\rho=0.8$. De plus, nous avons considéré plusieurs cas reportés sur le Tableau 3 pour les caractéristiques des transmetteurs.

		Cas A	Cas B	Cas C
Émetteur	$\Phi_{1/2}$	60	60	10
	m	1	1	45
Récepteur	FOV°	70	45	45
	A	1 cm ²	1 cm ²	1 cm ²

Tableau 3 : Caractéristiques des transmetteurs correspondant à la Figure 30

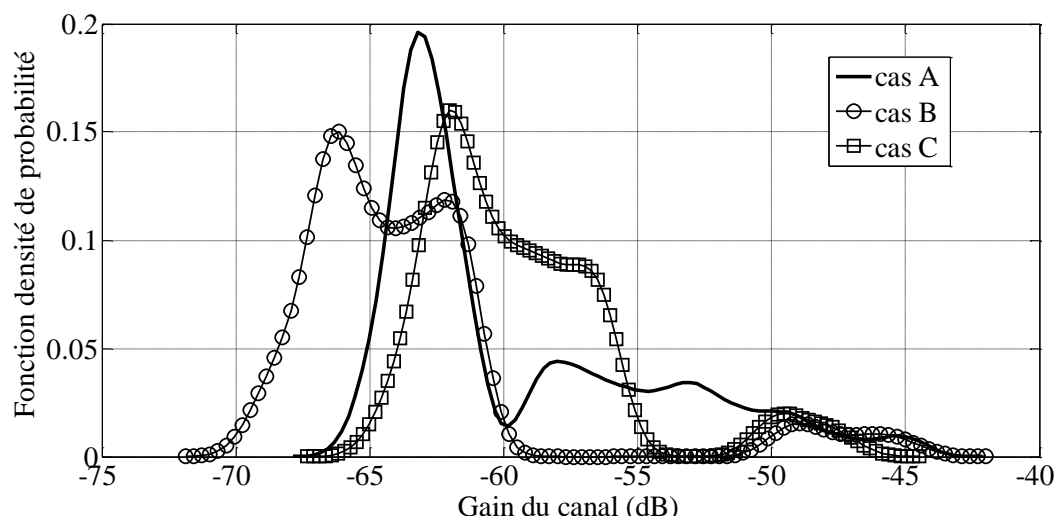


Figure 30 : Densité de probabilité du gain du canal en fonction des caractéristiques des transmetteurs pour $\rho=0,8$

Tout d'abord on peut constater pour toutes les configurations, qu'il y a peu de cas où le gain atteint sa valeur maximale qui correspondrait au trajet direct ou lien LOS entre

l'émetteur et le récepteur. Dans la majorité des cas, les liens ne sont pas en direct mais sont établis par réflexions.

En comparant les cas A et B on peut remarquer que pour le cas A où le FOV du récepteur est le plus large, la valeur moyenne du gain est plus élevée que dans le cas B ce qui de manière évidente vérifie que le récepteur avec un plus grand FOV collecte plus de puissance.

Par ailleurs, pour un FOV donné de 45° dans les cas B et C, on peut noter qu'il est préférable d'utiliser une source avec une grande directivité. En effet, comme l'intensité rayonnée est d'autant plus grande que m est grand d'après (2), les rayons optiques sont moins atténués lors des réflexions sur les surfaces lorsqu'ils sont issus d'une source très directive. Ainsi, on peut constater sur la Figure 30 que pour le cas C où l'angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$ de la source est de 10° , la valeur moyenne de la distribution du gain est de $-59,4$ dB très supérieure à celle du cas B ($\varphi_{1/2} = 60^\circ$) qui est de l'ordre de $-63,5$ dB.

Pour compléter cette étude on s'intéresse à l'impact de la valeur de la réflectivité des surfaces. Sur la Figure 31 nous comparons les résultats du cas C pour $\rho=0,8$ avec ceux obtenus en considérant des surfaces moins réfléchissantes : $\rho=0,2$

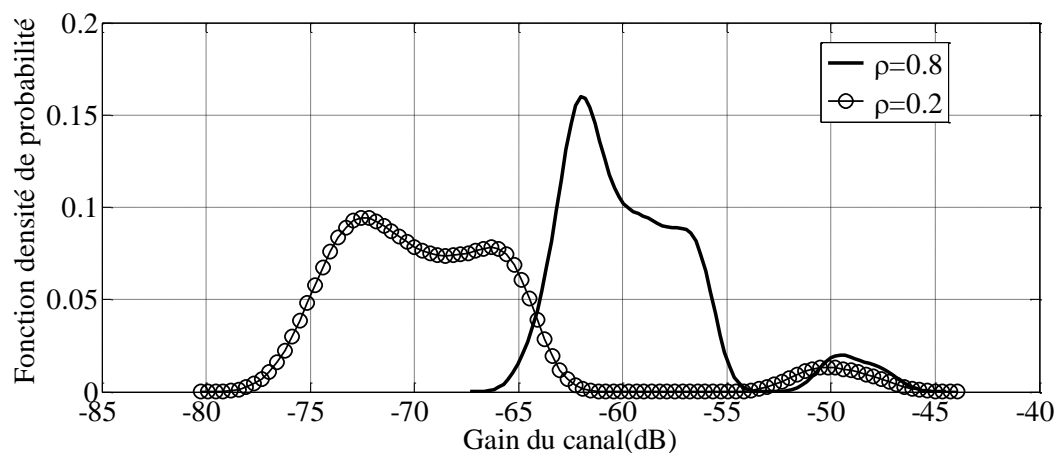


Figure 31 : Densité de probabilité du gain du canal en fonction de ρ pour le cas C

On remarque que la distribution du gain se décale vers les valeurs plus faibles lorsque la valeur de ρ diminue. En effet, on peut noter que la valeur moyenne du gain se dégrade et

est égale à -68,7dB au lieu de -59,4dB, ce qui montre l'importance des caractéristiques des surfaces de l'environnement.

Cependant, lorsqu'on étudie l'impact de la mobilité sur les performances, on va s'intéresser à la probabilité d'obtenir une certaine qualité de transmission plutôt que de déterminer une valeur moyenne. En effet, la mobilité étant liée au déplacement du patient on peut considérer que le canal optique est non-stationnaire à variations lentes par rapport à la durée du symbole émis (Barbot 2013). Un tel lien est caractérisé par un critère de probabilité de coupure et non pas une estimation moyenne des erreurs.

A partir des résultats de la Figure 31, si on détermine par exemple la probabilité d'avoir un gain plus grand que la valeur moyenne, on obtient pour les deux cas $\rho=0,2$ et $0,8$, une valeur identique de 42%.

On peut donc utiliser une valeur arbitraire $\rho=0,8$ pour l'analyse des performances en termes de probabilité de coupure. Notons que cette valeur est proche de celle caractérisant classiquement les propriétés réfléchives dans le domaine infrarouge de murs et plafond en plâtre ($\rho=0,73$) (Barry, 1993).

De plus, nous considérons dans la suite le cas C pour les caractéristiques des transmetteurs.

3.3.3. Performances

La qualité de la transmission est liée au SNR qui dépend de la puissance reçue qui elle-même dépend du gain du canal d'après (10).

En considérant la mobilité du patient donc de l'émetteur, le gain du canal varie et donc le SNR reçu également. On détermine alors les performances en calculant la probabilité (dite de coupure) p que le SNR reçu soit plus petit qu'une certaine valeur seuil SNR_0 qui correspond à une certaine qualité de service (Torkestani, 2011) :

$$p = \text{prob}(SNR < SNR_0) \quad (11)$$

D'après cette définition, on voit que pour une valeur donnée de SNR_0 , plus p est faible meilleure est la qualité du lien. Cette probabilité est appelée probabilité de coupure car elle correspond au pourcentage de cas où la transmission n'est pas assurée.

A partir de la distribution du gain du canal pour $\rho=0,8$ sur la Figure 31 et de l'équation (10), nous avons déterminé la distribution du SNR pour la modulation OOK et calculé ensuite les valeurs de p selon (11) pour des valeurs de SNR_0 variant entre -5 et 45 dB.

Les résultats sont reportés en fonction de SNR_0 sur la Figure 32 pour différentes valeurs de puissance moyenne P_t (20mW et 50mW) et de débit R_b (10 Kbit/s et 100 Kbit/s). De plus, dans tout ce qui suit nous avons supposé une valeur typique de bruit caractérisée par un courant de 200 μ A ce qui correspond à : $N_0 = 6,4 \times 10^{-23} W/Hz$.

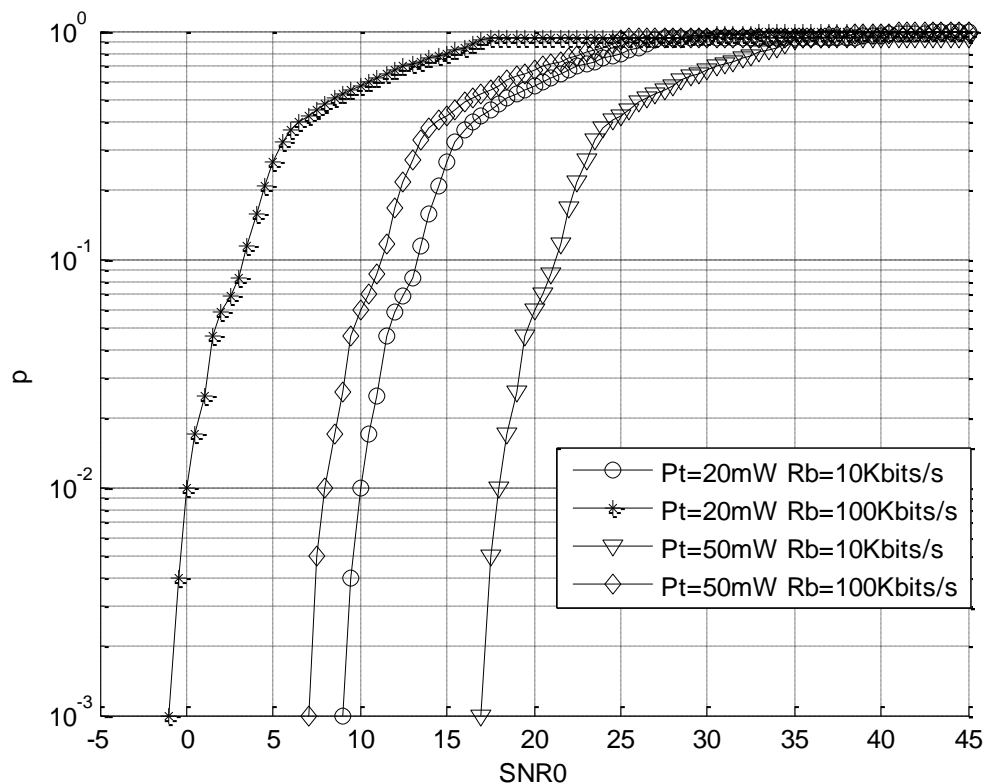


Figure 32 : Probabilité de coupure pour la modulation OOK, scénario cas C , $\rho=0,8$

On constate pour une puissance donnée que les performances se dégradent lorsque le débit augmente. A l'inverse, pour un débit donné, les performances s'améliorent si on augmente la puissance.

Notons, qu'en modulation OOK sur canal additif blanc gaussien (AWGN) on a la relation :

$$TEB_0 = \frac{1}{2} \operatorname{erfc} \left(\sqrt{\frac{SNR_0}{2}} \right) \quad (12)$$

Dans le cas des réseaux BAN pour les applications médicales telles que le monitoring de données physiologiques, on peut extraire des standards et de la littérature (Cavallari 2014) (Movassaghi 2014), différentes recommandations sur les valeurs de TEB illustrées sur le Tableau 4.

Application	Débit	TEB
électrocardiogramme	≈100kbit/s	<10 ⁻¹⁰
Saturation en oxygène de l'hémoglobine	<10kbit/s	<10 ⁻¹⁰
Température	<10bit/s	<10 ⁻¹⁰
Stimulation du cerveau dans le cas des maladies de Parkinson par exemple	1Mbit/s	<10 ⁻³
Activité physique	<10kbit/s	<10 ⁻¹⁰

Tableau 4 : exemple de caractéristiques techniques de réseau BAN médical

Dans le cas de l'application visée, on voit que le débit est plutôt faible et la qualité de service élevée car elle correspond à une valeur théorique de SNR_0 égale à environ 16dB pour une modulation OOK sur canal Gaussien.

Si on détermine la valeur de la puissance minimale requise pour obtenir une certaine valeur de p pour $SNR_0 = 16\text{dB}$, on obtient les résultats reportés sur la Figure 33 pour $R_b = 5$ et 10 kbit/s:

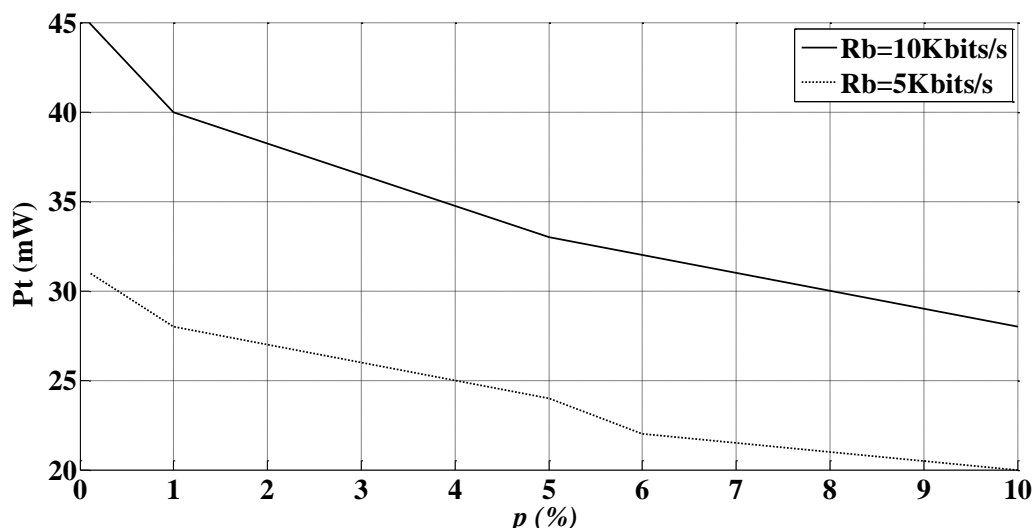


Figure 33 : Puissance moyenne P_t minimale pour satisfaire une probabilité de coupure telle que $SNR_0=16$ dB, scénario cas C , $\rho=0,8$

On peut voir par exemple qu'il faut une puissance moyenne de 40mW pour que le lien optique sans fils à 10 kbit/s soit établi avec un TEB_0 de 10^{-10} et une probabilité de coupure du lien de 1%. La valeur de la puissance diminue considérablement (environ 28mW) si le débit est de 5 kbit/s.

A l'inverse, avec une puissance de 22 mW qui est la puissance maximale autorisée en classe 1 pour une source ponctuelle de directivité 10° dans la gamme infrarouge (voir 3.2.3) on a une probabilité de coupure sur la Figure 33 d'environ 6% soit 94 liens sur 100 à 5kbit/s qui seront assurés avec un TEB_0 de 10^{-10} .

Pour améliorer cette performance et diminuer p , on peut utiliser un des mécanismes les plus simples et les plus connus : la diversité spatiale.

3.3.4. Amélioration des performances par diversité

3.3.4.1. Description de la diversité

Le principe de la diversité est lié à la duplication du signal afin d'augmenter la probabilité d'avoir moins d'erreurs au niveau du récepteur. Elle peut être mise en œuvre selon différentes stratégies :

- la diversité fréquentielle ; le message est transmis simultanément sur plusieurs bandes de fréquence,
- la diversité temporelle ; le message est transmis sur plusieurs intervalles de temps,
- la diversité spatiale ; le message est transmis en utilisant plusieurs antennes à la transmission et/ou à la réception.

Dans la plupart des systèmes sans fils, la diversité antennaire est pratique, efficace et très utilisée comme technique de diversité. C'est ce qu'on appelle les systèmes MIMO (« *Multiple Input Multiple Output* »). C'est un mécanisme introduit initialement pour lutter contre les évanouissements du canal radio-mobile au niveau des stations de base mais également pour les terminaux. L'objectif est d'améliorer la qualité du lien radio lorsqu'on transmet ou reçoit l'information plusieurs fois mais également d'augmenter le débit dans le cas où on transmet des données différentes simultanément par exemple (Zheng 2003).

Dans tous les cas, cette technique est basée sur le fait que le récepteur doit disposer de plusieurs versions du signal transmis, reçues sur des canaux indépendants. Pour réaliser une diversité efficace, il faut donc la bonne combinaison d'antennes (MIMO, SIMO : « *Single Input Multiple Output* » MISO : « *Multiple Input Single Output* ») représentées sur la Figure 34 et la bonne technique de combinaison des signaux en réception.

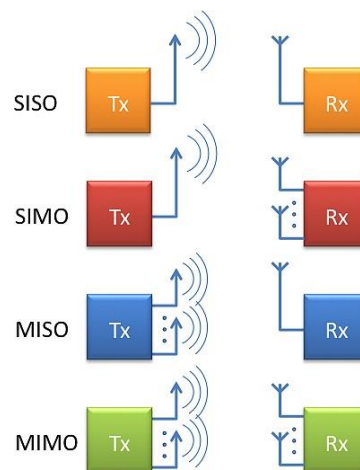


Figure 34 : Systèmes MIMO (Ghassemlooy 2012)

En optique sans fils, la technique MIMO a été appliquée notamment pour combattre comme en RF, les effets d'évanouissement liés à la scintillation atmosphérique dans les

transmissions en espace libre (FSO). Dans le cas des canaux optiques indoor, il n'y a pas d'évanouissements et le MIMO a été appliqué pour améliorer la fiabilité et les débits de transmission (O'Brien 2009) (Arnon 2012), en particulier en utilisant de la diversité angulaire en émission ou en réception.

Dans notre cas, pour diminuer la probabilité de coupure, la configuration la plus simple et reconnue comme étant efficace est le SIMO. Elle implique de disposer plusieurs récepteurs dans l'environnement ce qui est simple dans le contexte car ils seront fixes au plafond, et d'un émetteur ce qui limite l'encombrement du système embarqué porté par le patient.

Nous étudierons cette configuration en considérant jusqu'à 4 récepteurs identiques et indépendants par souci de simplicité, disposés au plafond de la pièce décrite sur la Figure 28.

De plus, il existe différents types de combinaisons basées sur la sélection ou la sommation (EGC : « *Equal Gain Combining* » et MRC : « *Maximal Ratio Combining* »).

La technique la plus simple est la sélection que nous mettrons en œuvre en choisissant le signal avec le meilleur rapport signal sur bruit (SNR).

3.3.4.2. Résultats

Reprenons le scénario de la Figure 28 en considérant trois autres récepteurs positionnés au plafond et pointant vers le sol comme le premier récepteur considéré précédemment, qui sera appelé « Récepteur n°1 » de coordonnées $X_1=4,3$ m, $Y_1=5$ m et $Z_1=3$ m. Ils sont respectivement positionnés selon :

- Récepteur n°2 : en $X_2=4,3$ m, $Y_2=1,6$ m et $Z_2=3$ m.
- Récepteur n°3: en $X_3=2,4$ m, $Y_3=1,6$ m et $Z_3=3$ m.
- Récepteur n°4 : en $X_4=2,4$ m, $Y_4=5$ m et $Z_4=3$ m.

Les positions choisies correspondent à une répartition symétrique en x et en y au plafond de la pièce.

De plus, les caractéristiques des transmetteurs sont définies comme dans le cas C (Tableau 3).

Différents scénarios sont étudiés :

- Le premier scénario est celui avec un seul récepteur : récepteur n°1. Ce cas est le cas C déjà étudié précédemment.
- Le deuxième scénario considère 2 récepteurs actifs : les récepteurs n°1 et n°3 ou les récepteurs n°2 et n°4
- Le troisième scénario correspond à 3 récepteurs actifs : les récepteurs n°1, n°2 et n°3
- Dans le dernier scénario, les 4 récepteurs sont actifs.

En considérant que les récepteurs sont identiques et indépendants, on connaît la densité de probabilité du gain optique H_0 pour chaque récepteur : elle est la même que celle obtenue pour le récepteur 1 dans le cas C sur la Figure 30 .

On en déduit la densité de probabilité du SNR reçu au niveau de chaque récepteur en utilisant (10). Le SNR final sera obtenu en appliquant le critère de sélection de la plus grande valeur de SNR.

Les résultats sont reportés sur la figure 16 en fonction du scénario pour une puissance P_t de 22 mW et un débit $R_b = 5$ kbit/s. On a toujours : $N_0 = 6,4 \times 10^{-23} W/Hz$.

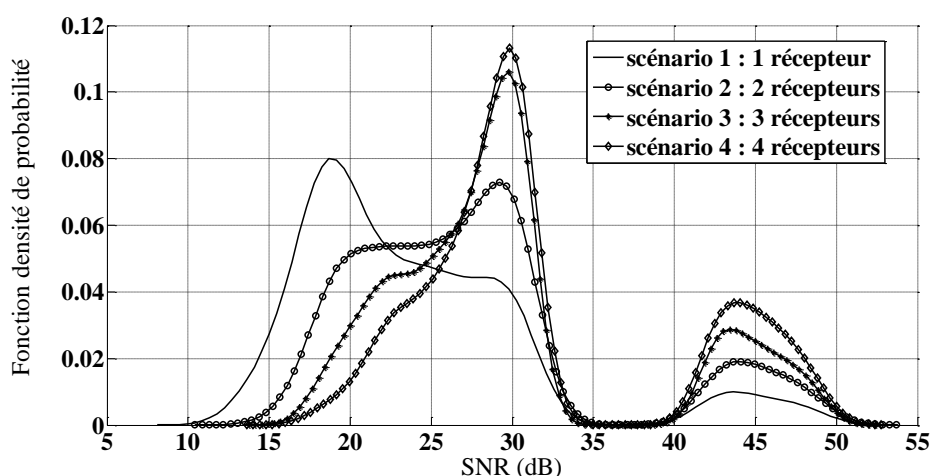


Figure 35 : Densité de probabilité du SNR reçu dans un système SIMO, cas C , $\rho=0,8$,
 $P_t = 22$ mW, $R_b = 5$ kbit/s

On remarque sur la Figure 35 que comme prévu les valeurs de SNR sont plus élevées lorsque plusieurs récepteurs sont utilisés. De plus, il semble que pour la pièce considérée, les résultats soient convergents à partir de 3 récepteurs.

A partir de ces distributions et afin de vérifier l'amélioration de la probabilité de coupure, nous avons reporté sur la Figure 36, l'évolution de p obtenue dans chaque scénario.

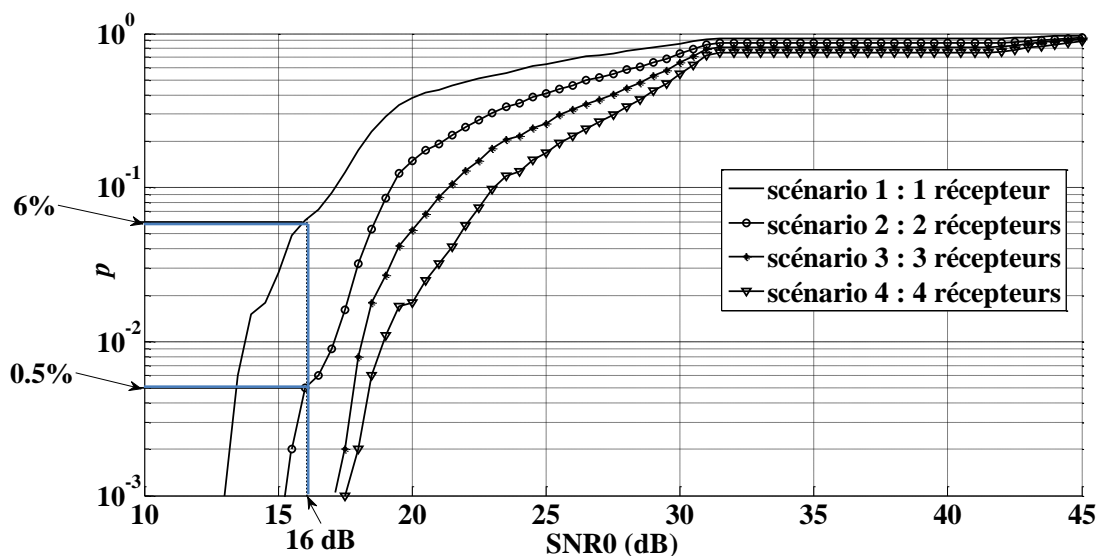


Figure 36 : Probabilité de coupure dans un système SIMO cas C , $\rho=0,8$,
 $P_t=22mW$, $R_b = 5$ kbit/s

On retrouve le résultat de la Figure 33 pour le scénario avec un récepteur à savoir $p=6\%$. Par contre on peut voir que cette valeur est divisée par 10 dans un scénario avec 2 récepteurs ($p=0,5\%$) et est inférieure à 0,1% à partir de 3 récepteurs, ce qui montre l'efficacité du système en termes de fiabilisation du lien.

A noter qu'on aurait pu choisir de diminuer la puissance pour une valeur de probabilité de coupure donnée si c'est ce critère qui est plus important.

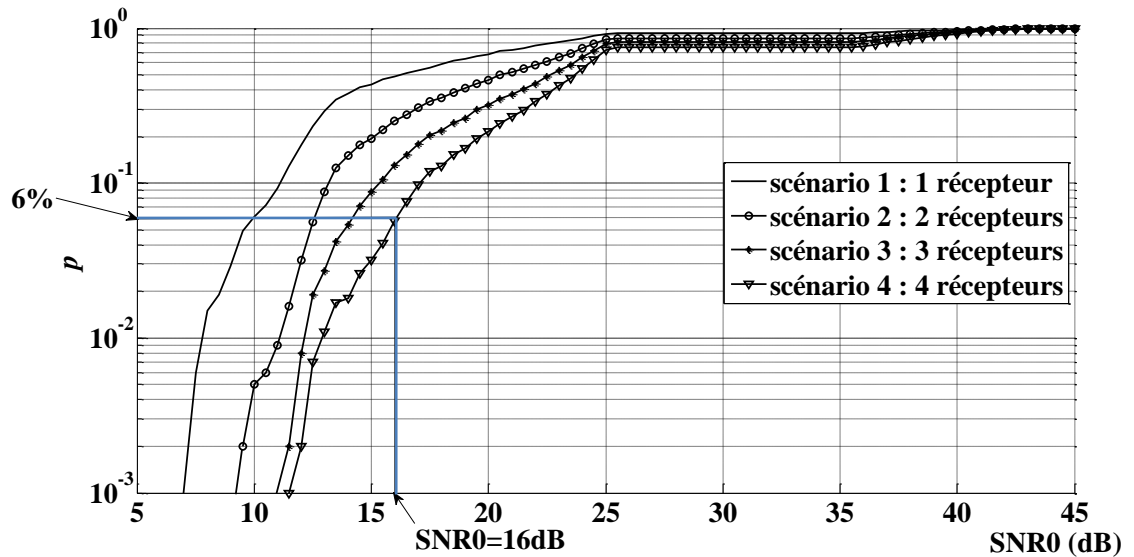


Figure 37 : Probabilité de coupure dans un système SIMO cas C , $\rho=0,8$,
 $P_t=11\text{mW}$, $R_b = 5 \text{ kbit/s}$

Par exemple sur la Figure 37 nous avons reporté les résultats en ayant divisé la puissance émise par 2 ($P_t=11\text{mW}$). On peut voir que dans ce cas, en utilisant 4 récepteurs on a la même probabilité de coupure de 6% qu’avec un récepteur et $P_t=22\text{mW}$.

3.4. Conclusion

Dans ce Chapitre, nous avons introduit les standards et technologies utilisées couramment pour des applications de monitoring de type BAN basés à l’heure actuelle sur les radiofréquences. Dans la mesure où ces technologies peuvent présenter des inconvénients (perturbation électromagnétique, sécurité) dans les milieux sensibles tels que l’hôpital, nous avons choisi d’utiliser une technologie alternative non radio basée sur l’optique sans fils.

La technologie optique sans fils a ensuite été abordée en considérant le contexte de la thèse. Les principales caractéristiques ont été définies pour un émetteur porté par un patient mobile dans l’environnement et un récepteur fixe au plafond. Dans cette configuration, le lien s’établit essentiellement par la collecte des rayons optiques issus de l’émetteur et réfléchis sur les surfaces de l’environnement.

Par application d’un code de lancé de rayons développé dans l’équipe, les performances théoriques ont été établies et analysées en utilisant le critère de la probabilité de

coupure pour discuter de la fiabilité du lien. Cette analyse a été effectuée pour un scénario théorique de transmission de données provenant d'accéléromètres c'est-à-dire à bas débit et avec une haute qualité de service en termes de taux d'erreur.

Finalement, nous avons également proposé une amélioration significative des performances par l'utilisation de la diversité spatiale en réception. Cette solution permet soit d'améliorer la fiabilité soit de réduire la puissance émise ce qui peut être important pour la durée de vie du système.

Le Chapitre suivant présente la conception du dispositif embarqué de suivi d'activité physique connecté par optique sans fils ainsi que le test des différents scénarios de transmission étudiés.

4. Conception du système d'évaluation de la DEAP

Ce Chapitre porte dans une première partie sur la description des différents modules constituant le système de suivi de la DEAP que nous voulons développer.

Le système global est composé de trois sous-systèmes :

- Un module embarqué sur le patient permettant soit de stocker les données de l'accéléromètre soit de les traiter pour les transmettre en optique sans fils vers un ou plusieurs récepteurs disposés dans l'environnement,
- Des récepteurs fixes au plafond, assurant la fiabilisation de la transmission infrarouge en fonction de la mobilité du patient. Chacun des récepteurs est relié par Ethernet à un serveur d'affichage distant.
- L'interface de traitement des données s'exécutant sur l'ordinateur distant afin d'afficher le suivi de la DEAP des patients.

Ensuite, nous vérifierons le bon fonctionnement des différents modules, en validant les données d'accélération puis en testant la qualité de la transmission par optique sans fils. Nous étudierons la fiabilité d'une telle communication en pratique en faisant varier notamment le nombre de récepteurs. Les résultats seront comparés à l'analyse théorique du Chapitre 3 précédent.

Comme expliqué à la fin du Chapitre 2, la dernière partie porte sur le pré-étalonnage du dispositif en déterminant les équations permettant d'obtenir la DEAP à partir des données de l'accéléromètre, grâce à un dispositif de référence analysant la consommation d'oxygène. Cette première estimation des METs sera également comparée à celle fournie par un dispositif commercial, le Sensewear.

4.1. Architecture du système

4.1.1. Système embarqué

La conception d'un système embarqué nécessite plusieurs phases avant d'arriver à un produit complet et performant. La première, présentée dans cette thèse est une phase de maquettage permettant la mise au point de tous les modules ainsi que la mise au point des algorithmes de calculs. Pour réaliser cette phase il est souvent plus rapide d'utiliser des bases de développement existantes car elles permettent de nous affranchir d'une grande partie de conception « hardware » mais aussi « software » car elles disposent le plus souvent d'un

langage simplifié et rapide à prendre en main. De plus les forums d'utilisateurs offrent la possibilité de trouver des exemples de programmes pour des applications usuelles.

Dans notre cas, nous souhaitons tout d'abord faire l'acquisition des valeurs analogiques données par un accéléromètre 3 axes. Ces données devront être stockées pour un traitement ultérieur mais également transmises via une communication sans fils. La Figure 38 illustre l'architecture globale du système d'émission.

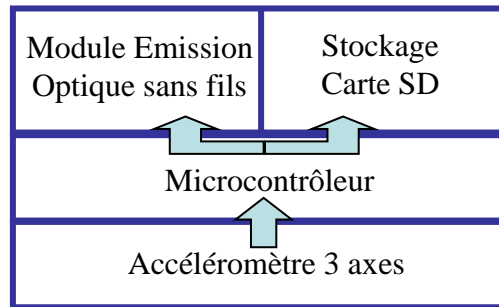


Figure 38 : Architecture globale du système

Pour la réalisation de ce système nous sommes partis sur la base d'une carte de développement ARDUINO. Les cartes de développement de type ARDUINO permettent de développer des petites applications embarquées. Il suffit de choisir le modèle de carte en fonction de l'application souhaitée. Dans notre cas, en s'appuyant sur l'architecture globale (Figure 38), il existe une carte qui permet de stocker des données sur une carte type SD, compatible avec tous les ordinateurs. Cette carte est ARDUINO « Ethernet » et le microcontrôleur est un Atmega328. Elle propose également l'utilisation d'une communication série avec des bornes TX et RX. Les caractéristiques de cette carte se trouvent en Annexe 4.

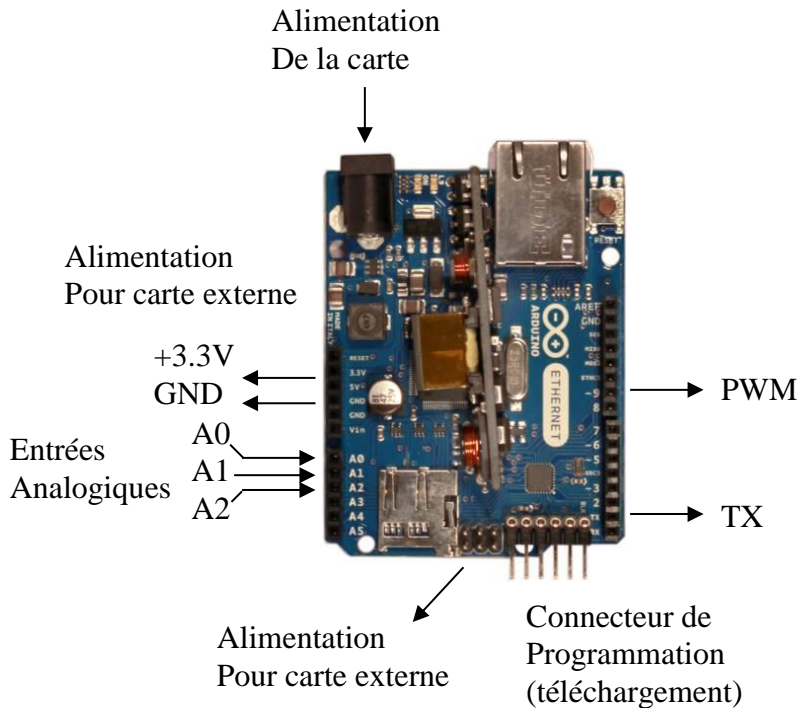


Figure 39 : Présentation carte ARDUINO ETHERNET et ses Entrées/Sortie Utilisées

Cette carte présentée sur la Figure 39 dispose surtout de 6 entrées analogiques 10 bits, ce qui est largement suffisant, aussi bien en nombre qu'en résolution. Nous connecterons directement au niveau des entrées analogiques une carte électronique que nous réaliserons et sur laquelle se trouvera l'accéléromètre. Nous connecterons une deuxième carte « communication » (également à réaliser) au niveau de la sortie « TX » (utilisée pour effectuer une communication série) et de la sortie « PWM » (utilisée pour générer une porteuse afin de moduler le signal issu de « TX »).

En effet, les récepteurs utilisés dans cette étude sont déjà déployés dans le système de télésurveillance au sein du laboratoire Habitat Handicap (L2H) au CHU de Limoges, dans le service de soins de suite post-AVC. On part donc sur les mêmes composants qui sont des modules de réception de marque VISHAY TSOP34338 (voir Annexe 7) présentant l'avantage d'avoir un seuil d'irradiance faible de l'ordre de $0,1\text{mW/m}^2$ dans la bande 850-1020nm.

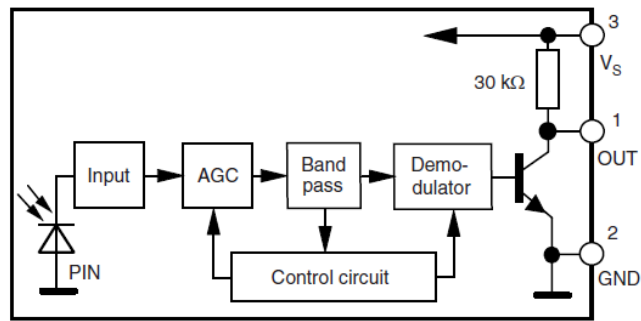


Figure 40 : Diagramme bloc du TSOP34338

Cependant, ces modules constitués notamment d'un photodétecteur et d'un circuit de préamplification (Figure 40) ont un mode de réception basé sur une détection de paquets d'impulsions à une fréquence imposée de 38kHz. Ce mode de fonctionnement impose des contraintes sur la partie émission du système embarqué ; il implique l'utilisation d'un signal d'horloge à cette même fréquence sur la sortie PWM.

Les plateformes de développement ont un gros avantage d'un point de vue logiciel, elles disposent d'une bibliothèque de fonctions déjà écrites, notamment les routines d'initialisation. Ceci permet de prendre en main rapidement la méthode de programmation des cartes et de se consacrer directement au contenu du programme, qui est lui-même très simple.

La Figure 41 présente l'organigramme du programme de la carte ARDUINO. C'est juste une boucle sans fin qui récupère les entrées analogiques sur 10 bits, transforme ces données en octets (MSB, LSB), puis constitue la chaîne de trame en ajoutant aux données d'autres éléments tels que le code du patient et les codes de vérification. La trame est détaillée ultérieurement dans la partie sur le protocole.

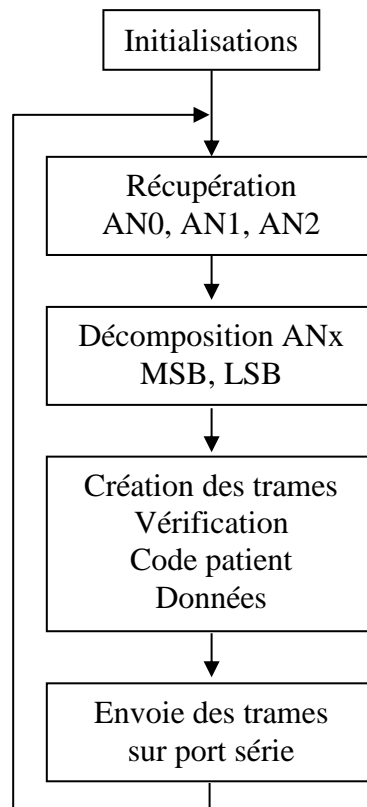


Figure 41 : Organigramme programme ARDUINO

4.1.2. Caractéristiques de la transmission

La transmission des données se fait via une communication optique sans fils. Afin de développer nos prototypes nous avons équipé une salle (6,6m x 6,7m x 3m) avec les mêmes récepteurs optiques que ceux installés au CHU de Limoges. Une vue schématique d'ensemble de cette salle est tracée Figure 42. R1 à R4 représentent les emplacements des modules de réception.

Les détecteurs (TSOP34338) ont un FOV de 45° et sont orientés vers le sol. La sortie de chaque photo-détecteur est reliée à l'entrée RX d'une carte ARDUINO Ethernet. Ces cartes sont également munies d'un module PoE (Power over Ethernet), qui permet l'alimentation du système par câble Ethernet, ce qui évite une alimentation externe. Chaque ensemble (récepteur + carte) possède donc une adresse IP et les données reçues sont transmises via le câble Ethernet jusqu'à un poste fixe, sur lequel est installé le programme gérant l'interface.

La diode infrarouge choisie pour émettre le signal (TSAL5100- Annexe 8) a une puissance optique maximale de 130 mW /sr à une longueur d'onde de 940nm. Elle a un angle

à mi-puissance de rayonnement $\Phi_{1/2} = 10^\circ$. La transmission entre émetteur et récepteur se fait soit par une ligne directe si l'émetteur se trouve dans le FOV du récepteur soit par des réflexions sur les différents éléments de la salle, comme on l'a vu dans le Chapitre 3.

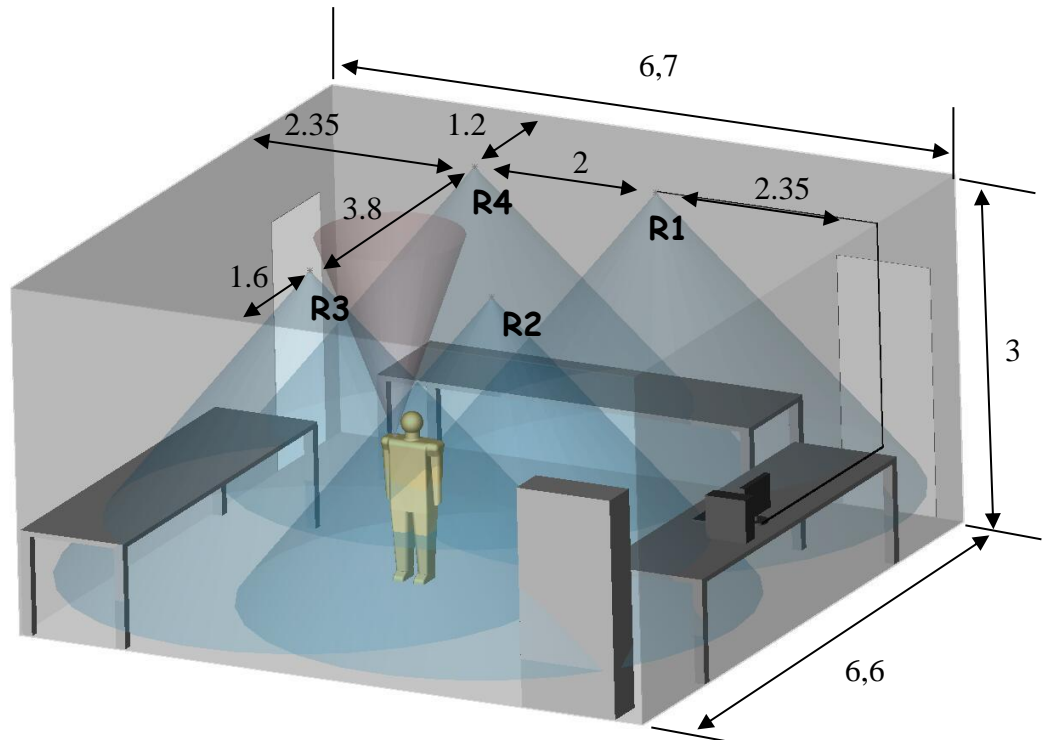


Figure 42 : Vue d'ensemble de la salle de test (Dimension en m)

On peut donc considérer un patient équipé du capteur communicant en optique sans fils dans le domaine Infrarouge à 940 nm et pouvant se déplacer dans la salle. Le boîtier avec le système d'émission est porté sur le bras du patient (Figure 43)

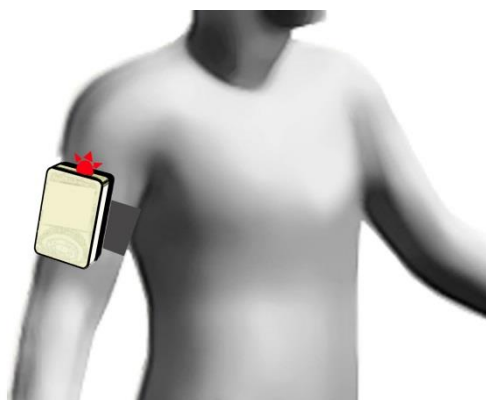


Figure 43 : Position du dispositif prototype d'émission sur le patient

Après avoir collecté les données de l'accéléromètre embarqué, l'ARDUINO en émission va les traiter pour effectuer la transmission en optique sans fils. Comme indiqué précédemment l'utilisation des récepteurs TSOP34338 impose de réaliser une modulation avec une porteuse à 38KHz. Ceci entraîne que les données, disponibles sur le port TX de transmission, sont modulées par le signal PWM, un signal carré de fréquence 38kHz sur la broche 10 de l'ARDUINO. Le principe de fonctionnement choisi est illustré sur la Figure 44 :

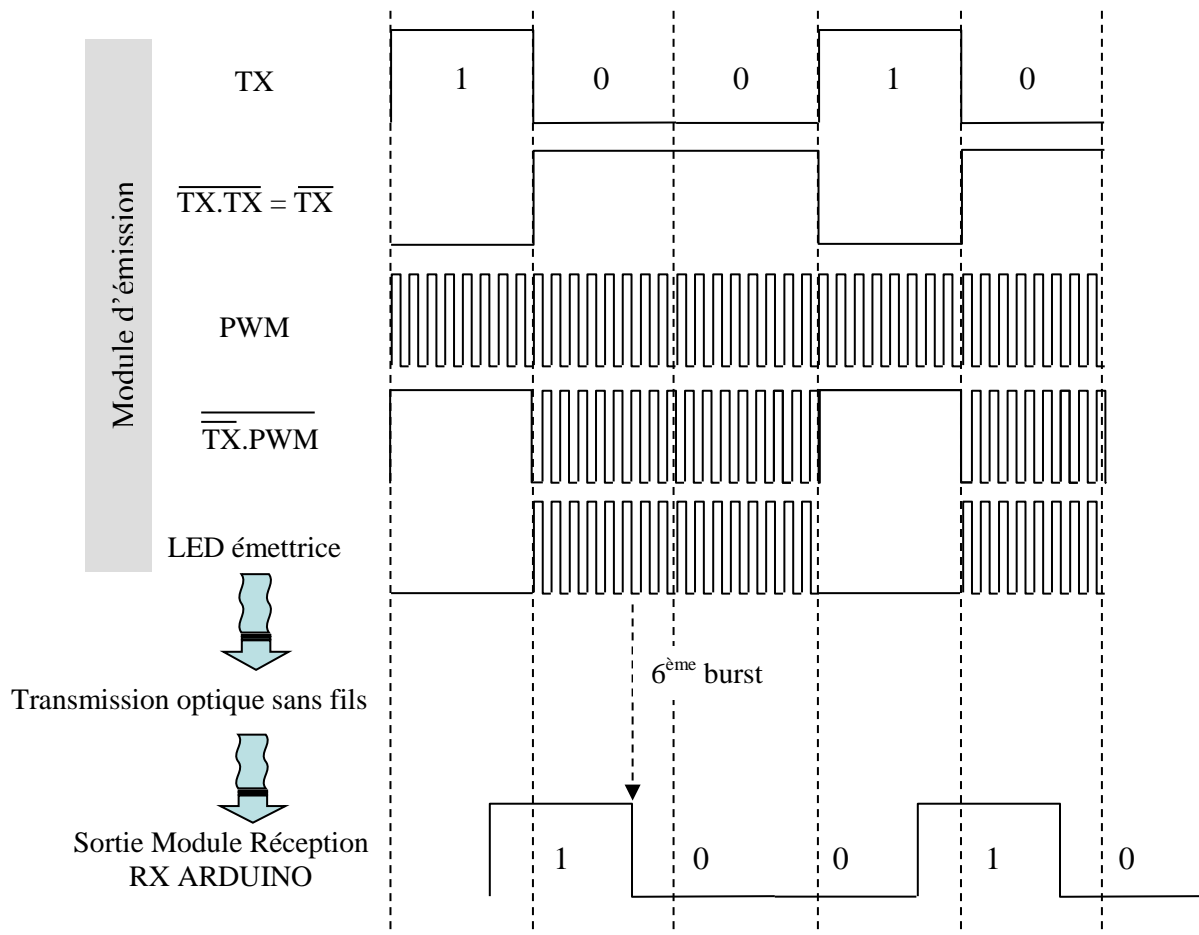


Figure 44 : Principe de fonctionnement : contraintes du récepteur

De part le fonctionnement des détecteurs TSOP34338, le signal en réception passe à l'état bas lorsque le module détecte 6 impulsions à 38KHz, le reste du temps il est à l'état haut. De plus, le module de réception est directement relié à l'entrée RX d'un ARDUINO Ethernet. Donc si on regarde la Figure 44, pour que l'information de la sortie TX (émission) se retrouve sur l'entrée RX (réception), la diode en émission doit être éteinte lorsqu'on veut transmettre un « 1 » et doit émettre un train d'impulsion à 38KHz lorsque c'est un « 0 ». Pour

piloter la diode, on utilise un transistor MOS à effet de champ monté en inverseur et donc le signal qui arrive sur la grille du transistor ($\overline{\text{TX.PWM}}$) doit être l'opposé du signal émis.

Pour obtenir ce signal $\overline{\text{TX.PWM}}$ nous avons effectué une opération logique à partir de TX et PWM à l'aide de deux portes NAND.

De plus, puisque nous utilisons le port série, les données seront émises à 4,8 kbit/s sur la sortie TX. En effet pour avoir une réception de 6 cycles à 38 kHz le débit maximal ne peut être que de $38/6=6,33$ kbit/s. C'est pourquoi nous avons choisi le débit normalisé le plus proche qui est 4,8 kbit/s. Dans la suite nous présentons la constitution des trames de données.

4.1.3. Protocole de transmission

Le module de réception des données guette les « paquets » envoyés par la carte d'émission dont la trame est constituée suivant le schéma de la Figure 45 :

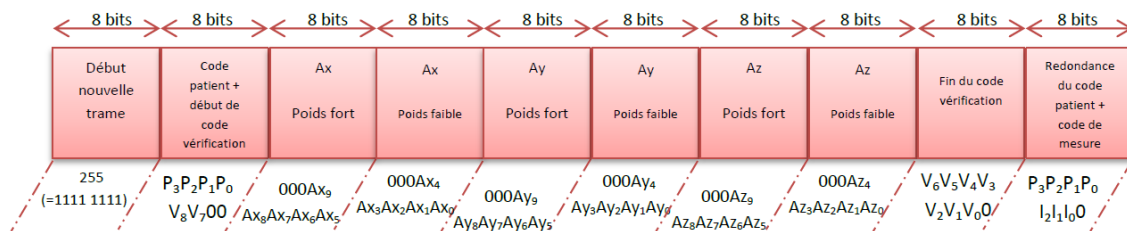


Figure 45 : Trame d'envoi des données

Une fonction principale va analyser les octets reçus : elle enregistre dans un buffer la valeur des octets qu'elle reçoit. Dès qu'elle reçoit un octet à 255 (c'est-à-dire 1111 1111), cela signifie le début d'un message envoyé et que les octets suivants contiennent les informations à analyser sur 9 octets dont 6 pour les données de l'accéléromètre. Finalement, la trame émise est constituée de 10 octets (80 bits) à 4,8 kbit/s ce qui correspond à un « temps de paquet » (T_p) d'environ 16,7 ms. Les trames seront envoyées toutes les $T=0,1s$. Donc le rapport T_p/T est d'environ 16,7%.

Nous allons détailler ici la constitution de la trame.

Le deuxième octet dans le buffer est constitué tout d'abord par 4 bits destinés à identifier le patient ($P_3P_2P_1P_0$ / « codePatient »). Les 2 bits suivants sont placés en tant que

bits de poids fort d'une variable « codeVerif » qui est le code de vérification de la trame. Cette variable est le résultat de l'addition des 5 bits de poids fort de chacune des trois accélérations. Elle est codée sur 9 bits ($V_8V_7V_6V_5V_4V_3V_2V_1V_0$) de façon à pouvoir représenter le résultat de l'addition. Le deuxième octet est donc constitué ainsi : $P_3P_2P_1P_0V_8V_700$.

Ensuite, viennent les octets de données. Les entrées analogiques du microcontrôleur ont une précision de 10 bits. Il faut donc séparer les données de chaque axe en deux octets, le premier octet contenant les 5 bits de poids fort et le deuxième les 5 bits de poids faible. Par exemple, pour les accélérations sur l'axe des « X » nous avons les deux octets : $000AX_9AX_8AX_7AX_6AX_5$ et $000AX_4AX_3AX_2AX_1AX_0$. Cette même séparation est effectuée pour les trois axes X, Y et Z.

Le 9^{ème} octet est constitué des 7 bits de poids faible de « codeVerif » complétés par un zéro : $V_6V_5V_4V_3V_2V_1V_00$.

Enfin le dernier octet reprend le « codePatient » et une variable « codeMesure » qui est une variable sur 3 bits incrémentée de 0 à 7 à chaque paquet. Cette variable nous servira dans l'analyse des données pour estimer le nombre de paquets perdus. Le dernier octet est donc constitué ainsi : $P_3P_2P_1P_0I_2I_1I_00$.

Les transmissions sans fils n'étant pas infaillibles, il se peut que des erreurs aient modifié le message pendant l'envoi. Celles-ci peuvent être causées par un obstacle ou par une amplitude du signal trop faible. Lors de la réception des données, la mesure sera considérée comme « non valide » si :

- La redondance de « codePatient » dans le 10^{ème} octet est différente de « codePatient » dans le 2^{ème} octet,
- $AX_{MSB} + AY_{MSB} + AZ_{MSB} \neq \text{« codeVerif »}$ avec :
 - $AX_{MSB} = AX_9AX_8AX_7AX_6AX_5$
 - $AY_{MSB} = AY_9AY_8AY_7AY_6AY_5$
 - $AZ_{MSB} = AZ_9AZ_8AZ_7AZ_6AZ_5$
- « codeMesure » > 7

Les données une fois réceptionnées et validées font l'objet d'un calcul pour déterminer la DEAP puis d'un affichage, soit sous forme de courbes, soit sous forme de tableau (Figure 46). Nous verrons également l'algorithme de traitement des erreurs dans le paragraphe consacré à la qualité de transmission.

4.1.4. Interface d'analyse

L'environnement de travail utilisé est Qt Creator. Il s'agit d'un IDE, c'est-à-dire un environnement de développement intégré, multiplateforme utilisant le langage informatique C++, langage orienté objet, ce qui va permettre de déployer le programme pour Windows, mais également pour Linux par exemple. La « cross compilation », ou compilation croisée possible sur cet environnement, consiste à compiler une application pour un environnement d'exécution différent de celui où est effectuée la compilation ; elle est particulièrement utilisée en informatique industrielle ou pour des applications embarquées. Qt Creator dispose également d'une partie « Design » qui permet, par un système de cliquer-déplacer, de créer des fenêtres dans lesquelles on place les modules (boutons, tableaux, graphiques, labels...) de notre choix, ce qui permet de ne pas avoir à le faire en lignes de code. C'est donc un outil utile lors de la création de fenêtres compliquées et regroupant de nombreux éléments. L'interface est donc dessinée à l'aide de l'outil Design de Qt et le tout est codé en C++.

Le programme est constitué de plusieurs modules : Affichage, Intervention utilisateur, Calculs, Transfert vers des fichiers, Réception des données.

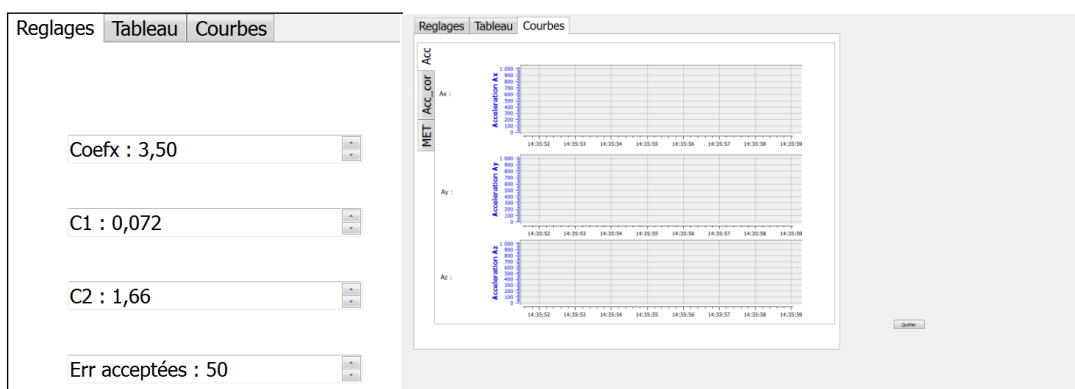


Figure 46 : Vue des différents onglets de l'interface

L'onglet réglage (Figure 47) dans un premier temps nous servira lors de la phase de développement des équations de régression afin de pouvoir ajuster en temps réel certains coefficients de calculs et approcher au mieux la valeur souhaitée de la DEAP. Nous allons pouvoir également vérifier l'influence de chacun de ces coefficients et ainsi déterminer lequel devra être modifié.

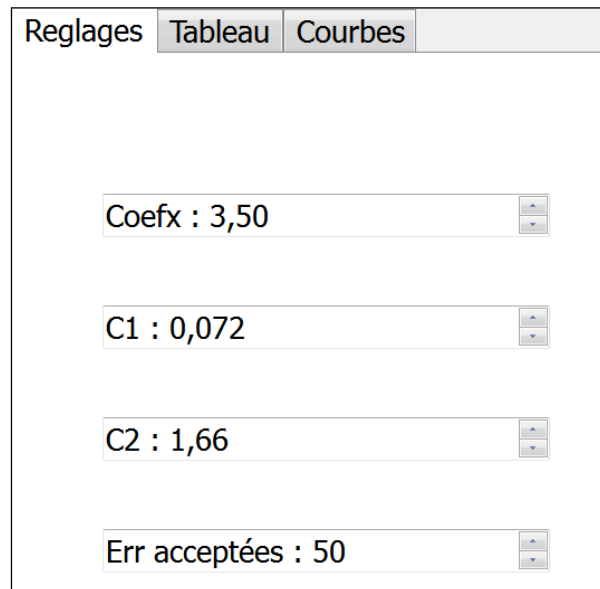


Figure 47 : Vue de l'onglet « réglages »

Le tableau de l'interface reçoit et effectue des calculs sur les différentes variables de la trame, comme nous l'avons vu précédemment. Il peut être utile, lors d'observations d'un patient, de noter les différents événements se déroulant (exemples : la personne s'assied, le patient marche vite, il se relève, etc...). Ces données qui manquent lors de certaines analyses sont importantes pour expliquer certaines allures de la courbe. Il est donc possible d'écrire des commentaires à l'aide du clavier de l'ordinateur dans une colonne du tableau prévue à cet effet. Ainsi, en cliquant une fois sur la colonne "Commentaire", on désactive le défilement du tableau et on peut rédiger un commentaire, sans interrompre l'enregistrement des données, puis rétablir le défilement du tableau.

De plus, afin d'analyser a posteriori les données recueillies, il a été mis en place un moyen d'exporter les données du tableau vers un fichier Excel dans lequel on trouvera l'heure de réception, les données et les commentaires. A une journée correspond un fichier. C'est le format xls qui a été choisi pour plusieurs raisons : sa mise en forme est plus lisible qu'un fichier de type texte (.txt) ; de plus, on peut aisément retracer les courbes correspondantes si

besoin ; enfin, bien qu'elle soit plus importante que pour un fichier texte, son occupation sur le disque dur n'est pas rédhibitoire. Cependant, l'exportation des données vers Excel n'est possible qu'à partir de la version 2007 de ce dernier. Pour s'y retrouver facilement parmi les fichiers créés, ils suivent un classement temporel, par exemple : D:/2014/juin/23_patient3.xls

Les fichiers sont créés lorsque l'utilisateur clique sur le bouton « Export », qui a été ajouté en dessous du tableau (voir Figure 46).

Cette interface va donc nous permettre de suivre en temps réel la DEAP d'une personne, de gérer les coefficients des calculs en vue d'un pré-étalonnage, mais aussi de récupérer ces données brutes et calculées en vue de l'élaboration de graphiques si besoin.

4.2. Réalisation de la maquette

4.2.1. Nomenclature

L'accéléromètre est le composant principal pour les entrées. L'accéléromètre utilisé est un accéléromètre trois axes dont la référence est MMA7631LC (Freescale). Ce composant a été choisi car il fournit les valeurs d'accélérations brutes suivant les axes X, Y et Z. Les caractéristiques de cet accéléromètre se trouve en Annexe 5 . Ces caractéristiques nous apprennent que la tension en sortie analogique est directement proportionnelle à l'accélération appliquée au capteur par un coefficient appelé sensibilité ayant une valeur ici de 800mV/g.

A partir des documentations techniques de l'accéléromètre et de la carte ARDUINO, nous avons gravé une carte permettant la connexion de cet accéléromètre sur la carte d'évaluation. Le schéma est simple (Figure 48) car la carte ARDUINO dispose de broches reliées aux alimentations nécessaires au fonctionnement de l'accéléromètre (+3,3V et Gnd).

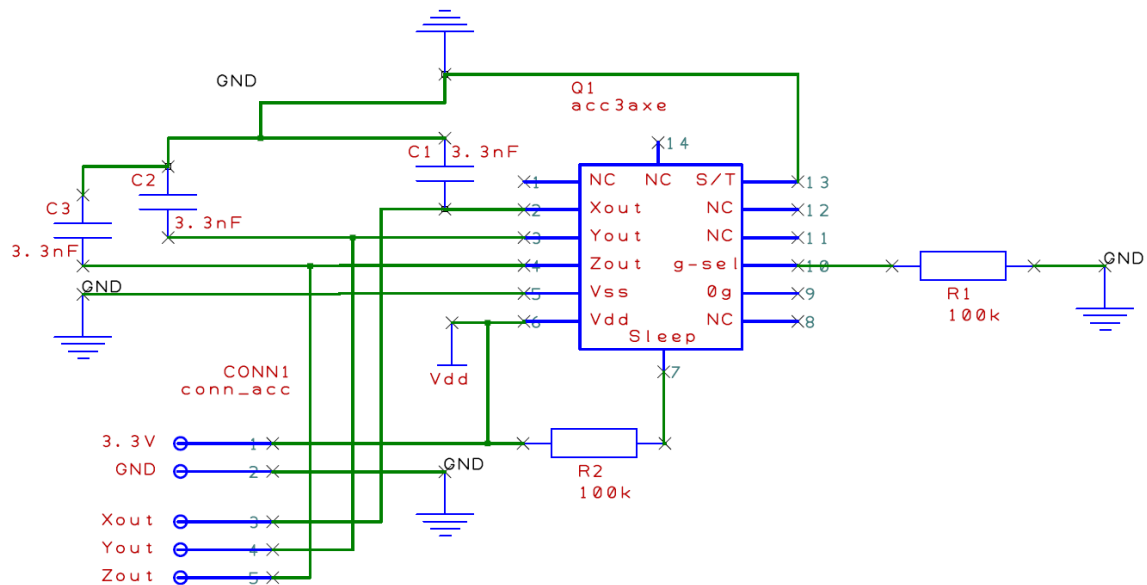


Figure 48 : Schématique de la carte « Accéléromètre »

Les condensateurs C1, C2, C3 servent de découplage, R1 et R2 sont des résistances de rappel. R1 fixe l'entrée « g-sel » à un niveau bas de façon à se placer sur une gamme de 1,5g et donc de garder une sensibilité de 800mV/g. R2 fixe l'entrée « Sleep » à un niveau haut. Cette entrée permet au capteur de se mettre dans un mode « veille » permettant des économies de consommation d'énergie. Cette entrée est fixée dans un premier temps à ce niveau pour que le capteur soit en travail permanent. Il est évident que sur un produit plus élaboré il faudra relier cette entrée à une sortie de microcontrôleur de façon à n'activer le capteur que lorsqu'une mesure sera nécessaire.

L'implantation doit quant à elle respecter les écartements du connecteur de la carte ARDUINO (Figure 39). Elle doit tenir compte de la position de l'alimentation (+3,3V et GND) ainsi que celle des sorties d'accélération. De plus, l'empreinte physique de l'accéléromètre a été modifiée de façon à pouvoir le souder au fer (méthode « araignée » - Figure 49)

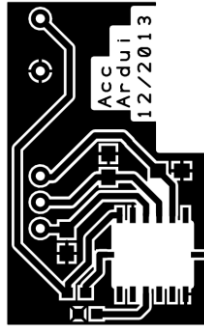


Figure 49 : Implantation de la carte « Accéléromètre »

La transmission détaillée au paragraphe 4.1.2 est réalisée à l'aide d'une deuxième carte. La séparation en deux cartes (accéléromètre et transmission) a deux raisons. Tout d'abord il est utile de séparer les fonctions lors d'une phase de développement de façon à ne pas avoir à refaire toutes les cartes lorsque l'une d'entre elles ne convient pas. De plus, la position (Figure 39) du module optionnel « power over Ethernet » de la carte ARDUINO ne nous permet pas physiquement de réaliser une seule carte.

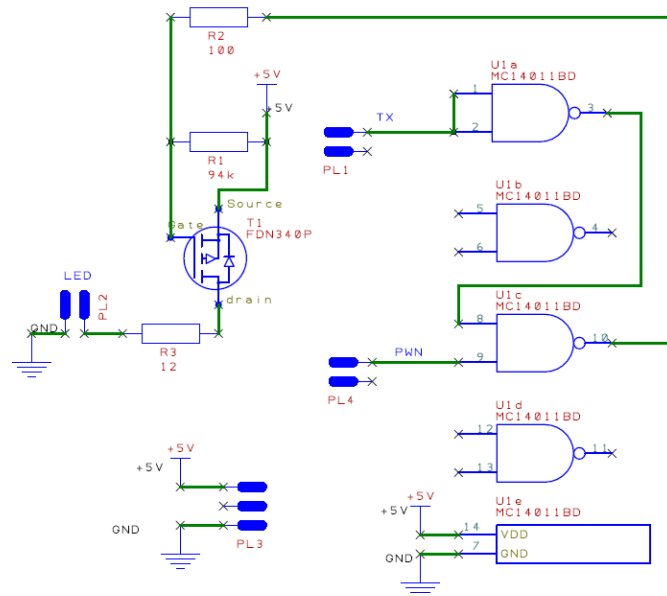


Figure 50 : Schématique de la carte « Transmission »

La carte « transmission » présentée Figure 50 permet la modulation du signal de transmission (TX) avec une fréquence (PWM) à l'aide d'une porte logique « NAND » (HEF4011B) (Figure 44) puis d'envoyer le résultat sur une diode d'émission infrarouge (TSAL5100) grâce à un transistor MOSFET (FDN340P).

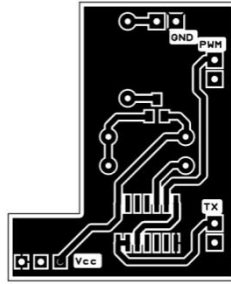


Figure 51 : Implantation de la carte « Transmission »

Comme pour la carte « Accéléromètre » l'implantation (Figure 51) tient compte des emplacements des bornes TX et PWM sur la carte ARDUINO ainsi que des alimentations (+5V, GND).

La résistance de charge de la diode émettrice (R3) est déduite des courbes de la notice technique de la diode émettrice (Annexe 8). Sachant comme on l'a vu précédemment que le rapport T_p/T est de 16,7%, on déduit des courbes la valeur maximale du courant de l'ordre de 300mA. En prenant une tension maximale pour la diode de 1,6V et une alimentation en 5 V on obtient $R3 \sim 12 \Omega$.

4.2.2. Montage

Ces deux cartes, une fois les composants assemblés, viennent se connecter directement sur la carte d'évaluation (Figure 52).

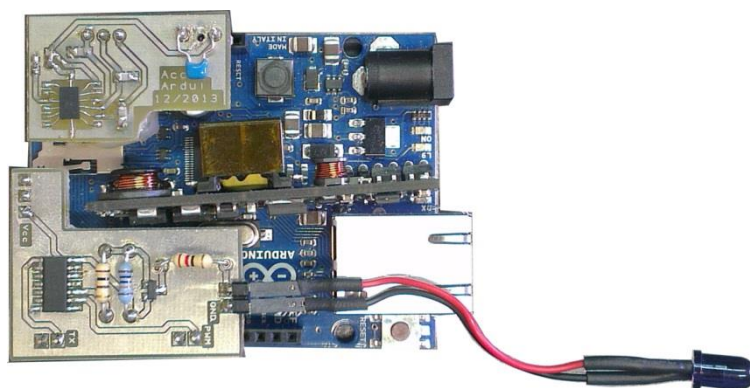


Figure 52 : Montage des cartes sur la platine ARDUINO

On peut noter que la diode d'émission est connectée via une paire de fils de façon à être logée dans un orifice percé sur un côté du boîtier.

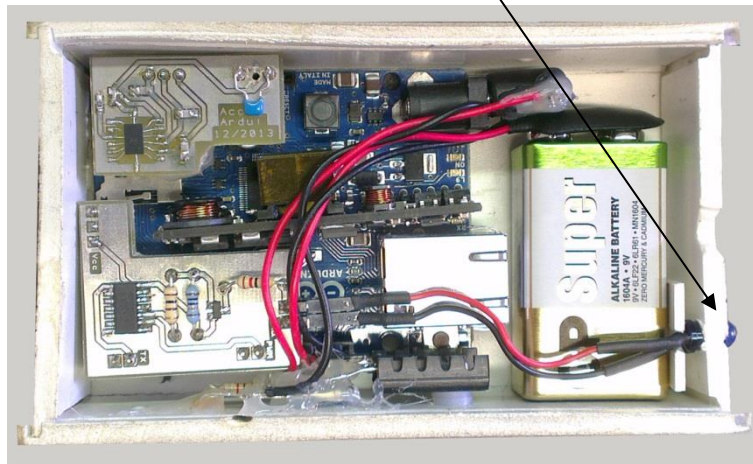


Figure 53 : Insertion du montage dans un boîtier

Certains éléments sont rajoutés comme la pile de 9V qui va alimenter l'ensemble en passant par un régulateur de tension 5V pour limiter la tension aux bornes de la carte. Sur l'arrière du boîtier se trouve un système de fixation qui permet de pouvoir porter l'ensemble au bras. Une fenêtre est également usinée sur un côté du boîtier en face de l'emplacement de la carte SD de manière à pouvoir la retirer facilement. Des photos se trouvent en Annexe 6.

Une fois ce dispositif réalisé, il faut effectuer une série d'essais afin de valider dans un premier temps la nature des informations délivrées par le capteur, à savoir les données d'accélération, puis également valider la transmission sans fils.

4.3. Essais et validation

4.3.1. Essais de mesures des accélérations

Dans un premier temps, avant de faire les essais en transmission, nous devons tester la cohérence des données captées par l'accéléromètre.

Pour cela, nous avons porté notre système en parallèle à un dispositif qui enregistre via un logiciel propriétaire les accélérations sur trois axes, le TELRAN TZ1053 (Société Toumaz – Annexe 9). Les deux boîtiers sont liés mécaniquement ensemble de façon à transmettre exactement les mêmes accélérations. Cette manipulation va permettre de vérifier la bonne

acquisition des données, mais aussi d'appliquer un coefficient de sensibilité pour obtenir les accélérations en m/s^2 car c'est l'unité donnée par le dispositif de référence.

Pour ne pas trop alourdir le programme nous n'effectuons aucun traitement des données analogiques ; les deux systèmes permettent de récupérer les données sous forme de texte de façon à être traitées dans un tableur après acquisition et transfert sur un PC

Notre maquette n'effectue pas pour cette manipulation la transmission infrarouge décrite dans le paragraphe précédent. Le programme permet ici uniquement de faire l'acquisition des données analogiques et de les transférer vers la carte SD. C'est une adaptation d'un programme de la bibliothèque.

La Figure 54 représente les accélérations suivant l'axe des « X » enregistrées par les deux dispositifs. La faible résolution de la première courbe empêche de voir précisément les valeurs des accélérations mais elle montre bien la concordance temporelle entre les valeurs mesurées par le dispositif de référence et les valeurs obtenues en divisant les valeurs numériques par un coefficient (appelé S dans la suite du document) égal à 3,5. La deuxième courbe zoomée conforte la corrélation en amplitude entre les deux enregistrements.

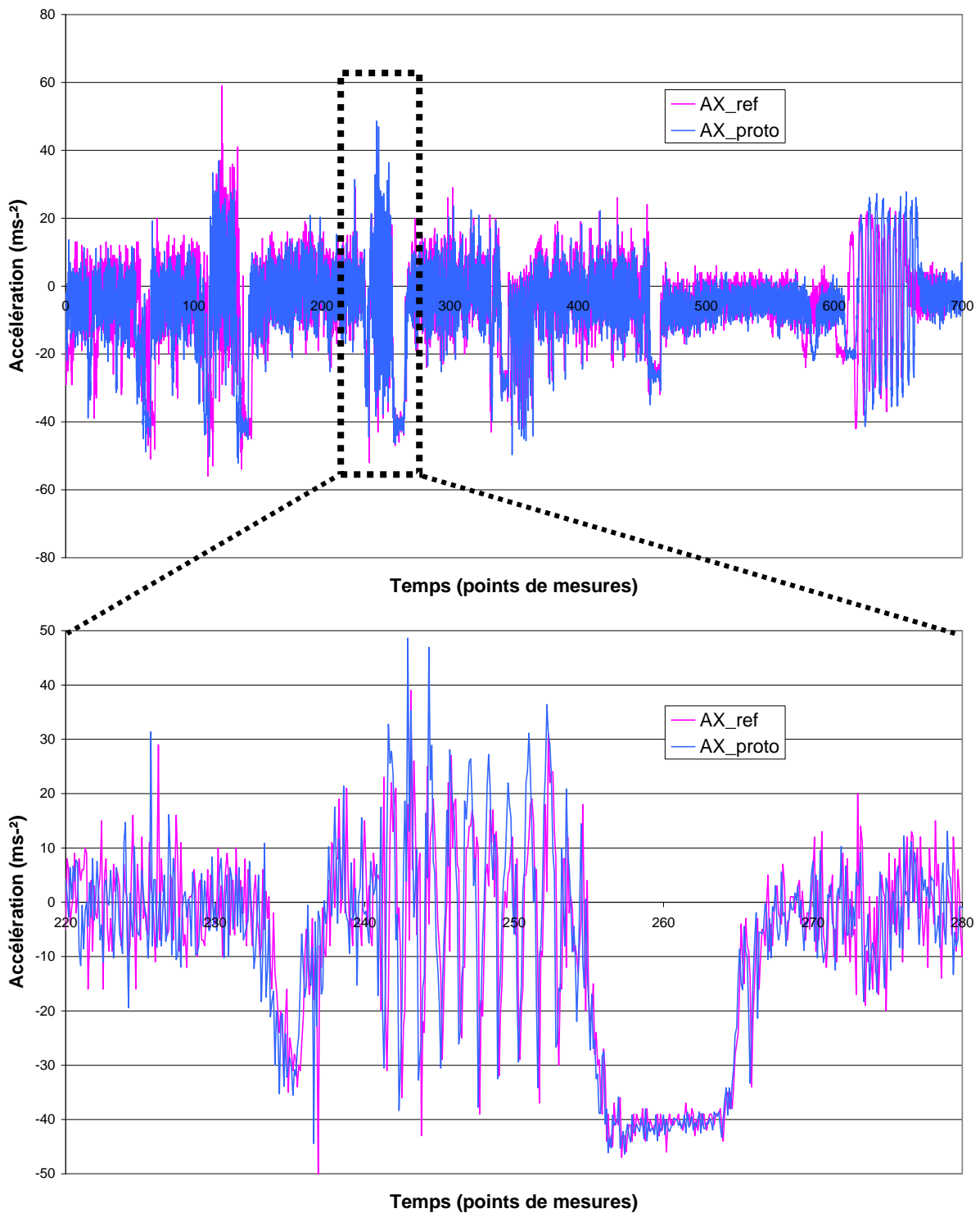


Figure 54 : Comparaison des données d'accélération avec un système existant

Cette valeur de 3,5 permet d'avoir un ordre de grandeur de l'accélération en m/s^2 . L'exactitude n'est pas, à ce stade du calcul, primordiale ; elle nous permet juste d'avoir un ordre de grandeur réaliste de l'accélération en m/s^2 . La donnée qui nous intéresse le plus est

l'estimation de la DEAP qui sera réalisée dans un deuxième temps grâce à un dispositif de mesure par calorimétrie. Cela va permettre d'étalonner notre dispositif directement sur le calcul des METS.

4.3.2. Qualité de transmission

Pour étudier expérimentalement les performances de l'optique sans fils et mieux comprendre le principe de fonctionnement, nous avons effectué des mesures d'erreur de transmission dans l'environnement de test du laboratoire défini sur la figure 42.

Le critère de performance est le pourcentage de perte de paquets. Un paquet peut être perdu pour deux raisons :

- La trame est déclarée "non valide" (voir paragraphe 4.1.3)
- le signal n'est pas reçu : amplitude du signal trop faible ou obstacle.

Le programme réalisé sous Qt permet d'analyser les trames reçues et de déterminer le nombre de paquets erronés par rapport au nombre total de paquets émis. Cette analyse s'effectue selon les procédures de vérification établies et décrites précédemment dans la partie sur la description de la trame. Pour estimer le nombre de paquets perdus, on va se baser sur la variable « codeMesure » des paquets, incrémentée de 0 à 7 à l'émission. On va estimer le taux de pertes paquets $TPP = (\text{nombre de paquets perdus})/(\text{nombre de paquets émis})$ grâce à l'algorithme suivant sur la Figure 55 :

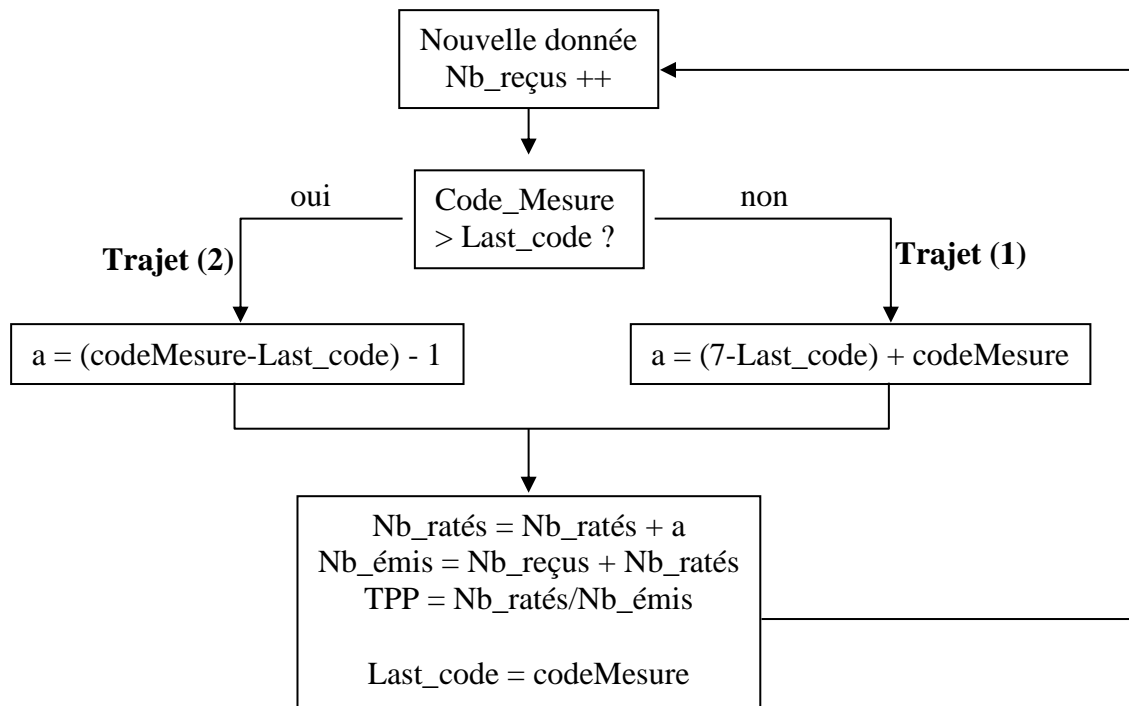


Figure 55 : Algorithme simplifié pour la détermination du pourcentage de paquets perdus

« Nb_reçus » = nombre de trames reçues (et validées)

« Last_code » = valeur de « codeMesure » à la boucle précédente

« Nb_ratés » = variable qui cumule le nombre de paquets perdus

« a » = variable temporaire de calcul

A chaque boucle, la variable Nb_reçus est incrémentée. La variable « codeMesure » est incrémentée de 0 à 7 dans le programme d'émission. Nous effectuons un test comparatif entre « Last_code » et « codeMesure ». Si par exemple :

- « codeMesure » = 4 et « Last_code » = 3. On est dans un cas normal ; on se situe sur le trajet (2) de l'algorithme, d'où « a » = $4 - 3 - 1 = 0$. Il n'y a pas d'erreur.
- « codeMesure » = 0 et « Last_code » = 7. On est dans un cas normal ; on se situe sur le trajet (1) de l'algorithme d'où « a » = $7 - 7 + 0 = 0$. Il n'y a pas d'erreur.

- « codeMesure » = 5 et « Last_code » = 3. On est dans le cas où au moins un paquet a été perdu ; on se situe sur le trajet (2) de l'algorithme, d'où « a » = $5 - 3 - 1 = 1$. On compte 1 erreur ; on a perdu le cas où « codeMesure » = '4'.
- « codeMesure » = 2 et « Last_code » = 6. On est dans le cas où au moins un paquet a été perdu ; on se situe sur le trajet (1) de l'algorithme, d'où « a » = $7 - 6 + 2 = 3$. On compte 3 erreurs ; on a perdu les cas où « codeMesure » = '7', '0', '1'.

A chaque boucle, on totalise le nombre de paquets perdus puis on calcule le TPP avant de réinitialiser « Last_code » .

On a testé la détection dans la pièce équipée de 4 modules de réception infrarouge, fixes au plafond et orientés vers le sol (Figure 56).

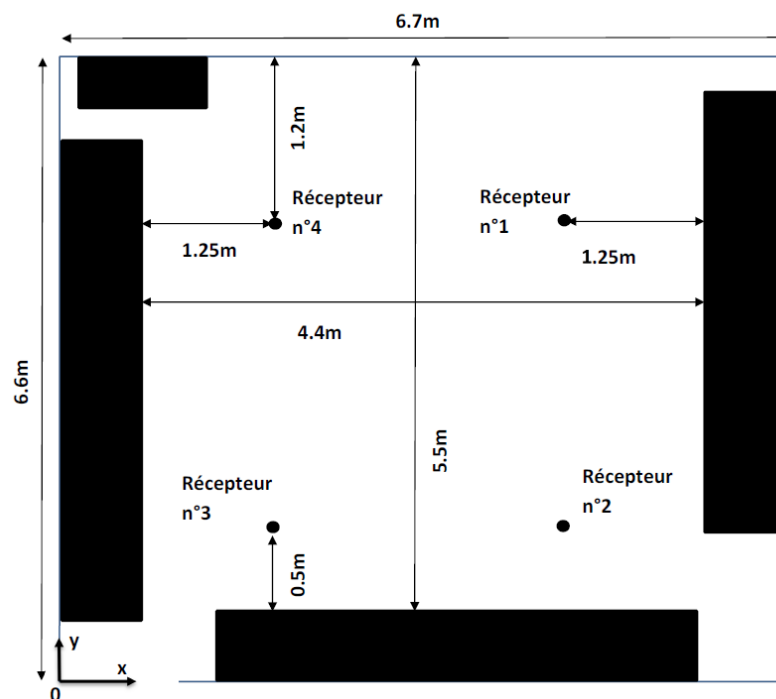


Figure 56 : Plan en 2D du laboratoire de test

Les récepteurs sont reliés par des câbles Ethernet à un commutateur réseau Ethernet RJ45 auquel est connecté l'ordinateur distant sur lequel on effectue l'analyse des paquets de données reçus. Le commutateur permet d'étudier les performances de différentes configurations fonction du nombre de récepteurs considérés pour l'analyse. Ces

configurations correspondent aux scénarios théoriques de diversité étudiés dans le Chapitre 3, c'est-à-dire :

- Scénario 1 : 1 seul récepteur actif
- Scénario 2 : 2 récepteurs actifs positionnés en diagonale dans la pièce
- Scénario 3 : 3 récepteurs actifs
- Scénario 4 : 4 récepteurs actifs

Différentes personnes ont porté le dispositif embarqué communicant que nous avons développé, en se déplaçant de manière aléatoire dans toute la pièce mais en suivant toujours un certain protocole : effectuer une marche régulière en effectuant une progression en « zig-zag » afin d'explorer toute la pièce.

Plusieurs séances de mesures ont été effectuées pour chaque personne et dans des conditions de bruit optique ambiant très diverses (soleil et éclairage artificiel). Le temps d'expérimentation était à chaque fois suffisamment long pour pouvoir mesurer un nombre significatif de paquets perdus (>20). Le résultat final pour un scénario donné reporté sur le Tableau 5 est la moyenne des différentes mesures réalisées.

Scénario	Perte de paquets (%)
1/ Récepteur n°1	11
2/ Récepteurs n°1 et 3 ou n°2 et 4	1,5
3/ Récepteurs n°1 2 et 3	0,4
4/ Récepteurs n°1 2 3 et 4	0,1

Tableau 5 : Résultats expérimentaux de pertes de paquets

Comme prévu, on voit que la performance s'améliore fortement dès qu'on a 2 récepteurs et qu'elle tend à converger pour 3 ou 4 récepteurs actifs. Ces résultats sont cohérents par rapport aux études théoriques sur la probabilité de coupure du Chapitre 3.

La performance expérimentale varie donc entre 11% et 0,1% c'est-à-dire environ entre 1 et 100 paquets perdus pour 1000 envoyés. Comme la périodicité de la transmission est 0,1s, cela signifie que la perte d'un paquet pourrait affecter l'évaluation de l'activité physique selon le scénario pendant $1/100^{\text{ème}}$ de seconde à 1 seconde.

Pour déterminer quelle qualité de transmission est adaptée à l'application visée, nous évaluerons dans le dernier Chapitre consacré aux résultats d'évaluation sur patient, l'impact de la perte de données sur la précision de la mesure de la DEAP des patients.

De plus, pour valider les résultats, nous avons repris les résultats théoriques du Chapitre 3 en tenant compte des contraintes expérimentales.

Tout d'abord, nous avons déterminé la fonction de densité de probabilité du gain optique entre un récepteur et l'émetteur mobile avec les paramètres de simulation reportés dans le Tableau 6. La différence par rapport aux résultats du Chapitre 3 provient de la surface de la photodiode PIN du module de réception utilisé (TSOP34338) qui est de $34,5\text{mm}^2$.

	Caractéristiques	Valeur
Pièce de test	réflectivité	$\rho=0,8$
Emetteur	Coordonnées [x y z] (m)	[x y 1,5]
	Directivité	10°
Récepteur	Coordonnées[x y z] (m)	[4,3 5 3]
	Surface A	$34,5\text{mm}^2$
	FOV	45°

Tableau 6 : Paramètres de simulation pour comparaison théorie/pratique

Puis, pour évaluer la fonction de densité de probabilité du SNR dans chaque scénario, nous devons déterminer : R , P_t et R_b .

- R est la sensibilité du photo-détecteur, égale à 1 à 940nm selon la notice technique.
- Comme on l'a vu, le courant maximal de la diode d'émission TSAL5100 est d'environ 300mA. Sur la notice technique cela correspond à une puissance instantanée de $P=90$ mW. Cela correspond à la puissance d'une impulsion

optique suite à l'opération logique entre des données à 4,8kbit/s et la sortie PWM à 38kHz (figure 44). En faisant l'hypothèse d'équiprobabilité cela signifie que la puissance optique correspondant à un bit '0' serait de $P/2=45\text{mW}$. En considérant une transmission OOK équiprobable de symboles $\{0; 2 P_t\}$ la puissance moyenne à prendre en compte pour l'évaluation théorique des performances est donc $P_t=P/4=25\text{mW}$. On peut noter que comme l'occupation temporelle des données émises est de 16,7%, cela signifie qu'en pratique la puissance moyenne émise est d'environ 4mW.

- R_b est le débit des données transmises dans le canal optique sans fils, donc ici compte tenu de la modulation sur la sortie PWM, $R_b=76\text{kbit/s}$.

Ne connaissant pas le niveau de bruit, nous effectuons les calculs avec la valeur typique de $N_0 = 6,4 \times 10^{-23} \text{W/Hz}$.

Les résultats obtenus sont tracés sur la Figure 57 en fonction du scénario :

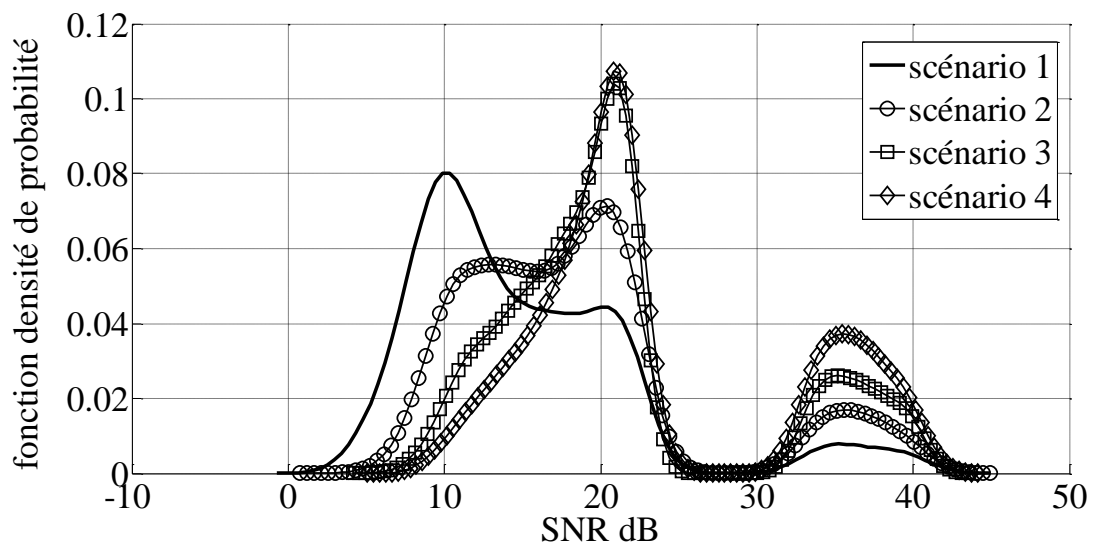


Figure 57 : Fonction densité de probabilité du SNR en fonction du scénario

Pour comparer aux valeurs expérimentales, on a déterminé la probabilité de coupure en fonction de SNR_0 dans chaque cas. La Figure 58 reporte les résultats.

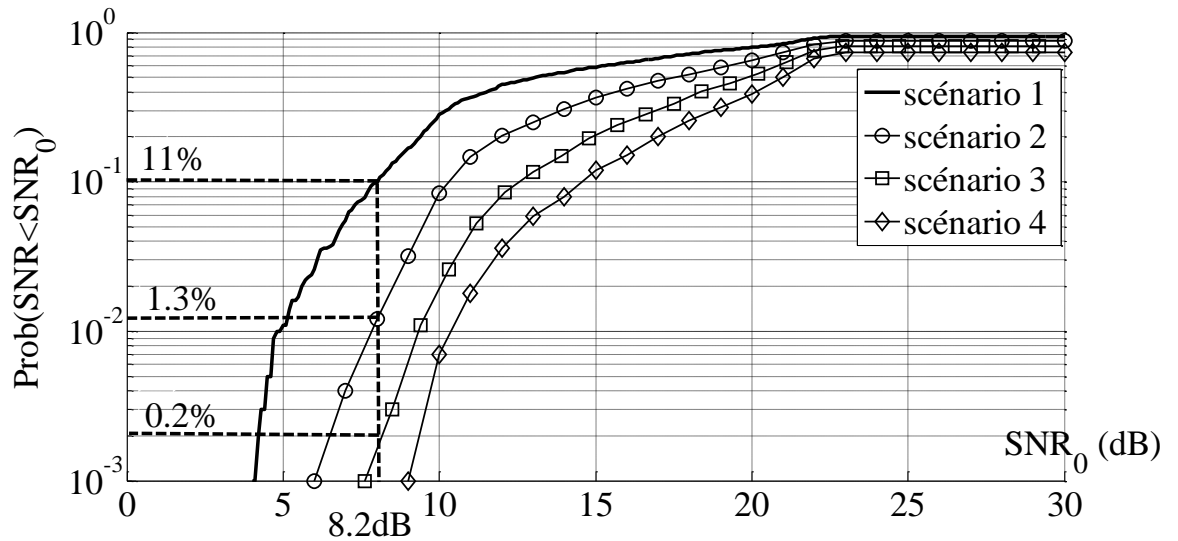


Figure 58 : Probabilité de coupure en fonction du scénario

Comme dans le Chapitre 3, on voit bien que la fiabilité du lien dépend du scénario et s'améliore lorsqu'on augmente le nombre de récepteurs actifs.

Pour faire le lien avec les valeurs mesurées, nous avons tout d'abord cherché sur la courbe du scénario 1 de la Figure 58, le SNR_0 correspondant au taux de perte de paquets expérimental soit 11%. La valeur de SNR_0 est 8,2dB. Puis, pour cette valeur, nous avons extrait des courbes théoriques de la Figure 58, les probabilités de coupure dans les scénarios 2,3 et 4. Les résultats sont reportés sur le Tableau 7 et comparés aux valeurs expérimentales de perte de paquets :

Scénario	Probabilité de coupure (%)	Taux de perte de paquets (%)
2	1,3	1,5
3	0,2	0,4
4	<0,1	0,1

Tableau 7 : Comparaison théorie/pratique

On constate que les résultats théoriques et expérimentaux sont proches et suivent la même évolution, en particulier ils convergent vers la même décade à partir de 3 récepteurs.

Cela montre que malgré les hypothèses utilisées pour les simulations théoriques, il est possible à partir de la mesure des performances pour un seul récepteur de prévoir théoriquement le nombre de récepteurs à déployer dans l'environnement pour atteindre le niveau de fiabilité souhaité, ce qui peut simplifier la mise en œuvre pratique de la technologie optique sans fils pour ce type d'application.

En particulier, si on souhaite pour une application donnée augmenter par exemple la durée de vie du dispositif par rapport à la consommation, il sera possible de déterminer à l'avance la puissance d'émission de la diode en fonction du nombre de récepteurs déployés.

Nous avons testé cet exemple en cherchant la puissance correspondant à un taux de perte de paquets de 10% avec 4 récepteurs déployés. Par raisonnement inverse à partir des simulations théoriques nous avons trouvé qu'il fallait une puissance instantanée pour les impulsions émises de $P=45\text{mW}$. D'après la notice technique de la diode d'émission, cela correspond à un courant maximal d'environ 125mA au lieu de 300mA. Cela entraîne donc une modification de la résistance $R3$ de la carte d'émission (Figure 50) qui est d'environ $27\ \Omega$ au lieu de $12\ \Omega$.

Les valeurs expérimentales mesurées du taux de perte de paquets avec cette nouvelle valeur de $R3$ sont d'environ 12% ce qui valide notre analyse et montre que pour une performance donnée, il est possible de diminuer la puissance émise en utilisant la diversité en réception.

4.3.3. Pré-étalonnage

4.3.3.1. Protocole d'essai avec le Metamax3B®

Le Metamax3B® (Figure 59) est un appareil de mesure des échanges gazeux portable. Il mesure à chaque cycle respiratoire les concentrations en O_2 et CO_2 présentes dans ces volumes (méthode de calorimétrie). Il permet donc de mesurer précisément le coût énergétique lors de l'exécution de différents exercices.

Nous avons vu que pour effectuer une mesure de la DEAP les méthodes de référence sont les méthodes de calorimétrie. Pour étalonner notre dispositif nous allons donc le porter en parallèle avec un Metamax3B®. Nous avons également porté sur ce même essai un Sensewear (Bodymedia) de façon à le comparer avec nos résultats.

Nous avons effectué les exercices suivants :

Activité 1_Marche : la vitesse de marche ne peut pas être définie correctement dans cette série de mesure, car elle n'est pas effectuée sur un tapis roulant. Cependant, la notion de marche « normale » représente une marche d'environ 4 km/h.

Activité 2_Marche très lente (sans lever les pieds par avance de 1 ou ½ pied)

Activité 3_Marche rapide : environ 5 à 6 km/h

Activité 4_Footing léger : environ 6 km/h pour avoir également un niveau plus élevé de MET.

Pour avoir une estimation correcte de la DEAP de ces activités nous les avons effectuées durant environ 5 minutes.



Figure 59 : Essai Metamax3B® /Dispositif à étalonner

Ces essais ont été menés dans la salle de test décrite Figure 42 et les données analysées après transmission par optique sans fils. La personne effectuant les essais est un homme : 40 ans / 171cm / 75Kg.

4.3.3.2. Estimation DEAP

Cette partie décrit la méthodologie de calcul que nous avons suivie pour évaluer la DEAP avec notre dispositif.

- Etape 1 : Elimination de la composante continue + Pré-étalonnage (Figure 60)

Les accélérations peuvent se faire, suivant un axe, soit dans un sens, soit dans l'autre. Elles peuvent donc théoriquement être soit positives soit négatives. Or, les accéléromètres ne donnent pas de valeurs négatives ; aussi, leur valeur est centrée sur une valeur non nulle, de façon à pouvoir retranscrire les accélérations négatives. Dans notre cas, cette valeur est typiquement de 1,65V. Il faut donc enlever cette valeur d'offset.

De plus, il y a une accélération permanente qui est l'accélération gravitationnelle (1g) ; or, il n'y a pas de compensation de cette valeur. De plus, suivant la position du capteur sur le bras, le boîtier et donc le capteur ont une orientation de base qui n'est pas toujours la même. On ne peut donc pas l'enlever par défaut sur l'un ou l'autre des axes X, Y ou Z, surtout que l'orientation de base peut également varier dans le temps (mouvement du bras faisant glisser ou vriller le capteur).

Enfin, il n'est pas nécessaire dans un premier temps de traiter la valeur exacte des accélérations mais bien des variations de celles-ci. C'est pourquoi il est nécessaire dans notre cas d'enlever à nos valeurs une moyenne mobile.

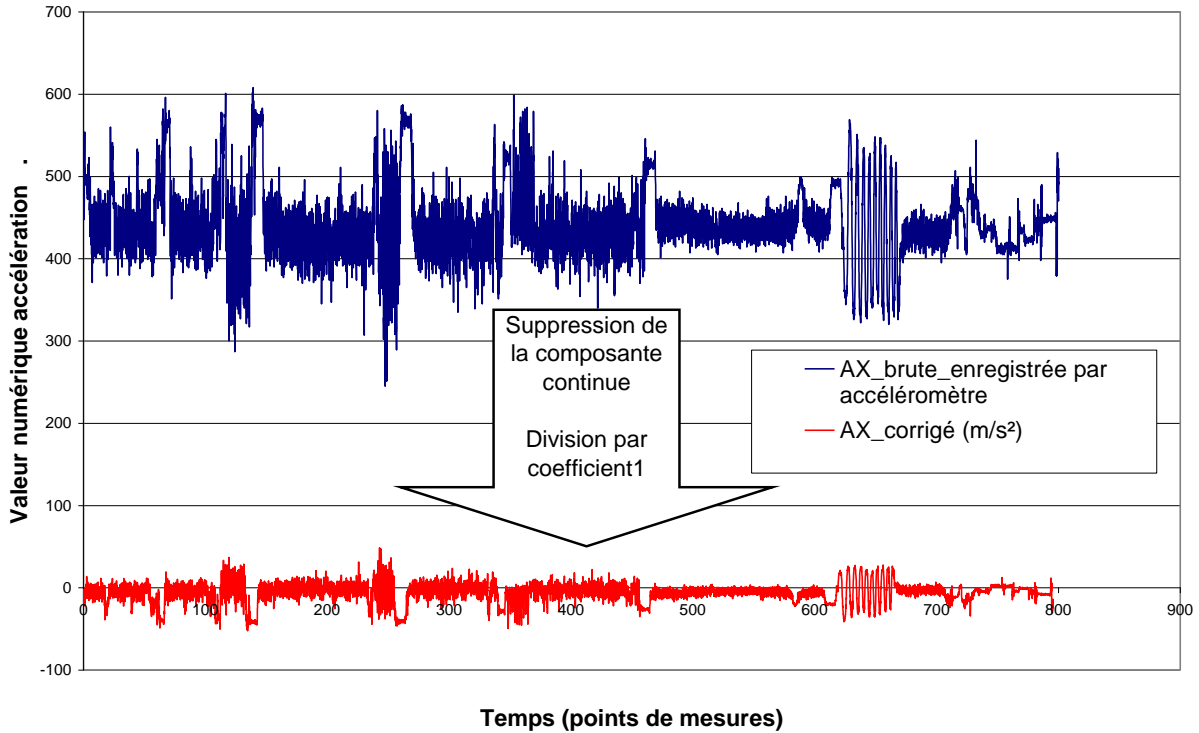


Figure 60 : Etape 1 du traitement des données

Nous avons choisi d'effectuer une moyenne mobile ($\overline{A_j(n)}$) sur un nombre $N=100$ valeurs, ce qui représente un temps de 10 s :

$$\overline{A_j(n)} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} A_j(n+i) \quad \text{avec } j = x, y \text{ et } z \quad (13)$$

On soustrait alors cette valeur à l'accélération mesurée, puis on divise par le coefficient S (coefficient1 sur la Figure 60) déterminé lors du paragraphe 4.3.

$$A_{\text{corrj}}(n) = \frac{1}{S} [A_j(n) - \overline{A_j(n)}] \quad \text{avec } S = 3,5 \quad (14)$$

Remarque : Nous avons testé le cas d'une moyenne fixe (non mobile) sur les 1000 premières valeurs. Nous avons constaté alors une dérive des mesures (non centrées sur « 0 »). Cette fluctuation est due au déplacement du boîtier sur le bras (glissement, rotation car nous ne pouvons pas nous permettre de trop serrer de façon à ne pas faire un garrot). Elle peut également être due à l'état de la pile ; en effet, l'alimentation diminuant, la valeur de

référence (1,65V) peut varier également et ainsi changer le niveau du « Zéro ». Ensuite, nous avons essayé d'effectuer une moyenne mobile sur 600 valeurs (correspondant à 1 minute). Cette modification n'a eu que peu d'influence sur le résultat final. C'est pourquoi nous avons préféré prendre la plus petite valeur, de façon à diminuer la taille du buffer de calcul dans l'éventualité d'un traitement embarqué des données.

- Etape 2 : Moyenne des accélérations

Les enregistrements sont effectués tous les dixièmes de secondes pour avoir une vue détaillée des mouvements et ne pas perdre un mouvement rapide, cependant une moyenne sur une seconde des accélérations s'est révélée suffisante pour le calcul de la DEAP. Ce moyennage permet d'alléger le nombre de calculs. De plus, nous considérons qu'une accélération négative compte également comme un mouvement, c'est pourquoi nous prenons la valeur absolue de celle-ci.

$$A_{avj}(n) = \frac{1}{10} \sum_{i=0}^9 |A_{corrj}(n+i)| \quad \text{avec } j = x, y \text{ et } z \quad (15)$$

- Etape 3 : Calcul des METS

On peut considérer que la dépense énergétique va s'apparenter à une valeur efficace globale des accélérations sur les trois axes, c'est pourquoi nous appliquons la formule suivante :

$$M_A(n) = \sqrt{A_{avx}^2(n) + A_{avy}^2(n) + A_{avz}^2(n)} \quad (16)$$

Cette approximation donne des pics importants qu'il est nécessaire de lisser. Nous allons donc appliquer un filtrage passe bas par une moyenne glissante sur 20 valeurs.

$$M_{Aavg}(n) = \frac{1}{20} \sum_{i=0}^{19} M_A(n-i) \quad (17)$$

Une fois calculée cette première approximation, nous avons comparé les valeurs de $M_{Aavg}(n)$ avec les METS mesurés à partir du Metamax3B®. Nous avons tout d'abord essayé de trouver une équation entre les deux valeurs à l'aide des courbes de tendances d'Excel,

linéaire, logarithmique ou polynomiale. Cependant les résultats ne donnaient pas une cohérence satisfaisante. Puis nous avons essayé de calculer le rapport $M_{Aavg}(n)/MET_Metamax$ et de le tracer en fonction de $M_{Aavg}(n)$ (Figure 61).

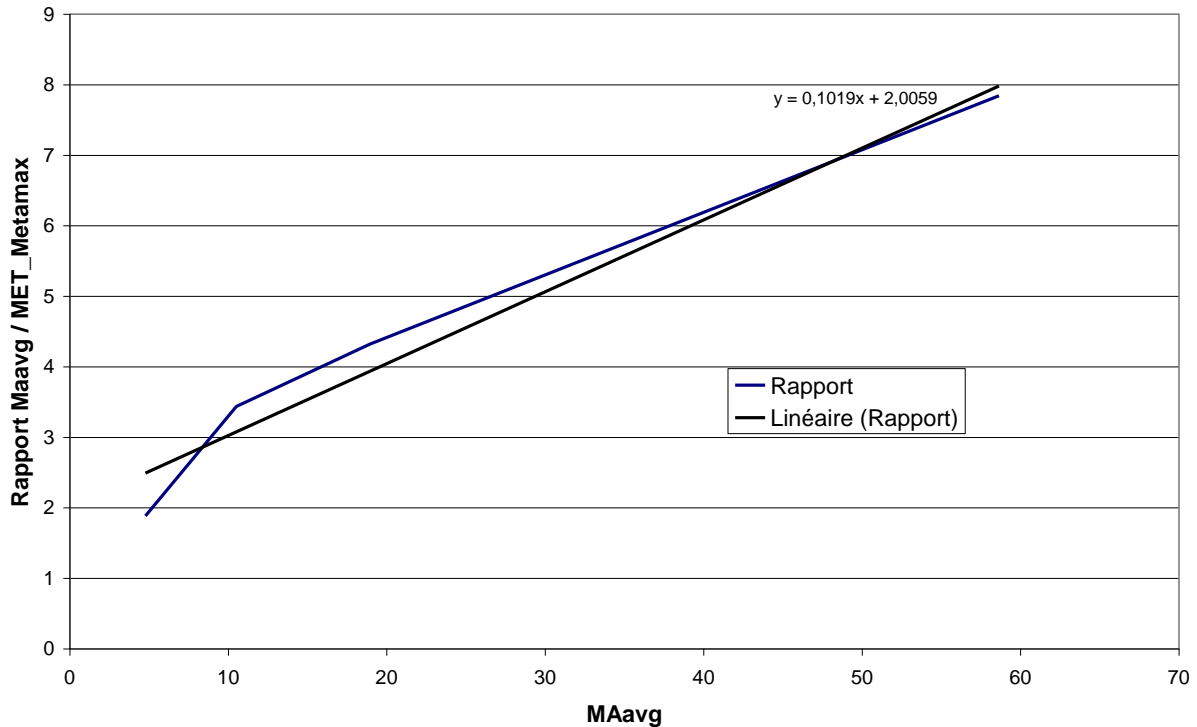


Figure 61 : Rapport $M_{Aavg}(n)/MET_Metamax$ en fonction de $M_{Aavg}(n)$

Nous avons donc trouvé que ce rapport augmentait de façon linéaire en fonction des niveaux de $M_{Aavg}(n)$.

On a donc pu définir un coefficient $K(n)$ tel que :

$$K(n) = M_{Aavg}(n) * A + B \text{ avec } A = 0,11 \text{ et } B = 1,8 \quad (18)$$

Cela a permis d'obtenir une valeur de MET en appliquant cette dernière correction à nos calculs :

$$MET_fin(n) = M_{Aavg}(n) / K(n) \quad (19)$$

Les coefficients A et B appliqués pour obtenir $K(n)$ sont différents de ceux affichés sur la courbe de tendance de la Figure 61 car nous les avons affinés en comparant directement notre calcul final avec les METS donnés par le Metamax3B®.

4.3.4. Résultat Pré-étalonnage

L'approximation sur l'estimation de la DEAP est appliquée lors de l'essai avec le Metamax3B®

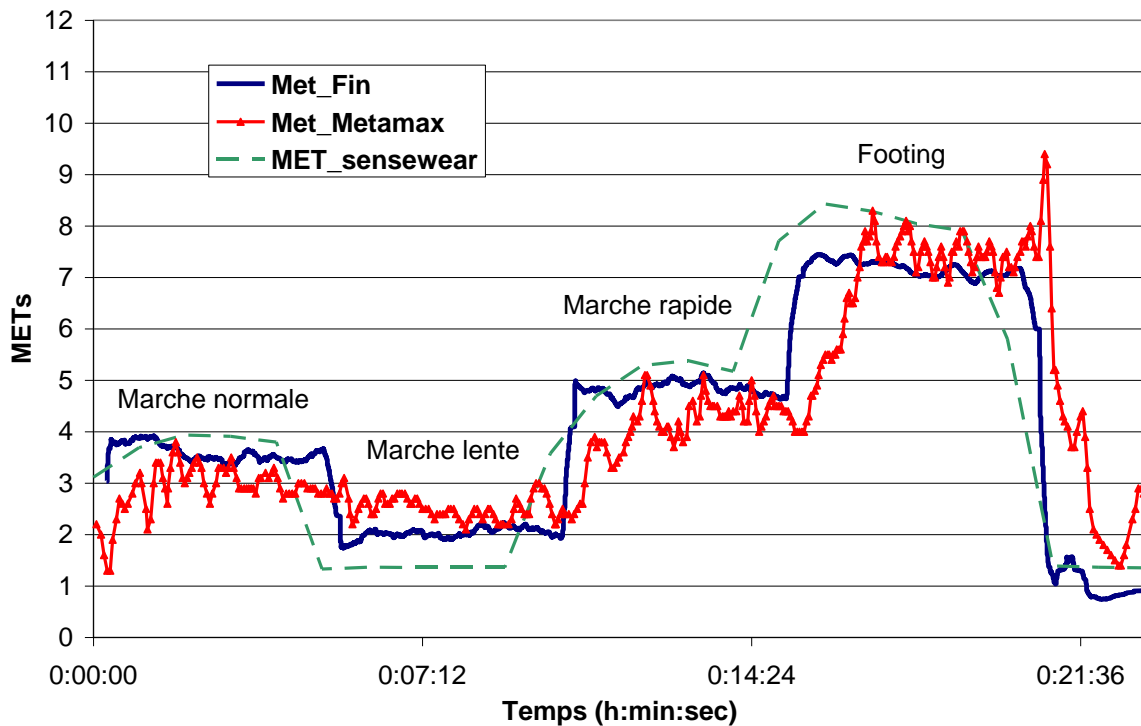


Figure 62 : Résultats Essai Metamax3B® /Dispositif à étalonner

Nous pouvons constater sur la Figure 62 que l'approximation effectuée permet de suivre l'évolution des valeurs de DEAP données par le Metamax3B® quelque soit le niveau d'activité physique.

Le Tableau 8 donne les moyennes des METS pour chaque activité exécutée. Etant donné qu'on considère le Metamax3B® comme une référence on peut définir une erreur relative : $|\text{MET}_{\text{prototype}} - \text{MET}_{\text{Metamax}}| / \text{MET}_{\text{Metamax}} \times 100$. Ce tableau nous donne une erreur relative inférieure à 16% quelque soit l'activité réalisée.

	MET_Metamax	MET_Prototype	Erreur relative (%)
Marche normale	3,1	3,5	12,9
Marche lente	2,5	2,1	16,0
Marche Rapide	4,4	4,9	11,4
Léger footing	7,5	7,1	5,3

Tableau 8 : Comparaison MET Metamax3B® / MET_prototype Pré-étalonnage

Les essais effectués nous ont également donné des niveaux de DEAP comparables à ceux donnés par le compendium (Annexe 1 / (Corrected METS, 2014)). Par exemple, la marche normale nous donne un niveau de 3,5 MET avec notre calcul et le compendium donne pour 3,0 : effort léger, marche < 4km/h. De même nous pouvons comparer les autres niveaux d'activité :

- 2,1 pour la marche lente / compendium : 2,0 = marche < 3,2km/h, très lent
- 7,1 pour un footing / compendium : 7,0 = jogging

Ces résultats seront confirmés dans les paragraphes suivants avec des essais sur un échantillon de population plus important.

Nous pouvons constater également que la courbe obtenue est beaucoup plus stable que celle du Métamax car les calculs sont effectués sur la base d'accélération, qui semblent plus stables lors d'une marche que la consommation en oxygène. De plus, on constate une légère « inertie » de la courbe du Métamax, particulièrement à la fin lors de la phase de récupération où la consommation en oxygène diminue lentement alors que les accélérations dynamiques reviennent au plus bas de façon quasi instantanée.

Comparons maintenant les résultats obtenus avec ceux issus du dispositif Sensewear (Tableau 9). Tout d'abord, d'après la Figure 62, on voit que le Sensewear permet également de suivre les niveaux des différentes activités. Cependant, les résultats du Tableau 9 montrent que l'erreur relative avec le Sensewear est beaucoup plus importante qu'avec notre prototype.

	MET_Metamax	MET_Sensewear	Erreur relative (%)
Marche normale	3,1	3,8	22,6
Marche lente	2,5	1,4	44,0
Marche Rapide	4,4	5,3	20,5
Léger footing	7,5	8,2	9,3

Tableau 9 : Comparaison MET_Sensewear / MET_Metamax3B®

On peut constater, toujours sur la Figure 62, que le Sensewear sous-estime les faibles niveaux d'activité, ce qui se confirme lorsqu'on regarde l'erreur relative à 44% sur la marche lente alors que celle-ci est à 16% avec notre approximation. De plus, si on relève le nombre de pas donnés par le Sensewear pour la marche très lente : 0 pas. Ce résultat est cohérent avec ceux déjà observés Figure 16.

Pour confirmer ces résultats nous avons réalisé ce même protocole avec une deuxième personne : Femme 23 ans / 170 cm / 50 Kg environ.

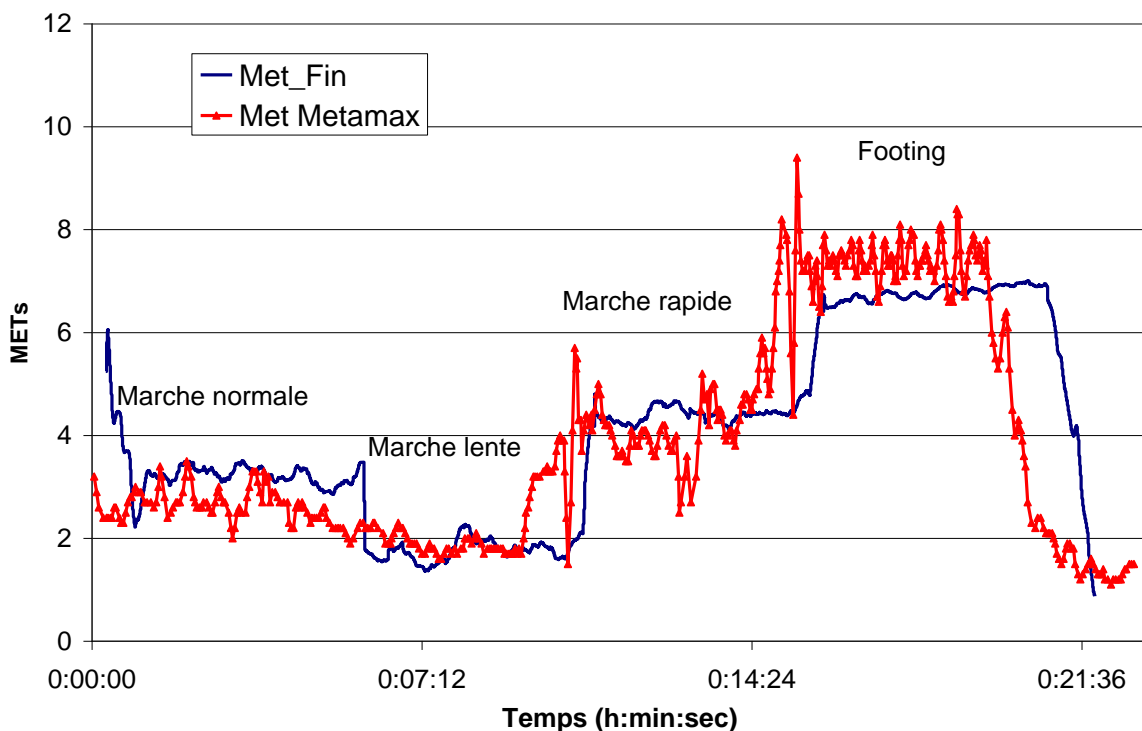


Figure 63 : Résultats (2^{ème} sujet) Essai Metamax3B® /Dispositif à étalonner

Comme le montre la Figure 63, les niveaux de DEAP estimés donnent des résultats avec une erreur quasi identique au cas précédent.

	MET_Metamax	MET_Prototype	Erreur relative (%)
Marche normale	2,7	3,2	18,5
Marche lente	1,9	1,8	5,3
Marche Rapide	4,1	4,4	7,3
Léger footing	7,4	6,7	9,5

Tableau 10 : Comparaison2 MET Pré-étalonnage

4.4. Conclusion

Ce Chapitre a présenté les différentes étapes de la conception d'un dispositif embarqué communicant incluant un accéléromètre pour le suivi de l'activité physique de patients.

Un pré-étalonnage pour la détermination de la DEAP à partir des accélérations a été effectué grâce à un dispositif de référence par calorimétrie indirecte et a permis d'obtenir des niveaux proches de la référence. De plus, la DEAP obtenue par un dispositif commercial très utilisé pour l'activité physique, le Sensewear, a montré que notre système permettait une meilleure évaluation des activités faibles, ce qui est important dans le contexte de patients post-AVC.

Le dispositif réalisé est portable au bras d'une personne et dispose de capacités de communication sans fils sans radio. Il permet de transmettre les données par optique sans fils à un ordinateur distant via des récepteurs fixes placés au plafond de l'environnement. L'ordinateur permet d'effectuer un traitement de données à distance et de les afficher sous forme de courbes et de tableaux.

Nous avons déterminé expérimentalement la fiabilité de la transmission par optique sans fils en considérant la mobilité de la personne portant le dispositif et pour différentes configurations de récepteurs et nous avons validé les résultats par rapport aux analyses théoriques menées dans le Chapitre 3. Les résultats ont montré que cette technologie est efficace et fiable pour l'application visée.

Finalement, il est important pour valider et/ou affiner l'approximation établie de la DEAP de faire une expérimentation sur un échantillon plus important de population, mais aussi sur des patients post AVC qui constituent la population visée par ce dispositif.

5.Evaluations et Résultats

Dans ce Chapitre, nous présentons deux phases d'expérimentations réalisées avec le dispositif développé.

La première partie présente la phase portant sur des sujets en bonne santé dits « sains » et d'âges variés dont on détermine la DEAP sur des niveaux d'activité courants. Cette phase va permettre de consolider l'étalonnage du dispositif.

La deuxième phase se focalise sur les patients à activité réduite en post-AVC, qui sont l'objet d'étude de la thèse et les résultats sont détaillés en tenant compte du mode de déplacement des patients (cane anglaise, fauteuil roulant).

Les protocoles établis pour les expérimentations ont été réalisés en collaboration avec les chercheurs en STAPS (Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives) de l'équipe HAVAE (Handicap, Activité, Vieillesse, Autonomie, Environnement) de l'Université de Limoges dans le cadre des évaluations qu'ils mènent autour de la fiabilité de la mesure de la DEAP.

Dans la dernière partie du Chapitre, sur la base des résultats obtenus, nous discutons de l'impact de la qualité de transmission par optique sans fils sur les niveaux de DEAP obtenus avant de conclure.

5.1. Phase d'expérimentation sur des niveaux de DEAP courants

5.1.1. Protocole

L'objectif du protocole dans lequel nous nous sommes inclus était d'évaluer la fiabilité de la mesure du niveau d'activité physique de plusieurs accéléromètres, localisés à différents endroits sur la personne, par rapport à une mesure directe de consommation d'O₂.

La population concernée portait sur au moins 30 personnes volontaires de – de 25 ans et 30 personnes volontaires de + de 65 ans sans pathologie, sans contre-indication médicale. Une partie des personnes volontaires a porté un ensemble de capteurs et notre prototype (8 personnes de moins de 35 ans et 10 personnes de plus de 65 ans).

Méthode : l'ensemble des participants a lu attentivement le protocole d'étude, après un délai de réflexion et si besoin des questions, a signé un consentement avant de pouvoir

intégrer l'étude. Chaque participant a renseigné les informations suivantes: date de naissance, poids, taille, fumeur ou non, droitier ou gaucher.

Parmi l'ensemble des capteurs de cette étude nous avons analysé les résultats donnés par le système de référence (analyseur de gaz portable Metamax3B®), le capteur Sensewear et notre prototype. Ces dispositifs étaient portés de la manière suivante :

- l'analyseur de gaz portable (Metamax3B®, Cortex): au niveau facial. Paramètres retenus: consommation d'oxygène (L /min) et l'intensité (MET).
- le Sensewear (Bodymedia): au niveau du triceps côté gauche et droit.
- le prototype a été rajouté sur l'épaule gauche (Figure 59) des participants ayant accepté de le porter.

De plus, lors de nos comparaisons, nous n'avons retenu que les METS données par la référence, à savoir le Metamax3B®, ainsi que les METS données par le Sensewear. Nous les comparerons aux résultats des estimations de MET avec notre prototype.

Les participants ont donné également une auto-évaluation de leur effort basé sur l'échelle de de Borg cotée de 6 à 20 (Annexe 3).

Le protocole a alors été défini ainsi : la personne doit essayer d'enchaîner si possible sans interruption l'ensemble des tâches mentionnées ci-dessous. La personne peut à tout moment stopper son effort si elle n'y arrive pas, ne se sent pas bien ou pour toutes autres raisons.

1. Repos assis sur une chaise (les deux mains sur les genoux et les pieds au sol) → 3 minutes
2. Travail de bureau: remplir sa fiche personnelle + jeu sur l'ordinateur (les pieds au sol) → 3 minutes
3. Faire du vélo à 70 watt → 5 minutes
4. Marche à 4,6 km/h → 5 minutes
5. Footing à 6,4 km/h → 5 minutes
6. Course soutenue à 9 km/h → 5 minutes
7. Récupération active à 1,8 km/h → 5 minutes

A la fin de chaque tâche la personne a dû répondre à la question suivante: « Concernant l'effort que vous avez fourni pendant cet exercice, à combien l'évalueriez-vous sur l'échelle de Borg ? »

L'enregistrement pour l'ensemble des appareils a été déclenché au départ de la position de repos et arrêté à la fin des 31 minutes (ou avant en cas d'interruption du protocole).

Ce protocole a été élaboré de façon à avoir des activités ayant différents niveaux de DEAP :

Equivalence avec compendium				
Activité	Intensité	MET	N°	Descriptif
1 Repos		1,3	07021	Sitting quietly, general
2 Travail bureau		1,3	09040	Sitting, writing, desk work, typing
3 vélo 70W	70W	4,8	02017	Static byking, 51-89 W
4 Marche	4,6 km/h	3,5	11792	Walking, 3 mph, not carrying anything
5 Course1	6,4 km/h	6	12029	Running, 4mph
6 Course2	9 km/h	9,4	12040	entre 5,2 et 5,6
6b Course1b	5,8 km/h	5,2		
7 Récupération	1,8 km/h	2	11791	<2mph, office or lab area

Tableau 11 : Valeurs des METS du Compendium

Le Tableau 11 reprend les valeurs des METS données par le compendium pour les activités définies dans le protocole. On voit que le protocole défini comprend deux activités ayant une faible DEAP (1,3 MET), deux activités ayant une DEAP aux alentours de 4 MET, dont une activité statique (vélo-4,8 MET) et une activité dynamique (marche-3,5 MET). Ce protocole enchaîne sur une activité ayant une DEAP plus forte (course1-6 MET) avant de finir par une activité très soutenue (course2-9,4 MET).

Dans le cas particulier des personnes de plus de 65 ans, la course rapide (course2) n'est pas possible, elle ne sera donc pas effectuée ; de même la course 1 sera réévaluée à 5,8 km/h.

En effet, si on applique l'équation de HARRIS et BENEDICT (Harris, 1918) (paragraphe 1.1.2) une activité de 5,2 MET pour un adulte de 25 ans correspond à environ 6,2 MET pour une personne de 65 ans de même sexe, de même poids et de même taille. Nous avons donc avec une course à 5,8km/h une forte DEAP pour les plus de 65 ans.

Le Tableau 12 nous donne la liste des personnes ayant participé au protocole défini en portant en plus notre dispositif. Il nous permet d’avoir un aperçu rapide de la population testée lors de ce protocole.

Référence	Age	Sexe	Poids	Taille	Fumeur	Sportif	Droitier/Gaucher
Jeunes (-25 ans)							
JV007	20	M	102	191	Non	Oui	D
EC008	20	F	62,6	161	Non	Oui	D
MB018	26	F	69,3	172	Non	Oui	D
JA010	24	F	54,2	157	Non	Oui	D
SV019	24	F	81,1	170,5	Non	Oui	D
JL020	27	F	47,3	155	Non	Oui	G
BB001	31	M	93,9	174	Non	Oui	D
FL002	32	M	89,6	175,5	Non	Oui	D
Personnes Agées (+65 ans)							
AJJ004	69	M	110,3	183,5	Non	Non	D
ARB005	69	M	67,8	176	Non	Non	D
ARL006	82	M	83,4	167,5	Non	Non	D
AGD007	79	F	74,1	152	Non	Non	D
AMP008	72	F	43,7	147,5	Non	Non	D
AMG009	71	F	68,5	156,5	Non	Non	D
AAP010	67	F	67,3	161	Non	Non	D
ALB011	67	F	65,1	158	Non	Non	D
ABM012	69	M	90,4	166	Non	Non	D
AGT014	68	F	59,7	157	Non	Non	D

Tableau 12 : Liste des inclusions au protocole 1

Si on observe plus précisément le tableau des jeunes (3 sujets de sexe masculin et 5 de sexe féminin), il présente 4 personnes hors des limites définies par le protocole, c'est-à-dire les moins de 25 ans. Ce sont des personnes de l'équipe de recherche du STAPS qui ont souhaité effectuer le protocole. Nous avons conservé leurs enregistrements pour bénéficier d'un éventail plus grand de catégorie d'âge. La gamme de poids de 47,3 Kg à 102 Kg ($\Delta=54,7$ Kg) ainsi que la gamme de taille de 155 cm à 191 cm ($\Delta=36$ cm) semblent assez significatives.

Pour les personnes âgées, toutes les personnes volontaires ont plus de 65 ans ; à signaler la présence d'une personne de 82 ans pour effectuer les exercices. De même que pour les jeunes les gammes de poids ($\Delta=66,3$ Kg) et de taille ($\Delta=35,5$ cm) sont significatives.

5.1.2. Résultats

5.1.2.1. Corrections des différents coefficients

Nous allons dans un premier temps, sur l'inclusion JV007 par exemple, appliquer les coefficients déterminés dans le paragraphe 4.3.3.2 ($A=0,11$ et $B=1,8$)

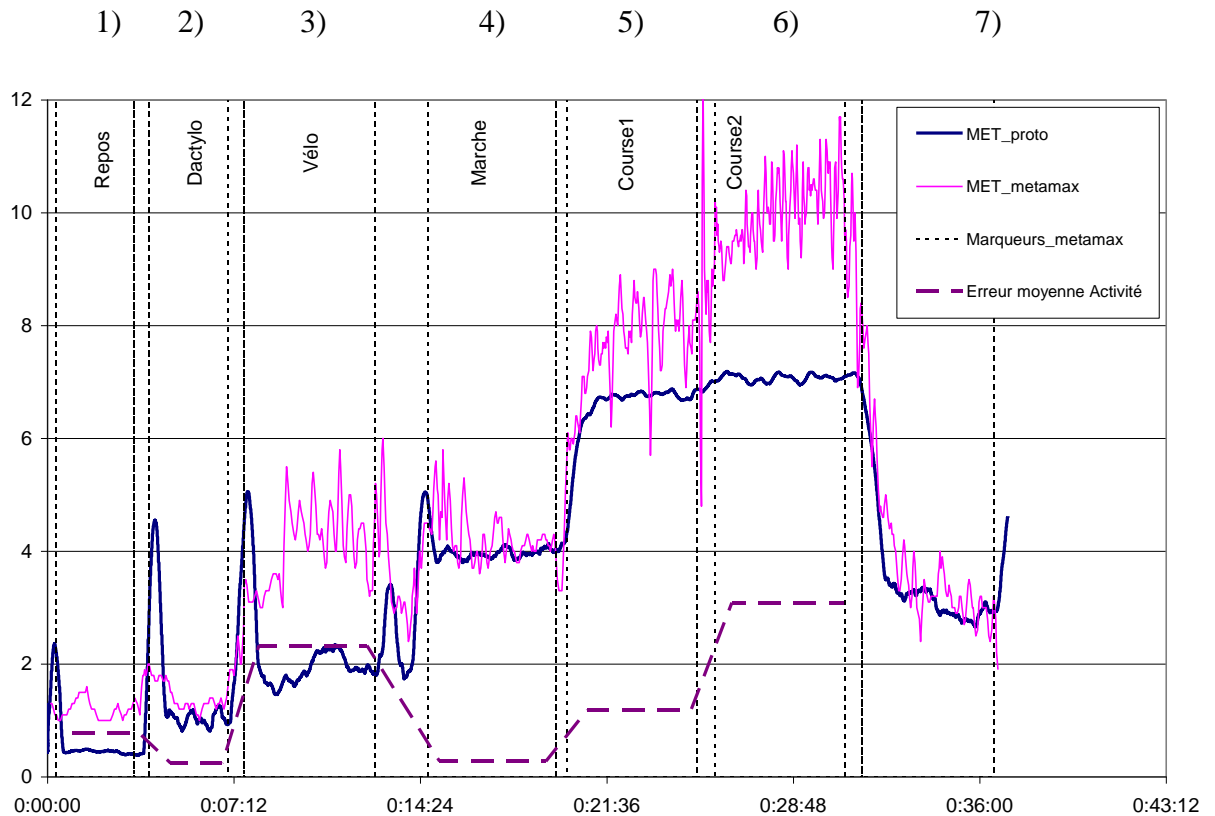


Figure 64 : Application des premiers coefficients calculés pour JV007

La Figure 64 représente les éléments suivants :

- MET_proto (trait plein épais) : courbe des MET calculés avec notre dispositif
- MET_Metamax (trait plein fin) : courbe des MET mesurés par le Métamax
- Marqueurs Metamax (traits pointillés verticaux) : délimitations des différentes activités, sachant que, entre la fin d'une activité et le début de l'autre il y a un temps de mise en place, c'est pourquoi il y a souvent deux marqueurs entre chaque activité.
- Erreur moyenne activité (traits pointillés horizontaux) : la courbe exprimant la différence en valeur absolue entre la moyenne des MET_Metamax et la moyenne des MET_proto, par activité et en supprimant les phases de mise en

place entre chaque activité. Cette erreur moyenne sera une base de comparaison visuelle sur les courbes et nous calculerons l'erreur relative pour évaluer la qualité de nos résultats.

La première remarque qui peut être faite sur la courbe de la Figure 64 concerne les « pics » lors des transferts entre chaque activité, mais ce défaut peut être corrigé facilement par programmation en lissant par filtrage.

Contrairement aux résultats du pré-étalonnage de la Figure 62, on constate que l'estimation fournie par le prototype tend à sous-estimer les valeurs de DEAP, en particulier sur les fortes activités (course1 et course2) et sur les très faibles (repos, dactylo). Cela semble cohérent puisqu'aucune de ces activités ne faisait partie du protocole du pré-étalonnage. De plus, on peut remarquer que l'activité vélo est également très sous-estimée. Dans ce cas, le vélo étant une activité statique il sera difficile avec le prototype sur le bras, de déterminer le niveau de DEAP.

Ces constatations visuelles se confirment lorsqu'on détermine l'erreur relative pour chaque activité (Tableau 13). On remarque que l'erreur est importante, en particulier dans le cas de très faibles activités (environ 60%).

Activité	MET_Metamax	MET_Proto1	Erreur_absolue	Erreur relative (%)
Repos	1,23	0,44	0,78	63,7
dactylo	1,28	1,03	0,24	19,1
vélo	4,25	1,92	2,33	54,8
marche	4,23	3,96	0,28	6,5
course1	7,92	6,74	1,18	14,9
course2	10,15	7,06	3,09	30,4

Tableau 13 : Erreurs pour A=0,11 et B=1,8

Nous allons donc affiner les coefficients afin de mieux coller à la référence.

Cette inclusion JV007 va nous permettre de calculer de nouveaux coefficients puis nous les appliquerons aux autres inclusions afin de les valider.

Tout l'abord il faut ajuster les coefficients A et B par expérimentation en comparant les courbes du prototype et celles du Metamax3B® et en essayant de diminuer les valeurs des erreurs présentées au dessus. A l'issue de l'expérimentation et une modélisation pour A=0,09 et B = 1,8, nous avons remarqué que la correction seule des coefficients ne s'avère

pas suffisante pour les forts et les faibles niveaux. Il faut partitionner la courbe d'approximation de façon à appliquer une correction supplémentaire (Figure 65).

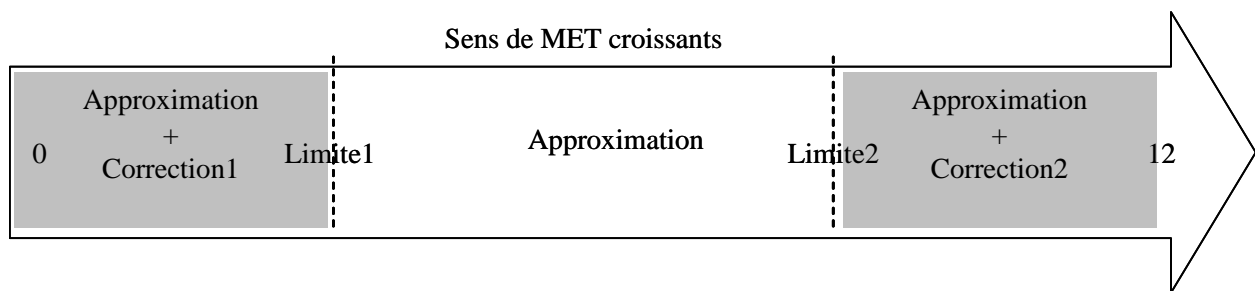


Figure 65 : Schématisation du partitionnement de l'échelle des METS

Si nous regardons la Figure 64, nous pouvons constater que sur les faibles activités physiques, l'erreur est quasiment identique entre les activités 1) et 2) pour les valeurs données par le Metamax3B® et celles données par le prototype. La multiplication des valeurs de MET_{proto} par un coefficient est suffisante. La détermination de ce coefficient et de la limite se fait de façon expérimentale en recherchant une erreur relative minimale. Ainsi nous effectuons un test conditionnel :

Si MET_{proto} inférieur à Limite1,

$$\text{MET_Proto} = \text{MET_proto} \times \text{Coeff1} \quad (20)$$

Par contre, en observant la courbe de la Figure 64, on remarque pour les fortes activités que la différence entre les valeurs données par le Metamax3B® et celles données par le prototype n'est pas constante cette fois mais qu'elle augmente entre les activités 5) et 6). Il faut donc que la correction augmente avec le niveau de MET_{proto}, mais la multiplication par un simple coefficient n'a pas donné de résultat satisfaisant. Ce n'est qu'en appliquant un coefficient sur la différence entre MET_{proto} et la Limite2 que nous avons obtenu les meilleurs résultats. Ainsi nous effectuons un test conditionnel :

Si MET_{proto} supérieur à Limite2,

$$\text{MET_proto} = \text{MET_proto} + (\text{MET_proto} - \text{Limite2}) \times \text{Coeff2} \quad (21)$$

Les valeurs des coefficients qui donnent les meilleurs résultats sont :

$$\text{Limite1} = 0,85 \quad \text{Coeff1} = 2$$

$$\text{Limite2} = 7,9 \quad \text{Coeff2} = 5$$

Ces coefficients ont été obtenus de façon expérimentale en optimisant le tableau des erreurs relatives entre MET_Metamax et MET_proto sur une seule personne ; il faudra bien sûr les vérifier pour l'ensemble des participants. A ce stade de l'étude il peut même être envisagé d'ajuster ces coefficients en fonction des paramètres physiques du patient. En effet, en fonction de l'âge, du poids ou du sexe, voire de la pathologie les limites peuvent être différentes. Par exemple, la limite2 pour une personne âgée pourrait être de 7 au lieu de 7,9 pour des personnes jeunes.

Les résultats de DEAP en utilisant ces nouveaux calculs sont présentés sur la Figure 66, avec toujours en trait fin les METS mesurés par le Metamax3B® et en trait épais les METS calculés par notre prototype.

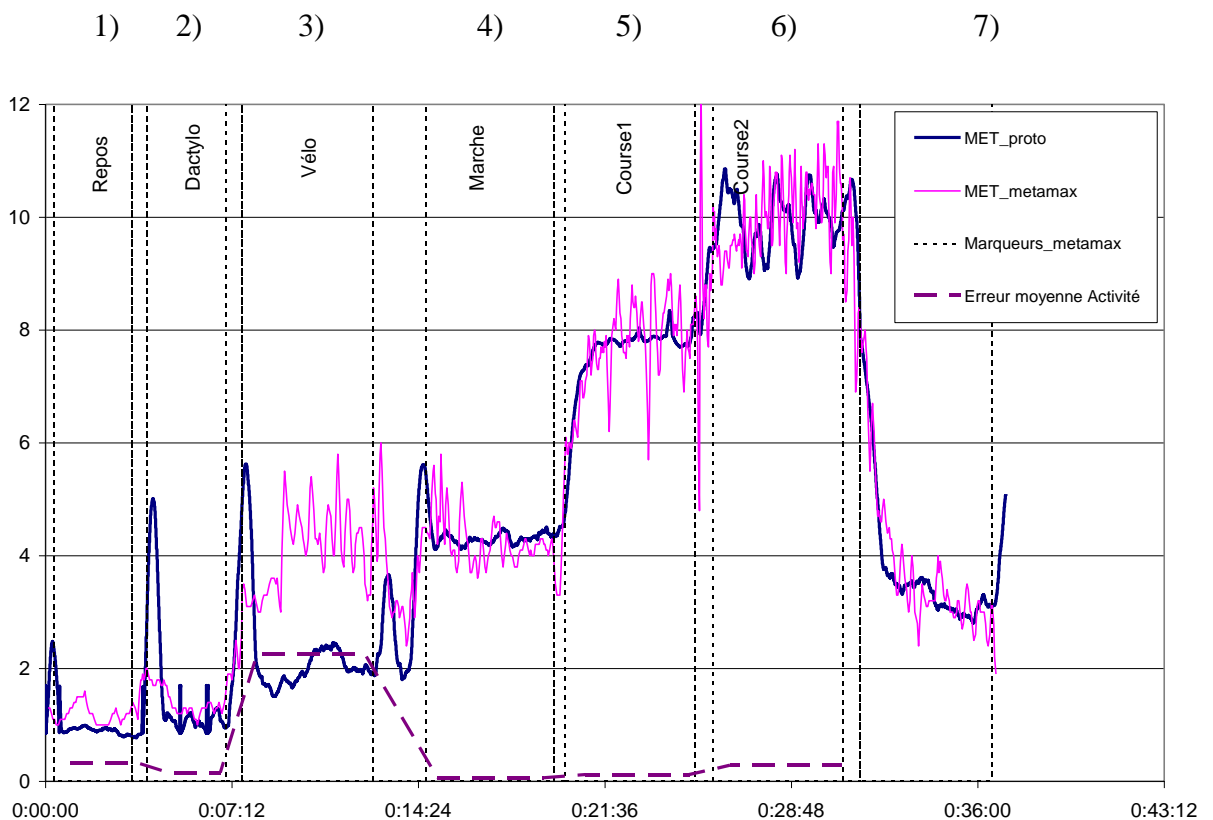


Figure 66 : Application des nouveaux coefficients pour JV007

L'erreur moyenne par activité a diminuée, ce qui est plus facile à visualiser si on met en parallèle les niveaux avant et après l'application des nouveaux coefficients (Figure 67)

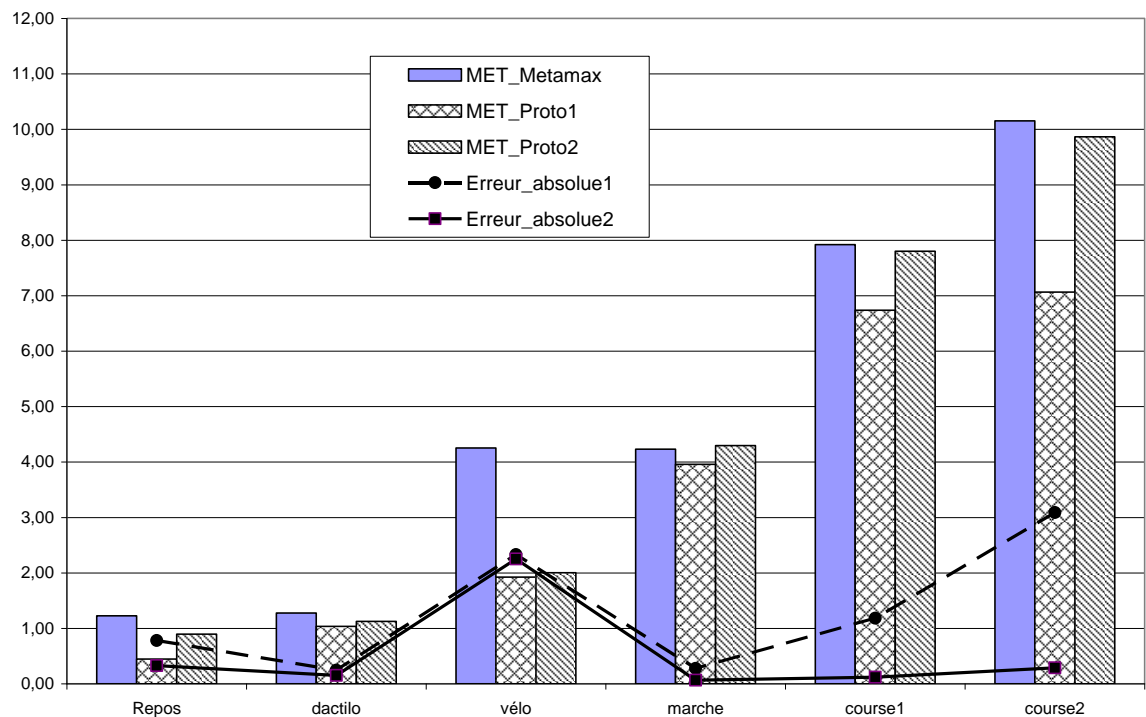


Figure 67 : Comparaison des METs avant/après l'adaptation des coefficients A et B pour JV007

MET_Proto1 et Erreur absolue1 représentent respectivement les valeurs de l'approximation et l'erreur moyenne absolue par activité avec les coefficients issus du pré-étalonnage.

MET_Proto2 et Erreur absolue2 représentent respectivement les valeurs de l'approximation et l'erreur moyenne absolue par activité avec les coefficients issus de la correction sur l'inclusion JV007.

Pour compléter cette dernière courbe, le Tableau 14 donne les valeurs des erreurs relatives et des erreurs absolues obtenues avec les nouveaux coefficients. On constate en comparant les Tableau 13 et Tableau 14 que les nouvelles corrections ont permis de ramener les niveaux d'erreur relative et absolue à des niveaux beaucoup plus faibles que précédemment sauf pour le cas particulier du vélo comme déjà indiqué. Par exemple, l'erreur relative est passée de 63,7% à 26,8% sur le repos et de 30,4% à 2,8% sur la course2.

Activité	MET_Metamax	MET_Proto	Erreur_absolue	Erreur relative (%)
Repos	1,23	0,90	0,33	26,8
dactilo	1,28	1,13	0,15	11,9
vélo	4,25	2,00	2,25	52,9
marche	4,23	4,30	0,06	1,5
course1	7,92	7,80	0,12	1,5
course2	10,15	9,86	0,29	2,8

Tableau 14 : Erreurs pour A=0,09 & B=1,8 et coefficients conditionnels

De plus, si on rajoute sur nos courbes les valeurs du compendium visualisées en traits gras pointillés (paragraphe 5.1.1), on se rend compte qu'il y a une différence assez importante sur la course1 (environ 1,9 MET) et une différence moyenne mais non négligeable (entre 0,5 et 0,9 MET) pour les autres activités.

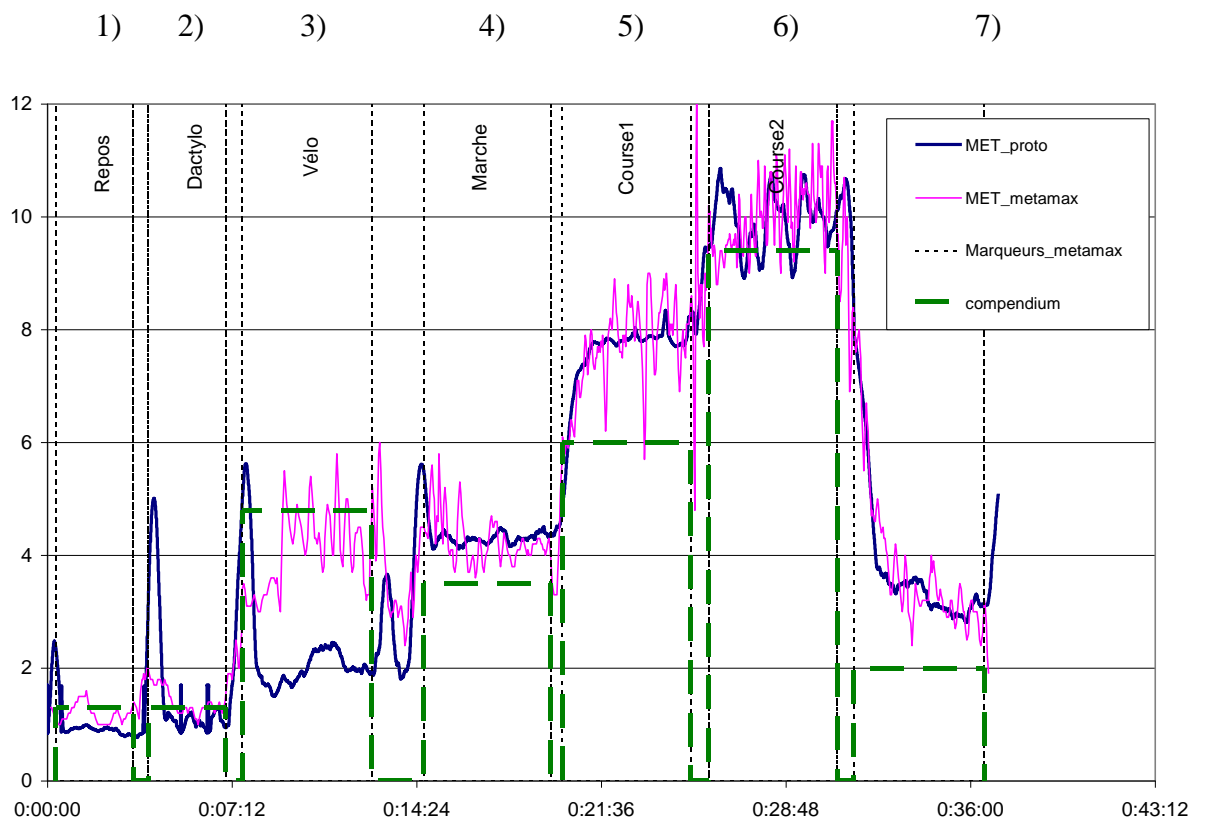


Figure 68 : Comparaison avec le compendium

Cela illustre le fait que l'utilisation du compendium peut présenter des limitations pour l'étalonnage. Il vaut mieux éviter son utilisation dans notre contexte.

Finalement, on compare sur la Figure 69 les courbes obtenues à celles données par les Sensewear (traits pointillés alternance long/court) disposés sur chaque bras de l'inclusion. Tout d'abord, on constate que les Sensewear ne font pas de différence entre l'activité effectuée et une « non-activité ». En effet, sur la Figure 69 de 0 à 7'12'', c'est-à-dire sur les activités très faibles 1) et 2), les valeurs des Sensewear restent plates à 1 MET.

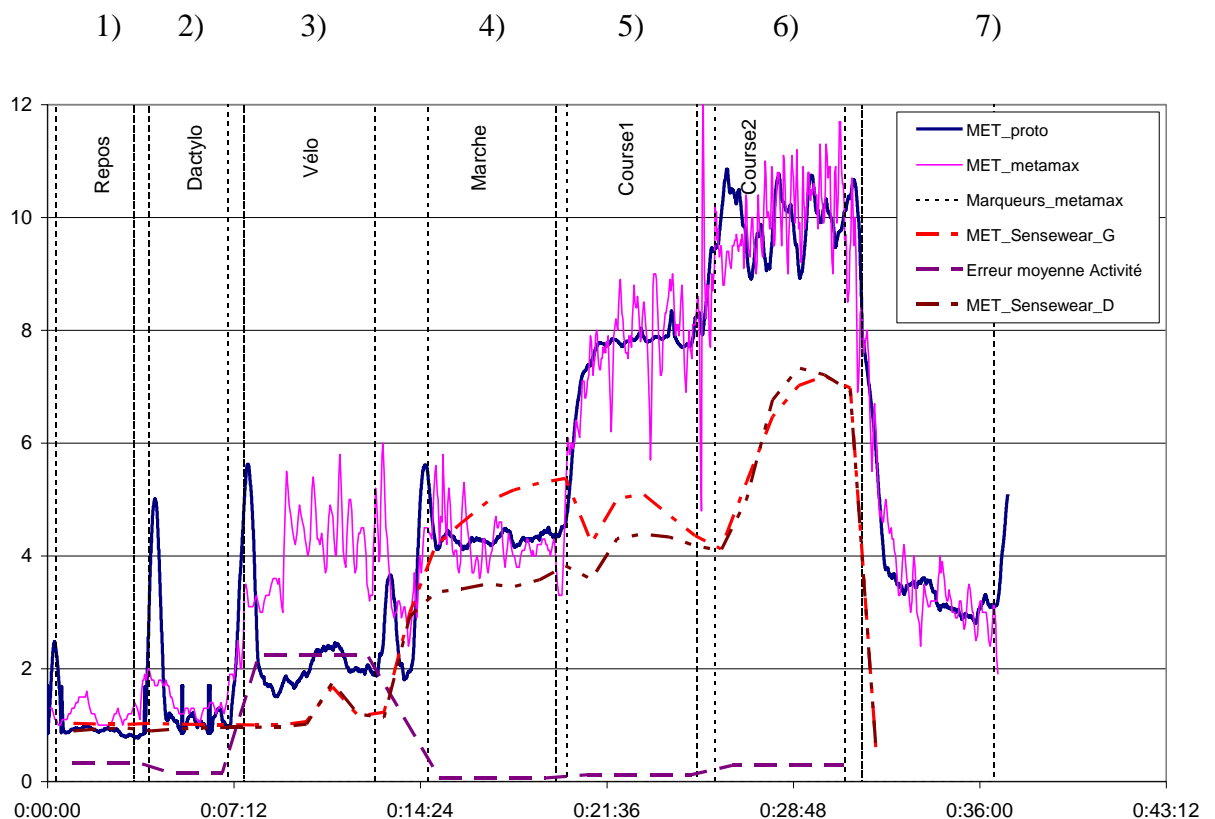


Figure 69 : Comparaison avec le Sensewear pour JV007

De plus, la configuration de base du Sensewear, à savoir une donnée toutes les minutes n'est pas adaptée à une estimation d'une activité brève (ce qui nous intéresse dans le cas d'une rééducation). Ces dispositifs sont plus adaptés à une mesure globale sur une période longue (plusieurs jours).

Puis on note également que la différence entre le MET_proto et MET_Sensewear sur les courses 1 et 2 (Figure 69) est importante pour cette inclusion, mais on ne peut pas conclure car comme on va le voir elle est en fait moins grande sur l'ensemble des participants.

5.1.2.2. Application aux inclusions <25 ans

Parmi nos inclusions nous en éliminons 3 (MB018, JA010, SV019) pour la synthèse car elles présentent des incohérences au niveau des mesures ; en effet, les enregistrements du Metamax3B® semblent faibles, notamment au niveau de la marche (<2MET). La limite du Metamax3B® vient de sa configuration ; si le masque n'est pas correctement positionné ou s'il se décale durant l'effort, les mesures sont faussées.

La Figure 70 présente les résultats pour toutes les inclusions. Les barres verticales correspondent aux valeurs moyennes par activité et les courbes représentent les erreurs absolues, en trait continu l'erreur entre le Metamax et le prototype et en pointillés l'erreur entre le Metamax et le Sensewear. Nous n'avons conservé pour la comparaison globale que les données du Sensewear du bras gauche, car c'est celui sur lequel est également fixé notre prototype.

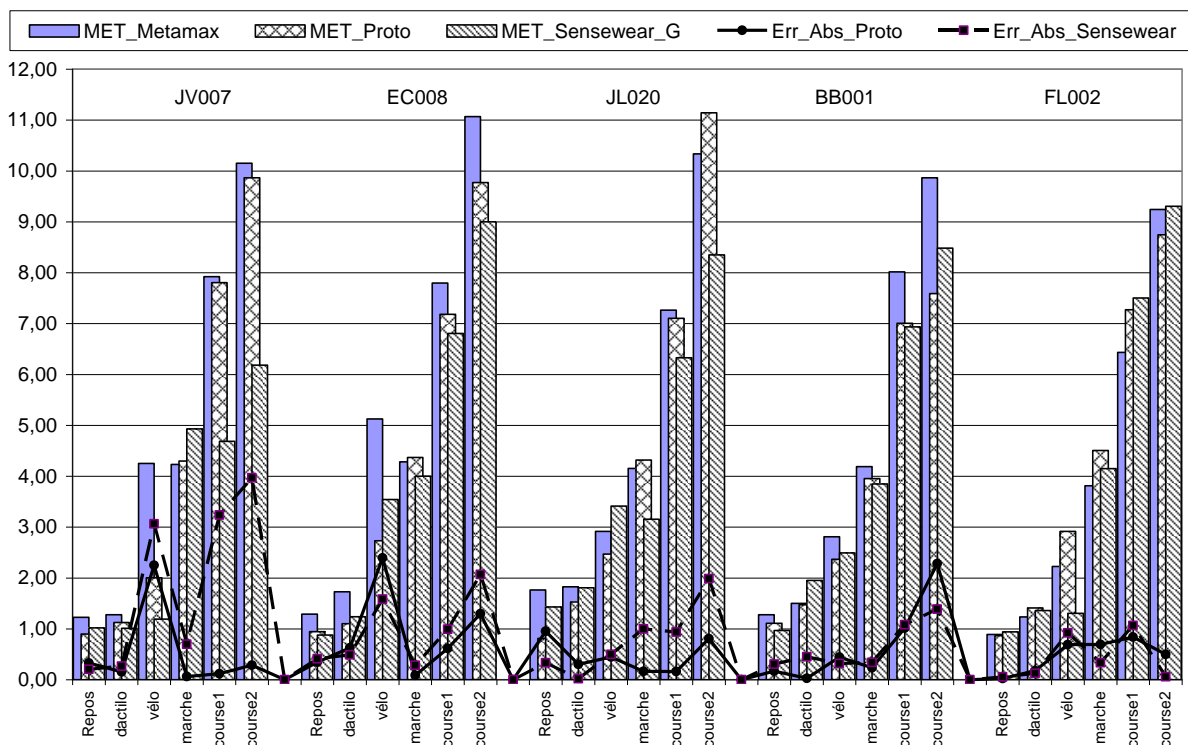


Figure 70 : Courbe des résultats pour les <25ans

L'inclusion JV007 est celle sur laquelle est basé notre étalonnage, ce qui explique les faibles niveaux d'erreur. On confirme également sur cette même inclusion notre conclusion du paragraphe précédent à savoir la sous estimation du Sensewear sur course1 et course2.

Pour les autres inclusions nous avons appliqué les mêmes coefficients que pour JV007 à l'exception de la limite2 (21) qui passe pour les sujets féminins (EC008 et JL020) à 7,5 au lieu de 7,9 pour les sujets masculins. Nous ne pouvons pas appliquer des coefficients et des limites (définies au dessus) différents à chaque inclusion, mais le but du prototype est d'estimer correctement la DEAP, quelque soit le sujet. C'est pourquoi nous n'avons ici fait qu'une seule différence entre les sujets féminins et masculins. Cet ajustement a été effectué de façon expérimentale de la même manière que pour JV007.

En appliquant ces coefficients, la Figure 70 nous montre que, les erreurs en moyenne restent acceptables pour l'ensemble des inclusions. Les valeurs les plus grandes sont pour 2 participants sur l'activité statique (vélo), ainsi que sur la course 2 de BB001. Cependant, il faut noter qu'une erreur de 2 MET sur une valeur de base de 10 MET ne donne une erreur relative que de 20%. De plus, nous rappelons que notre système doit être fiable plutôt sur des faibles activités. C'est pourquoi cette erreur sur une inclusion sur une forte activité ne remet pas en cause l'étalonnage de notre dispositif.

Le Sensewear reste une référence en matière d'évaluation de la DEAP, et sur cette série de mesures, nos résultats sont au moins équivalents, comme le montre la Figure 71. Sur les activités faibles, la moyenne des erreurs des deux dispositifs est quasiment équivalente, mais sur l'ensemble des autres activités les erreurs du prototype sont inférieures.

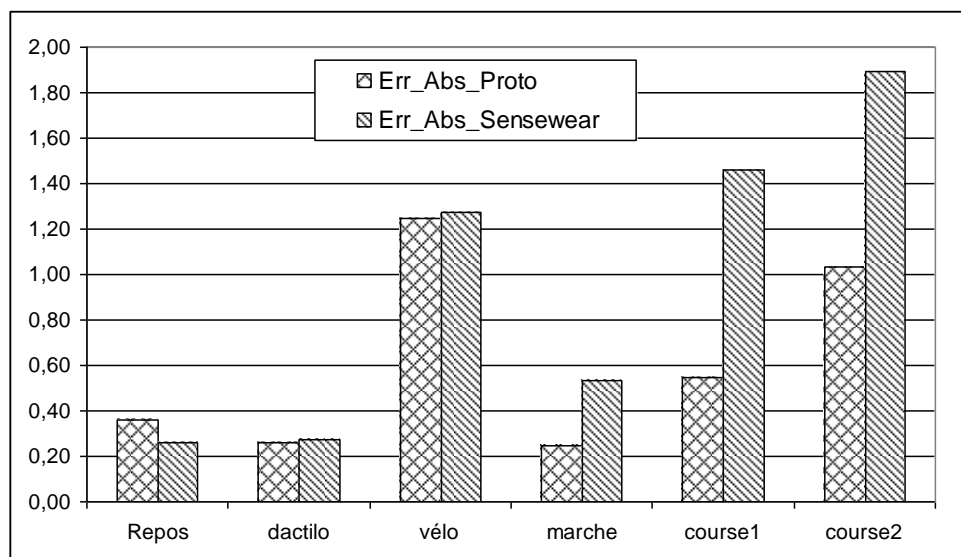


Figure 71 : Comparaison des erreurs absolues moyennes sur l'ensemble des inclusions de -25 ans entre Prototype et Sensewear

Il faut noter que, comme nous l'avons souligné sur la Figure 69, notre prototype retranscrit mieux les variations sur les faibles niveaux d'activité physique car notre échantillonnage est plus adapté, tout en gardant une erreur moyenne similaire au Sensewear, ce qui répond à nos attentes.

Nous avons dû faire une différence entre les sujets féminins et masculins (limite2) lors du calcul de la DEAP sur des sujets de moins de 25 ans ; regardons maintenant les résultats sur une population plus âgée.

5.1.2.3. Application aux inclusions +65 ans

Les inclusions de plus de 65 ans se rapprochent un peu plus de la catégorie de personnes visées par notre prototype, aussi les résultats de cette catégorie de personnes sont importantes pour nos conclusions.

Tout d'abord on se rend compte sur un enregistrement typique du niveau des MET d'une personne de plus de 65 ans (Figure 72) que l'application des coefficients sur les fortes DEAP n'est pas nécessaire car aucune des personnes testées n'atteint les 8 MET, et que en dessous de ce niveau aucune correction n'est nécessaire.

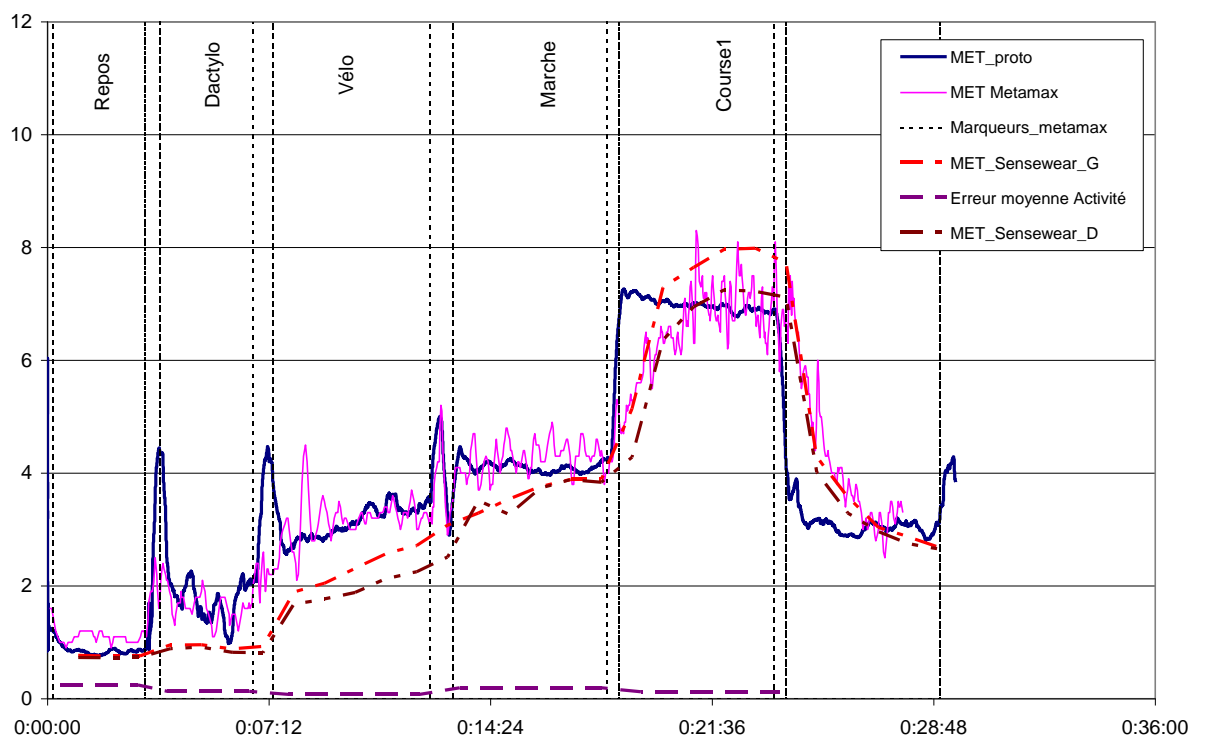


Figure 72 : Enregistrement typique d'une inclusion de + 65ans pour ARL006

On remarque sur cet exemple que notre prototype donne une estimation très correcte de la DEAP (l'erreur absolue moyenne est inférieure à 0,2 MET), et ce quelle que soit l'activité. Cette remarque faite pour ARL006 est valable pour toutes les inclusions, comme le montre la Figure 73.

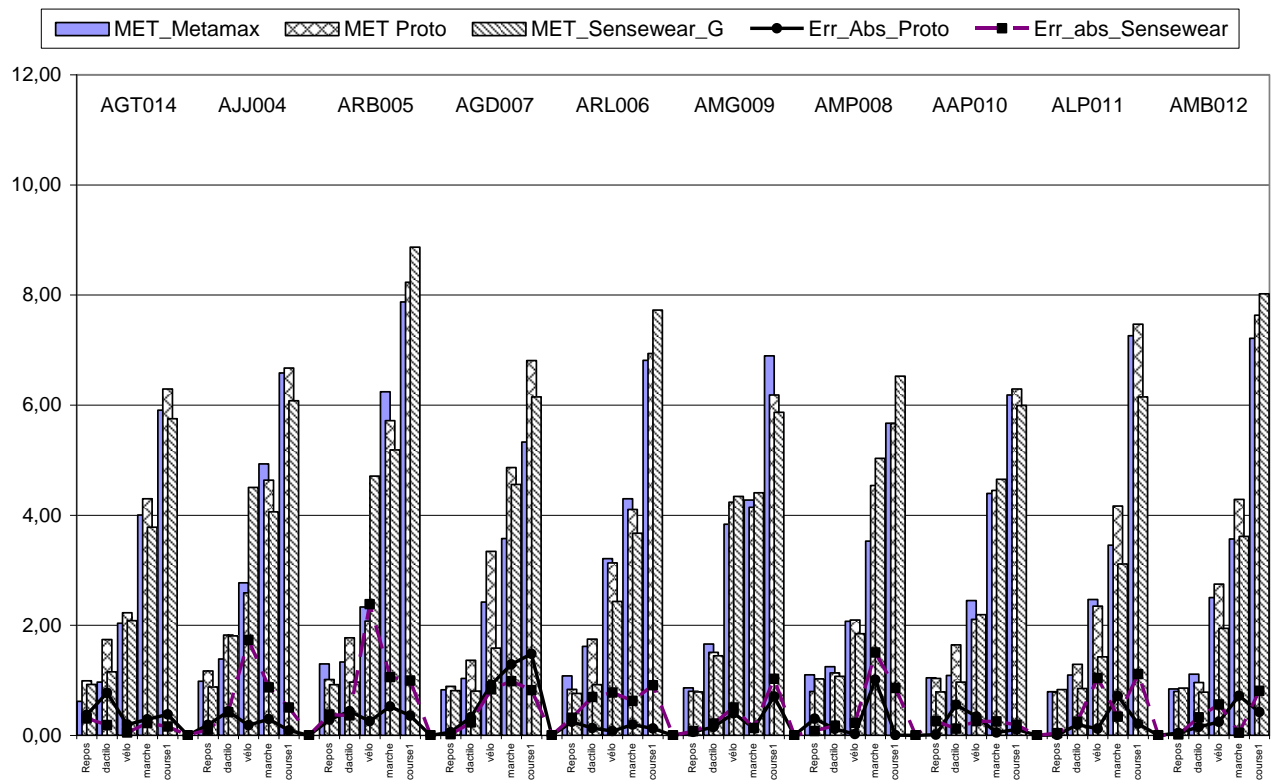


Figure 73 : Courbe des résultats pour les +65ans

La figure montre quelques erreurs plus importantes comme la course1 de l'inclusion AGD007, la marche de AMP008 et les deux activités faibles de AGT014, mais dans l'ensemble, les erreurs absolues moyennes entre les valeurs issues de notre approximation et celles données par le Métamax restent faibles.

On peut remarquer également que sur les faibles activités comme sur l'ensemble des résultats, notre estimation est plus proche de la référence que celle donnée par le Sensewear car l'erreur est plus faible (Figure 74), ce qui représente une très bonne nouvelle quant à nos objectifs, à savoir trouver un système qui estime de façon correcte la DEAP de personnes à activité physique réduite.

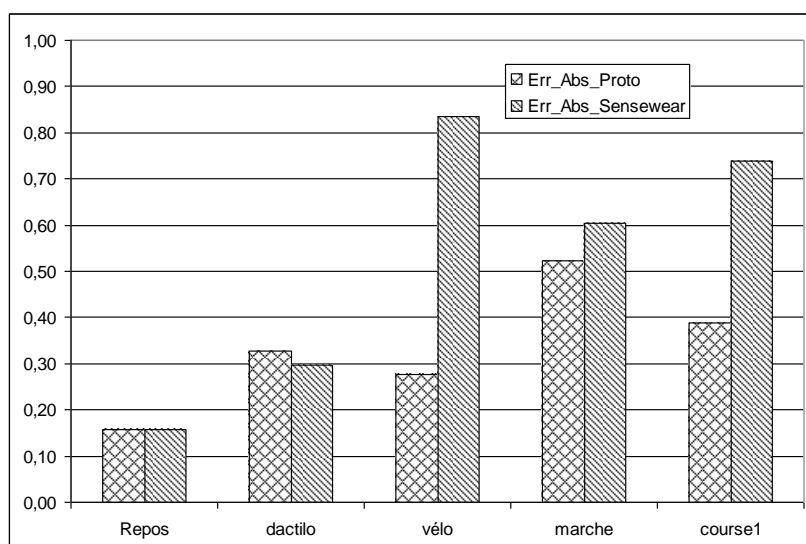


Figure 74 : Comparaison des erreurs absolues moyennes sur l'ensemble des inclusions de +65 ans entre Prototype et Sensewear

Pour finir, si nous regardons les valeurs numériques des erreurs relatives pour cette population (Tableau 15), on peut voir que malgré les trois valeurs anormalement élevées au-dessus de 50% (déjà repérées sur la Figure 73), on obtient une erreur relative moyenne par activité inférieure à 30%. Le prototype donne une approximation proche de celle donnée par le Metamax3B®, et ce sans faire de distinction entre les sujets masculin et féminin.

	AJJ004	ARB005	ARL006	AGD007	AMP008		
Repos	19,4	21,8	22,5	7,2	27,5		
dactilo	31,5	33,0	8,1	31,7	9,2		
vélo	6,6	11,0	2,4	38,0	1,1		
marche	6,0	8,4	4,5	36,1	28,6		Moyenne
course1	1,4	4,5	1,8	27,8	0,1	Repos	17,3
						dactilo	28,5
						vélo	10,8
						marche	13,6
						course1	6,3
	AMG009	AAP010	ALB011	ABM012	AGT014		
Repos	7,1	1,2	1,1	5,3	60,3		
dactilo	9,1	51,3	17,7	13,5	79,8		
vélo	10,4	14,0	4,9	9,9	9,5		
marche	3,1	1,2	20,7	20,1	7,3		
course1	10,3	1,8	2,9	5,8	6,5		

Tableau 15 : Récapitulatif des erreurs pour les +65ans

5.1.3. Conclusion sur les patients sains

Les résultats des essais sur des personnes saines nous montrent que notre dispositif peut donner une bonne estimation de la DEAP sur différents niveaux d'activité, que ce soit sur des personnes jeunes ou sur des personnes âgées. Associé à son système de transmission optique, il prend son importance dans une utilisation lors des phases de rééducation sur des sites équipés. Il apporte une bonne précision dans le temps, contrairement au Sensewear qui avec un échantillonnage des données plus faible, ne renseigne pas suffisamment sur des activités inférieures à 1 ou 2 minutes.

Cette série d'enregistrements nous a permis d'étalonner le système sur un échantillon représentatif de différents niveaux d'activités physiques. La bonne concordance des résultats entre la référence et notre dispositif nous permettent d'effectuer un test sur des personnes post-AVC.

5.2. Protocole d'essais sur des niveaux de DEAP réduites – Patients Post-AVC

5.2.1. Descriptif du protocole

Pour évaluer notre dispositif sur des activités courantes, il a été porté par des personnes incluses dans un protocole destiné à évaluer la fiabilité de différents accéléromètres en situation de locomotion et de vie réelle chez un sujet pathologique. Les tests se sont déroulés au laboratoire Habitat Handicap (L2H) du CHU de Limoges.

L'objectif du protocole dans lequel nous nous sommes inclus est d'évaluer la fiabilité de la mesure du niveau d'activité physique de plusieurs accéléromètres, localisés à différents endroits sur la personne, par rapport à une mesure directe de consommation d'O₂.

La population concernée portait sur des patients post-AVC étant aptes à réaliser des transferts. Un transfert représente un déplacement d'un point A dans une position A à un point B dans une position B. Par exemple, cela peut consister, à partir d'une position couchée, à se lever puis aller à la salle de bain et se positionner sur les toilettes.

Le matériel utilisé est exactement le même que pour le protocole incluant les personnes saines (paragraphe précédent).

Tous les dispositifs sont placés sur des zones non lésées. Pour les outils situés au niveau des bras ils seront des 2 côtés.

Le protocole est alors défini ainsi :

- a) Coucher au lit → 3 minutes
- b) Transfert 1 : Transfert du lit au fauteuil ou transfert couché/débout puis déplacement vers les toilettes avec de nouveau un transfert adapté.
- c) Arrêt sur les toilettes → 3 minutes.
- d) Transfert2 : Transfert + déplacement jusqu'à la cuisine + vider et remplir sac de course.
- e) Repos → 3 minutes
- f) Déplacement (marche ou fauteuil en fonction) → 6 minutes
- g) Repos → 3 minutes (arrêt pour les patients en fauteuil)
- h) Monter un escalier (quand la pathologie ne l'empêche pas)
- i) Repos → 3 minutes.

Ce protocole a été élaboré de façon à comparer des dispositifs dans des situations de vie courante sur des sujets pathologiques. Les activités proposées ne sont pas directement référencées dans le compendium, ou si elles le sont, leur comparaison avec les valeurs mesurées pourrait donner des variations importantes en fonction de la pathologie.

Le Tableau 16 donne la liste des personnes ayant participé au protocole défini en portant en plus notre dispositif.

Post AVC							
Référence	Age	Sexe	Poids	Taille	Fumeur	Sportif	Droitier/Gaucher
LL008	34	M	71,1	178	Oui	Non	D
DV009	37	M	65	172	Oui	Non	D
BJ11	82	F	91,5	166	Non	Non	D
LG10	84	M	101	180	Non	Non	D
MJ29	80	M	76	170	Non	Non	D
BR30	79	M	95	180	Non	Non	D
LJ31	64	M	62	178	Oui	Non	G
KA32	57	F	116	165	Non	Non	D
BS33	85	F	56	163	Non	Non	D
RS35	82	F	72	171	Non	Non	D
JR34	73	H	86	170	Non	Non	D

LL008	CAX1	CA : Canne Anglaise SA : Sans Assistance FRM : Fauteuil Roulant Manuel D : Déambulateur
DV009	SA	
BJ11	CAX1	
LG10	FRM	
MJ29	CAX1	
BR30	Transfert Marche + FRM	
LJ31	Marche + Assistance / Héli Droit non fonctionnel	
KA32	SA	
BS33	Marche + Aide	
RS35	Marche + D	
JR34	Marche + D	

Tableau 16 : Liste des inclusions au protocole 2

La deuxième partie du tableau ci-dessus reprend les différents modes de déplacement des patients volontaires pour le protocole. On peut distinguer trois modes, à savoir « sans assistance », « canne anglaise ou déambulateur », « fauteuil roulant manuel ». Ces différents modes de déplacement vont donner trois types de résultats.

5.2.2. Analyse des résultats

Si on regarde tout d'abord les personnes sans assistance ou avec un peu d'aide humaine, on remarque que dans la globalité les niveaux enregistrés par notre prototype correspondent à ceux donnés par le Métamax, comme on peut le constater sur la Figure 75 qui présente un enregistrement typique des METS pour un patient post AVC sans assistance (DV009) lors de son déplacement. On peut constater que globalement les niveaux sont respectés.

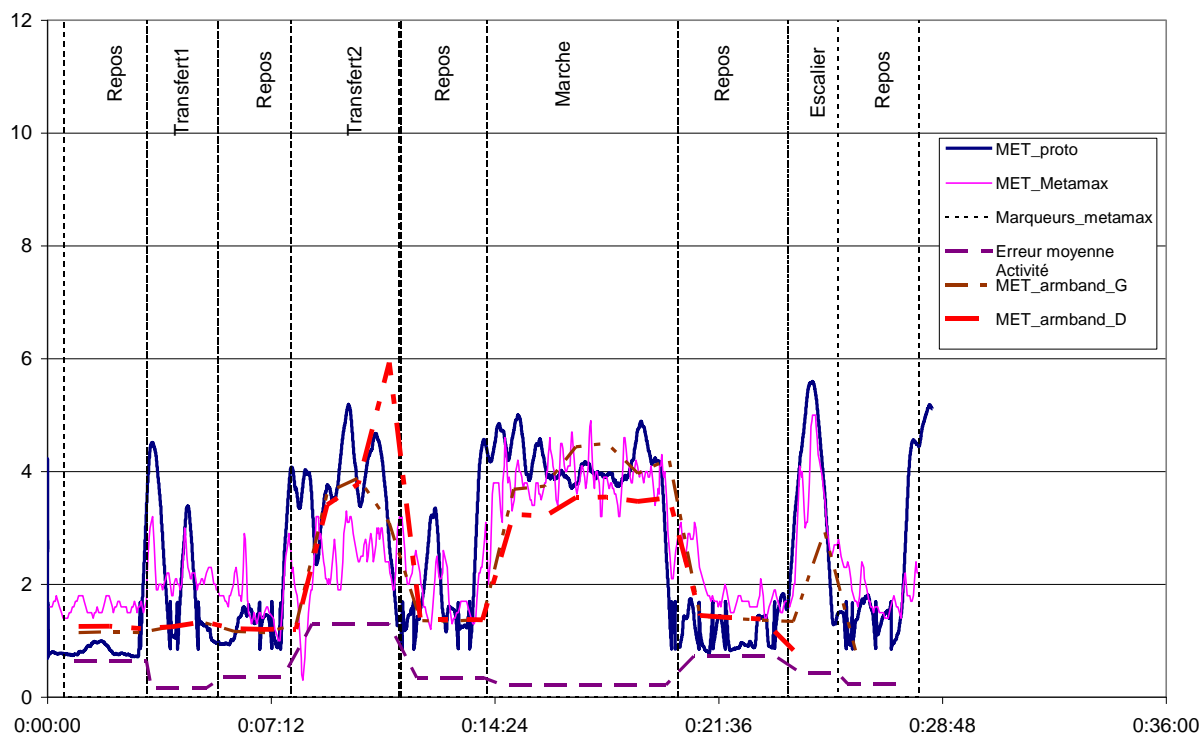


Figure 75 : Enregistrement typique d'un Post-AVC sans assistance(DV009)

Le Tableau 17 donne des valeurs chiffrées des erreurs relatives par activité entre le Metamax3B® et le prototype. La colonne des moyennes ne prend pas en compte les activités du patient KA032 qui présente des différences élevées sur les trois activités. Ce patient a la particularité d'être classé comme obèse, or notre prototype ne prend pas en compte ce paramètre.

	BS033	KA032	DV009	LJ031	MOY
Repos1	9,7	7,1	39,7	100,0	39,1
Transfert1	30,8	106,0	7,5	20,5	19,6
Repos2	41,2	48,0	21,4	38,8	37,3
Transfert2	44,0	325,6	49,6	128,8	46,8
Repos3	25,7	45,2	18,7	29,6	29,8
Marche	13,2	51,7	5,5	4,4	7,7
Repos4	5,9	29,2	39,7	48,5	30,8
Escalier		31,5	11,4		21,5
Repos5		3,9	13,3		8,6

Tableau 17 : Erreurs relatives entre Métamax et prototype par activité post AVC sans assistance

Si on enlève les résultats de ce patient, on peut constater (Colonne MOY) que la moyenne des erreurs relatives pour les activités «Transfert1 »(19,6%) , « Marche »(7,7%), et

« Escalier »(21,5%) est comparable aux erreurs relatives enregistrées sur les patients « sains ». L'erreur relative pour l'activité « transfert2 », qui se situe dans la cuisine du laboratoire, est plus importante (46,8%). Cette surestimation peut être due à une « suractivité » du bras lors de cette activité pour ces patients. Le choix de placement du capteur pour ces personnes n'est donc peut-être pas adapté. N'ayant pas assisté à ces activités, il est impossible de dire si les patients ont développé une manière particulière de ranger les courses par exemple.

Nous pouvons également relever sur la Figure 75 que le tracé des faibles niveaux d'activité enregistrés par le Sensewear est quasiment plat alors que les deux autres appareils (Prototype et Metamax3B®) enregistrent des niveaux plus variés. Ceci est dû toujours à l'échantillonnage moins important avec le Sensewear. Il est important pour nous de bien distinguer ces niveaux car ils représentent des DEAP non négligeables pour cette population, et le prototype que nous développons a pour vocation d'estimer correctement ces faibles niveaux d'activité. L'erreur absolue moyenne reste similaire entre les deux appareils basés sur des mesures d'accélération, comme le montre la Figure 76. On peut également voir sur cette figure que l'erreur moyenne du prototype est supérieure pour le « transfert2 ». Ceci est dû au patient KA032.

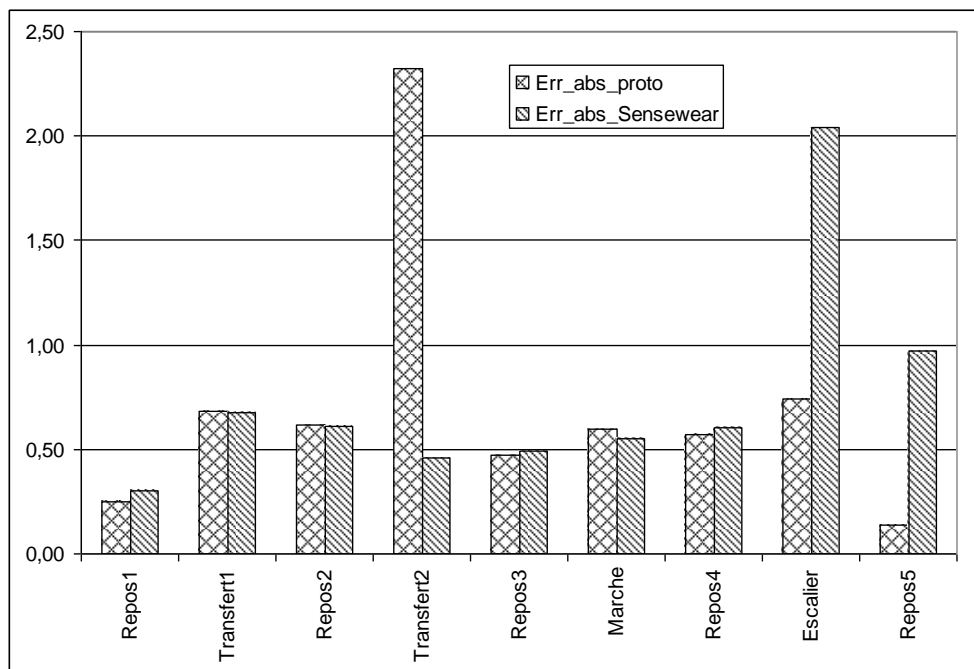


Figure 76 : Comparaison des erreurs absolues moyennes sur l'ensemble des inclusions sans assistance entre Prototype et Sensewear

Les personnes qui doivent utiliser une canne anglaise ou un déambulateur présentent des caractéristiques légèrement différentes.

La Figure 77 montre une bonne cohérence sur l'ensemble des activités, sauf pour l'activité « transfert2 » qui représente toujours les activités dans la cuisine du laboratoire.

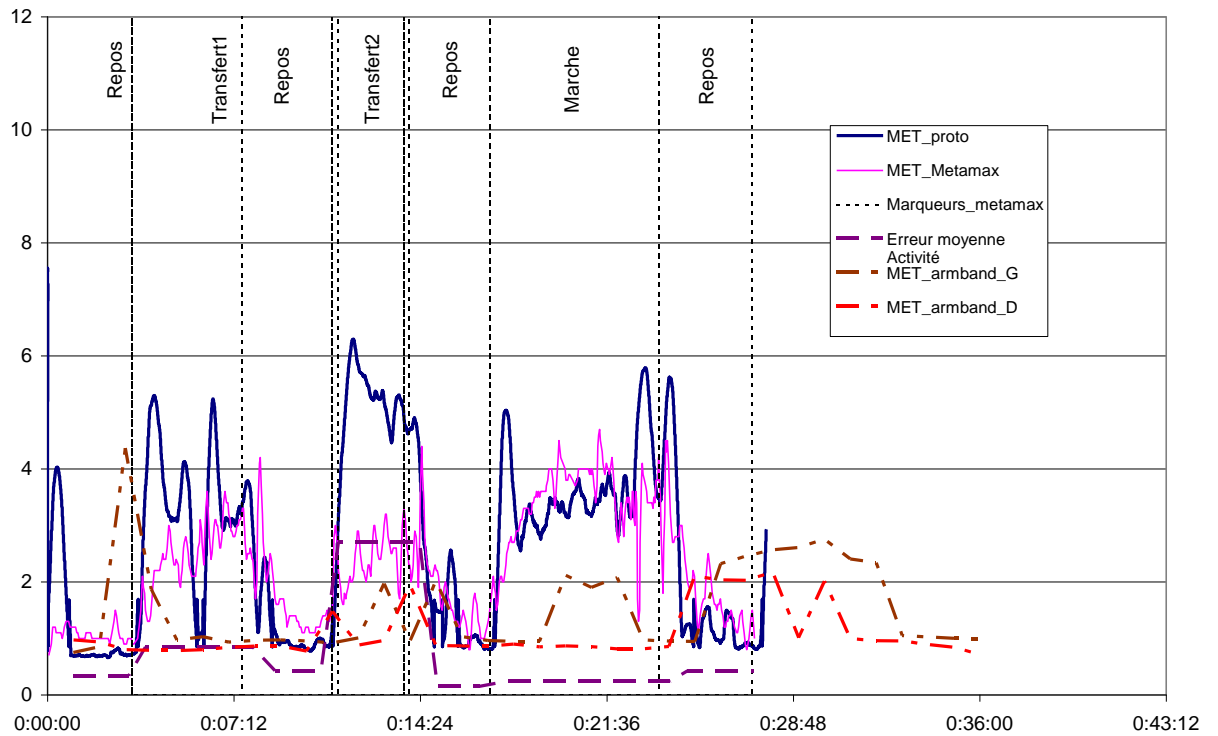


Figure 77 : Enregistrement typique d'un Post-AVC aidé d'une canne anglaise (MJ029)

Les valeurs chiffrées du Tableau 18 corroborent cette première constatation. Avec une moyenne de 140% d'erreur relative entre le Metamax3B® et le prototype nous ne pouvons que constater que nous surestimons les niveaux correspondant à cette activité.

	MJ029	BJ011	LL008	JR034	MOY
Repos1	32,6	26,3	44,9	31,3	33,8
Transfert1	32,6	49,7	46,9	21,4	37,7
Repos2	32,2	52,2	19,6	41,2	36,3
Transfert2	111,8	145,7	111,3	191,5	140,1
Repos3	10,0	28,8	25,3	38,6	25,7
Marche	6,9	14,0	1,6	15,0	9,3
Repos4	27,9	18,0	1,5	14,0	15,4
Escalier			3,7		3,7
Repos5			6,4		6,4

Tableau 18 : Erreurs relatives entre Métamax et prototype par activité post AVC avec canne anglaise

Cette différence peut s'expliquer par des mouvements supplémentaires et irréguliers du bras ou du buste lors de déplacement avec une béquille. Lors du rangement des courses il faut par exemple se déplacer vers le sac, poser la béquille, prendre un élément, reprendre la béquille, se déplacer, etc... Comme notre prototype n'enregistre que les accélérations, il prend en compte ces mouvements supplémentaires et surestime alors le niveau de DEAP. Il faudra certainement par la suite prendre en compte le mode de déplacement du patient pour affiner ces résultats.

De la même manière que pour les autres patients, sur ces faibles activités le Sensewear quant à lui sous-estime les niveaux. On constate en effet sur la courbe de la Figure 77 que lors du transfert vers la salle de bain (transfert1) le tracé des 2 Sensewear reste plat.

Le dernier cas à regarder concerne les deux patients se déplaçant en fauteuil roulant manuel. Il est intéressant de visualiser les deux courbes mesurées (Figure 78 et Figure 79).

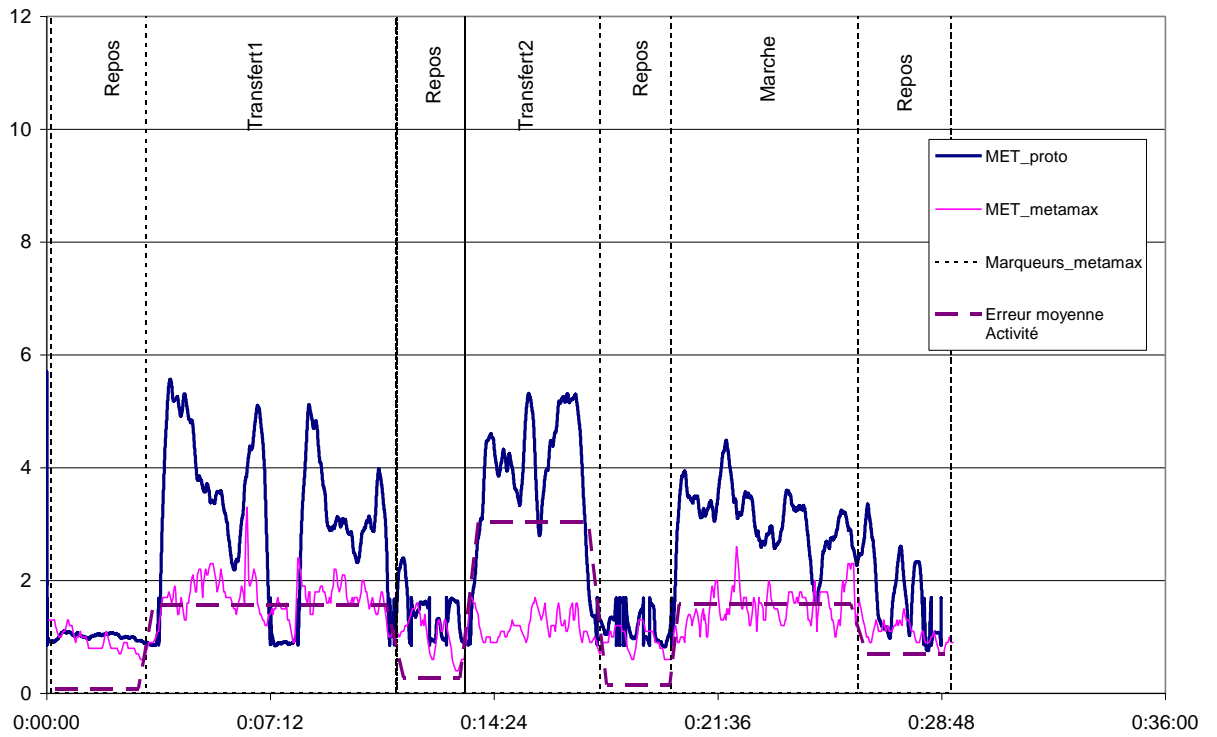


Figure 78 : Enregistrement FRM patient LG010

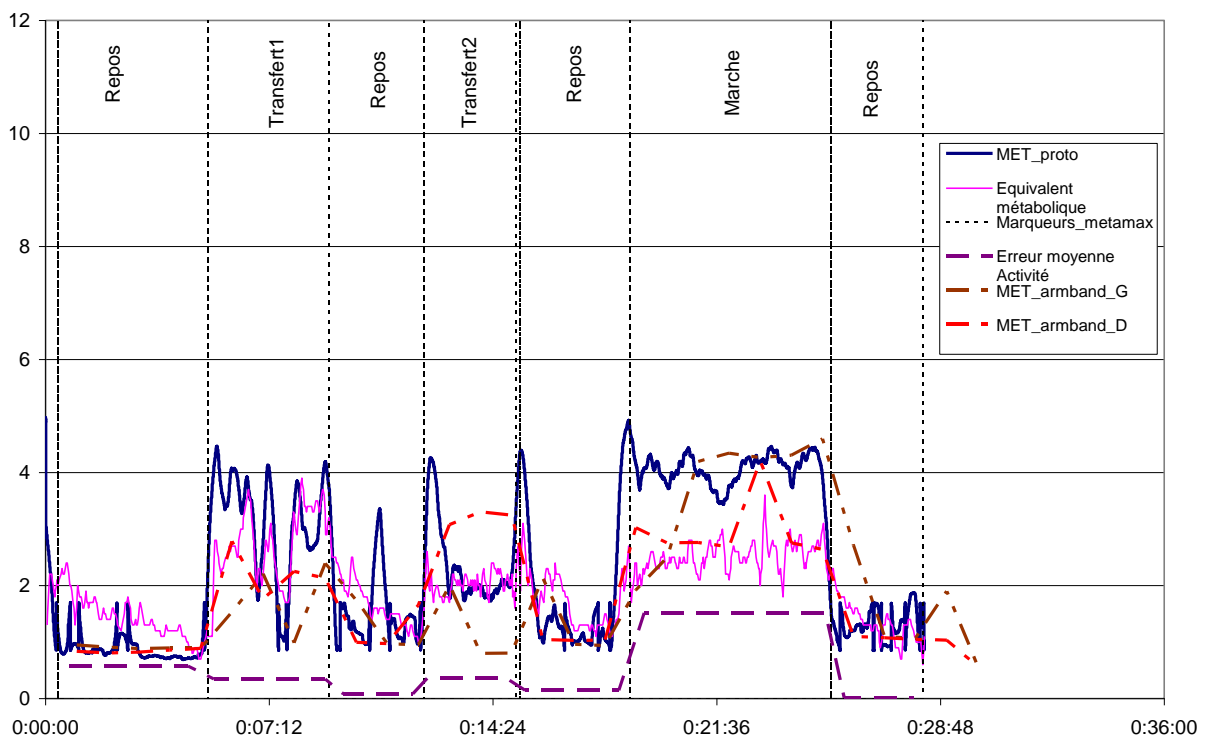


Figure 79 : Enregistrement FRM patient BR030

Dans l'ensemble, l'utilisation d'un fauteuil roulant rend difficile l'estimation de la DEAP avec un système d'accélérométrie disposé sur le bras, car le mouvement de celui-ci est quasi permanent, ce qui se traduit par une surestimation de l'activité. Le patient LG010 (Figure 78) a utilisé son fauteuil durant toutes les activités ; les valeurs données par notre prototype sont donc plus élevées de 2 MET environ de celles données par le Metamax3B®. Le patient BR030 (Figure 79) n'a quant à lui utilisé son fauteuil que sur la marche. La surestimation ne porte donc que sur cette activité, et nous revenons sur des niveaux comparables entre les deux appareils pour les autres activités.

Si on regarde plus en détail la marche de ces patients, notre prototype donne des valeurs comprises entre 3,5 et 4 MET alors que le Metamax3B® ne donne que des niveaux d'environ 2 MET. Sans vouloir remettre en cause les enregistrements du Metamax3B®, des niveaux de 2 MET semblent faibles pour ce type d'activité, qui nous a donné pour toutes les autres populations des niveaux plus proches de celles données par le prototype (4 MET). De plus, lors de l'exécution du protocole, les patients devaient donner une évaluation de leur effort basé sur l'échelle de Borg (Annexe 3). Dans les deux cas ils ont donné des niveaux de 13 et 9, ce qui correspond plus à une activité modérée qu'à une activité faible. Il est donc possible que les données du Metamax3B® ne soit pas représentatives de l'effort exécuté par des patients en fauteuil roulant, et que le prototype reflète mieux le ressenti de ce même patient.

5.2.3. Conclusion sur les patients Post AVC

Au regard des résultats on peut dire que dans l'ensemble notre prototype donne des résultats prometteurs lors de l'évaluation de la DEAP des patients Post AVC. Les niveaux de MET sont comparables avec ceux donnés par le Metamax3B®. Le prototype est perfectible et certaines valeurs nous amènent à la conclusion que l'enregistrement seul des données d'accélérométrie n'est pas suffisant pour estimer correctement les DEAP de toutes les activités pour tous les patients. Il sera nécessaire par la suite de prendre en compte les paramètres de déplacement des patients (Canne anglaise, Fauteuil roulant), de rajouter des données (cas du patient obèse) et d'enregistrer en parallèle des données physiologiques telles que la fréquence cardiaque par exemple pour rajuster les niveaux donnés par le calcul basé seulement sur des accélérations.

5.3. Impact de la qualité de transmission

Nous avons vu précédemment dans le Chapitre 4 que les erreurs de transmissions par optique sans fils pouvaient atteindre des taux de 10% lorsque le nombre de récepteur n'était pas suffisant. Ce taux d'erreur peut également être atteint lorsque la puissance de la LED d'émission est trop faible.

Pour évaluer l'influence des erreurs de transmission sur la DEAP nous avons considéré un résultat de la première phase d'expérimentation sur les personnes saines (JV007). En reprenant les valeurs enregistrées des accélérations, nous avons simulé un certain taux de perte en remplaçant aléatoirement des valeurs mesurées par une autre valeur erronée. Par exemple, pour simuler un taux de perte de 5% on remplace 1 valeur sur 20. Le résultat est reporté sur la Figure 80.

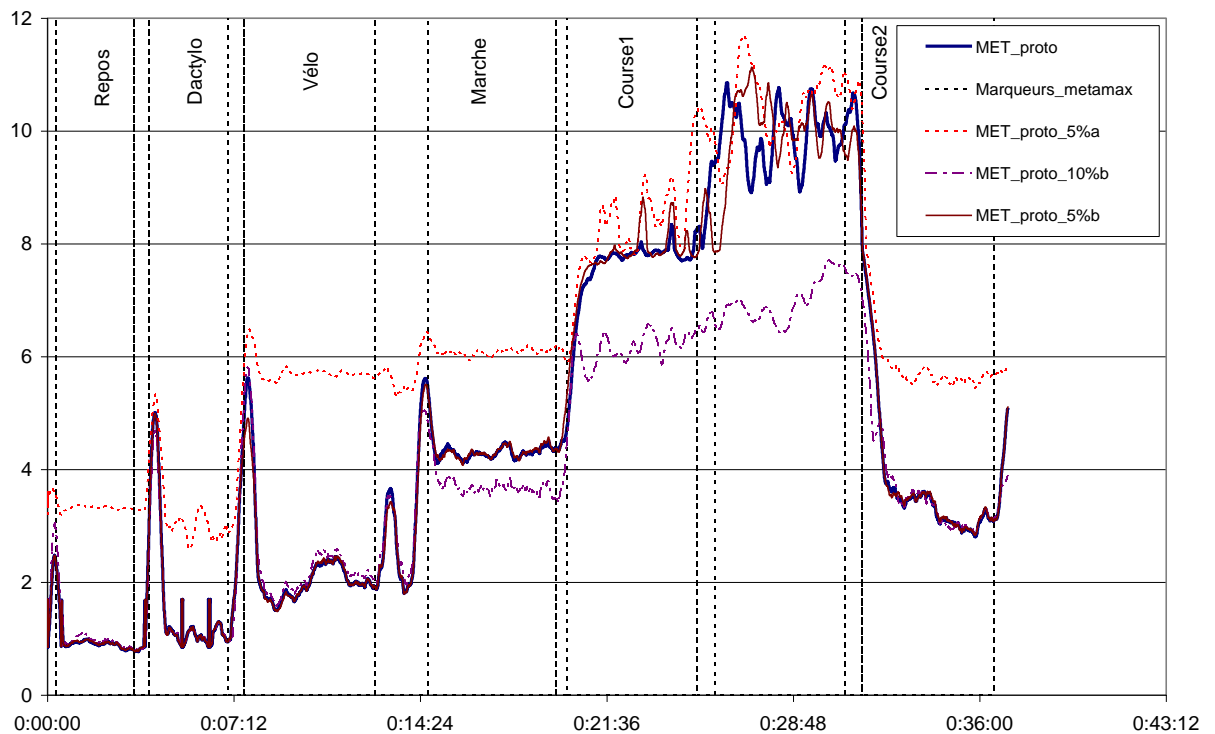


Figure 80 : Influence des erreurs de transmission sur le calcul des MET (JV007)

La courbe en gras « MET_proto » représente la mesure sans erreurs de transmission, à partir des valeurs enregistrées sur la carte SD du prototype avant la transmission.

La courbe MET_proto5%a (pointillés) représente le résultat du calcul lorsque des valeurs sont aléatoirement remplacées par « 0 » pour simuler des erreurs correspondant à un

taux de perte de 5%. On se rend compte alors que le calcul final est très affecté par ces erreurs, surtout dans les faibles niveaux d'activité. Cependant l'algorithme développé détecte qu'une valeur est fautive, grâce au code de vérification et ne remplace pas la valeur erronée par des « 0 ». En fait, il ne tient pas compte de cette valeur. Pour simuler la même procédure nous remplaçons donc la valeur erronée par la valeur de l'échantillon précédent.

La courbe MET_proto5%b (trait plein fin) représente ce nouveau résultat ; nous constatons que cette nouvelle courbe nous donne approximativement le même tracé que la courbe de référence.

La courbe MET_proto10%b (pointillé long/court) reporte le résultat du même calcul avec un taux de 10% (1 valeur sur 10 erronée) ; on constate alors que le calcul de la DEAP est affecté, surtout dans les niveaux correspondant à une forte activité physique, par rapport au cas sans erreurs. Pour les niveaux en dessous de 3 MET l'impact est négligeable. Donc un taux de perte de paquets de 10% est une qualité de service suffisante pour assurer le suivi à distance de niveaux faibles de DEAP.

Ces résultats illustrent donc le fait que même avec un seul récepteur dans la salle de test, on peut avoir une mesure fiable à distance par optique sans fils de la DEAP lorsque les niveaux sont inférieurs à 6 MET. Pour assurer la fiabilité au-delà de 6 METs, il faut au moins deux récepteurs. Dans le cas où 4 récepteurs sont déployés, on peut également conclure que la puissance d'émission peut être fortement réduite comme on l'a vu à la fin du Chapitre 3 et dans la partie de test expérimental de la transmission puisqu'on obtient un taux d'erreur de 10% environ.

5.4. Conclusion

Ce Chapitre a présenté les deux phases d'expérimentation réalisées avec notre dispositif qui exploite les valeurs des accélérations mesurées, puis calcule la dépense énergétique liée à l'exécution de cette activité.

La première phase a permis d'évaluer notre prototype sur 18 personnes, dont 10 de plus de 65 ans. Ils ont accepté de suivre un protocole en effectuant une liste d'activités de 1MET à environ 9,5 MET (d'après le Compendium). La deuxième phase a permis de le tester sur 11 personnes post-AVC avec des profils pathologiques et des assistances au déplacement

différentes sur un deuxième protocole dans un laboratoire dédié (L2H). Ce dernier protocole correspond plus à des situations de vie courante (déplacement, rangement).

Dans un premier temps, avec la première catégorie de personnes, nous avons affiné les réglages de notre approximation en prenant en compte des activités plus faibles et plus fortes que lors de la phase de pré-étalonnage du Chapitre 4. Ceci nous a amené à appliquer des points d'inflexions avec une limite pour les faibles niveaux d'activité et une autre pour les activités de très forte intensité car notre courbe d'approximation ne permettait pas d'évaluer correctement la DEAP pour ces niveaux (toujours comparés avec le dispositif de référence (Metamax)). La limite inférieure est identique à tous les sujets testés, mais la limite supérieure pour les très fortes intensités (> 8 MET) est légèrement différente pour les sujets jeunes de moins de 25 ans et de sexe féminin. Cette phase nous a permis de finaliser notre pré-étalonnage du Chapitre précédent.

Dans un deuxième temps nous avons vérifié les mesures de la DEAP sur les sujets post-AVC. Nous avons dû faire une différence dans l'analyse des résultats suivant le mode de déplacement de ces patients, mais au final, notre prototype nous donne des valeurs d'une précision similaire à un autre dispositif souvent pris en référence, le Sensewear (Bodymedia). Il offre cependant l'avantage d'un échantillonnage plus important des données et donc d'un suivi plus précis dans le temps lors des phases de rééducation par exemple sur des sujets post-AVC.

Nous avons également utilisé l'enregistrement des données d'une inclusion pour simuler l'impact de la qualité de transmission (en supprimant ou remplaçant des données) sur le résultat du calcul des METs. Nous avons vérifié que la qualité de transmission devait être inférieure à 10% de paquets perdus pour des niveaux de DEAP inférieurs à 6 METs.

En se basant sur les résultats théoriques du chapitre 3, on peut donc déterminer le nombre de récepteurs optiques à positionner au plafond et la puissance à émettre pour transmettre les données en optique sans fils tout en garantissant cette fiabilité.

En résumé, notre prototype répond à nos attentes à ce stade du développement.

Conclusion et perspectives

Dans ce mémoire, nous nous sommes intéressés au suivi de l'activité physique des patients post-AVC dans la phase de rééducation au plus tôt après l'accident, généralement au sein d'un service hospitalier. C'est un enjeu très important pour ce type de population car une activité physique régulière et adaptée à leur pathologie permet de réduire les risques de récurrence. La problématique est que cette activité physique se situe dans des niveaux assez faibles tout en représentant des efforts conséquents et que les dispositifs du commerce ne sont pas forcément adaptés à estimer correctement ces faibles niveaux d'activité. L'objectif était donc de concevoir un dispositif estimant correctement la DEAP et pouvant s'intégrer dans un milieu sensible comme les hôpitaux tout en maintenant la sécurité du patient.

Nous avons dans un premier temps défini l'activité physique et fait un état de l'art sur les différents moyens de quantifier cette activité et la dépense énergétique qui lui est associée. Nous avons alors choisi d'utiliser une méthode basée sur les mesures des accélérations lors des mouvements du corps.

Ensuite nous avons synthétisé les différentes méthodes et dispositifs existants basés sur l'accélérométrie qui permettent d'estimer correctement la DEAP. En s'appuyant sur les résultats d'études préalables et sur des études menées en collaboration avec les chercheurs en STAPS nous avons conclu que, dans notre contexte, il était nécessaire de repartir des données brutes d'accélération et de concevoir notre propre système, d'autant plus que nous souhaitions une solution de communication sans fils alternative aux radiofréquences, plus facilement acceptable dans un milieu hospitalier.

C'est ainsi que nous avons opté pour une technologie optique sans fils en infrarouge avec un émetteur porté par le patient en mouvement et un récepteur fixe au plafond. Pour ce scénario les caractéristiques des émetteurs et récepteurs ont été étudiés et une configuration de transmission en visibilité non directe (diffus) a été considérée. Nous avons étudié dans un premier temps la fiabilité théorique de cette configuration en termes de probabilité de coupure du lien mobile sans fils en considérant un débit faible et une haute qualité de service classique dans le domaine médical. Nous avons montré que l'utilisation de plusieurs récepteurs fixes au plafond (diversité spatiale) permet d'améliorer les performances, soit en termes de puissance émise soit en termes de probabilité de coupure, sans introduire une grande complexité dans le système complet.

Le prototype réalisé est constitué de différents modules. Tout d'abord le module embarqué sur le patient qui est basé sur une plateforme existante à laquelle nous avons ajouté un accéléromètre et le système d'émission par diode infrarouge. Puis les modules récepteurs optiques ont été déployés au plafond de l'environnement de test et directement reliés via Ethernet à un ordinateur distant. L'analyse finale des données est effectuée sur l'ordinateur et l'interface réalisée permet l'affichage en temps réel de la dépense énergétique des patients. Un protocole de transmission a été établi et a permis d'estimer le nombre de pertes de trames émises durant la communication. Les résultats ont montré que la technologie optique sans fils est efficace et fiable pour le contexte visé.

Une fois le système complet réalisé nous avons dans un premier temps effectué un pré-étalonnage expérimental sur deux personnes en comparant les résultats de nos calculs avec ceux données par une méthode de référence par calorimétrie. Nous avons pu obtenir des niveaux proches de la référence, sauf pour des activités statiques (vélo). De plus, nos valeurs sont meilleures que celles mesurées avec le dispositif du commerce testé en parallèle sur des niveaux d'activité faibles, ce qui est important dans le contexte de la thèse. A noter que notre système peut encore être amélioré car nous maîtrisons l'accès aux équations d'approximation.

Enfin, nous avons vérifié et affiné le pré-étalonnage en déterminant un protocole d'essais afin de faire porter le prototype à un échantillon de personnes plus grand (18 personnes) et plus vaste d'un point de vue âge (de 20 à 82 ans). Le protocole ayant une plage plus grande de niveaux d'activité (de 1 à 9,5 MET), nous avons ajusté l'approximation sur cette nouvelle échelle en proposant une approximation par partie avec des points d'inflexion à certains niveaux d'activité. Les résultats de ces tests ont permis de finaliser l'étalonnage effectué au chapitre précédent.

Nous avons finalement effectué des tests avec un échantillon de onze personnes post-AVC pour valider le prototype. Nous avons effectué une analyse des résultats suivant le mode de déplacement (béquille, fauteuil, sans assistance). Les résultats montrent que la précision du prototype est similaire à celle du dispositif du commerce testé en parallèle. L'avantage du prototype est d'avoir un échantillonnage plus important et donc un suivi plus précis de chaque activité. Il sera de plus possible par la suite d'adapter certaines courbes d'approximation en fonction du mode de déplacement.

De plus, nous avons testé la qualité du suivi des METs liée à la perte des trames avec l'enregistrement d'une inclusion. Nous avons montré que la perte de trame devait être inférieure à 10% pour des valeurs inférieures à 6 MET pour que le résultat du calcul de METs ne soit pas affecté. Avec ces derniers résultats et ceux du chapitre 3 il est donc possible de déterminer le nombre de récepteurs optiques à positionner et/ou la puissance à émettre pour garantir cette qualité de service.

Nous avons atteint les objectifs de la thèse à savoir proposer un système pouvant estimer la DEAP de personnes ayant une faible activité physique, tout en garantissant la sécurité des patients et une fiabilité de transmission.

Perspectives

Le dispositif a été conçu à partir d'une plateforme de développement ARDUINO et des circuits électroniques complémentaires que nous avons réalisés. Le prototype a permis de mettre en œuvre le calcul de la DEAP adapté, mais aussi de montrer qu'il était possible de transmettre à distance par optique sans fils des données issues de l'accéléromètre porté par un patient se déplaçant. Nous avons pu ainsi étalonner notre système en le comparant avec les résultats fournis par un système de référence (Métamax). Cependant, on peut relever deux limitations évidentes dans ce prototype liées à l'utilisation de la plateforme ARDUINO : la taille globale et la consommation car il y a des composants sur la plateforme inutiles pour l'application.

a) Miniaturisation

Nous avons réalisé une deuxième carte toujours associée à une plateforme de développement ARDUINO mais dans une version miniaturisée (ARDUINO MINI), de façon à gagner de la place dans le boîtier.



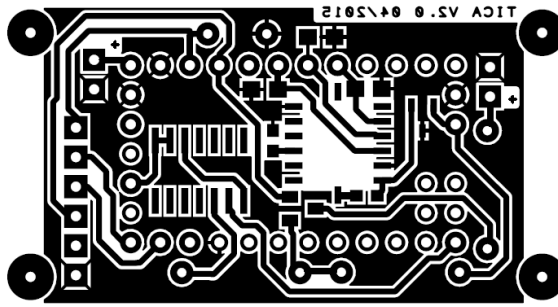


Figure 81 : Prototype Version2 avec ARDUINO Mini

Cette nouvelle configuration est visualisée sur la Figure 81 : tout d'abord une image du montage sur la plateforme suivi du PCB sur lequel sont regroupés l'accéléromètre et les composants pour la transmission. Avec une longueur inférieure à 5 cm cette nouvelle version réduit considérablement la taille du boîtier. On peut même envisager une intégration sur un vêtement intelligent.

Cependant, cette configuration peut encore être améliorée :

- en réalisant un dispositif entièrement dédié à notre application, sans plateforme de développement,
- en réalisant une gravure industrielle multicouche, plus adaptée à ce type d'application.

Une perspective à très court terme est la validation expérimentale de ce nouveau dispositif.

b) Consommation

La première action à réaliser pour diminuer la consommation du prototype est la réalisation d'un dispositif dédié à cette seule utilisation en remplaçant la plateforme ARDUINO par un microcontrôleur et ses périphériques disposés sur une seule et même carte (Figure 82) de façon à éliminer les composants inutiles à notre application.

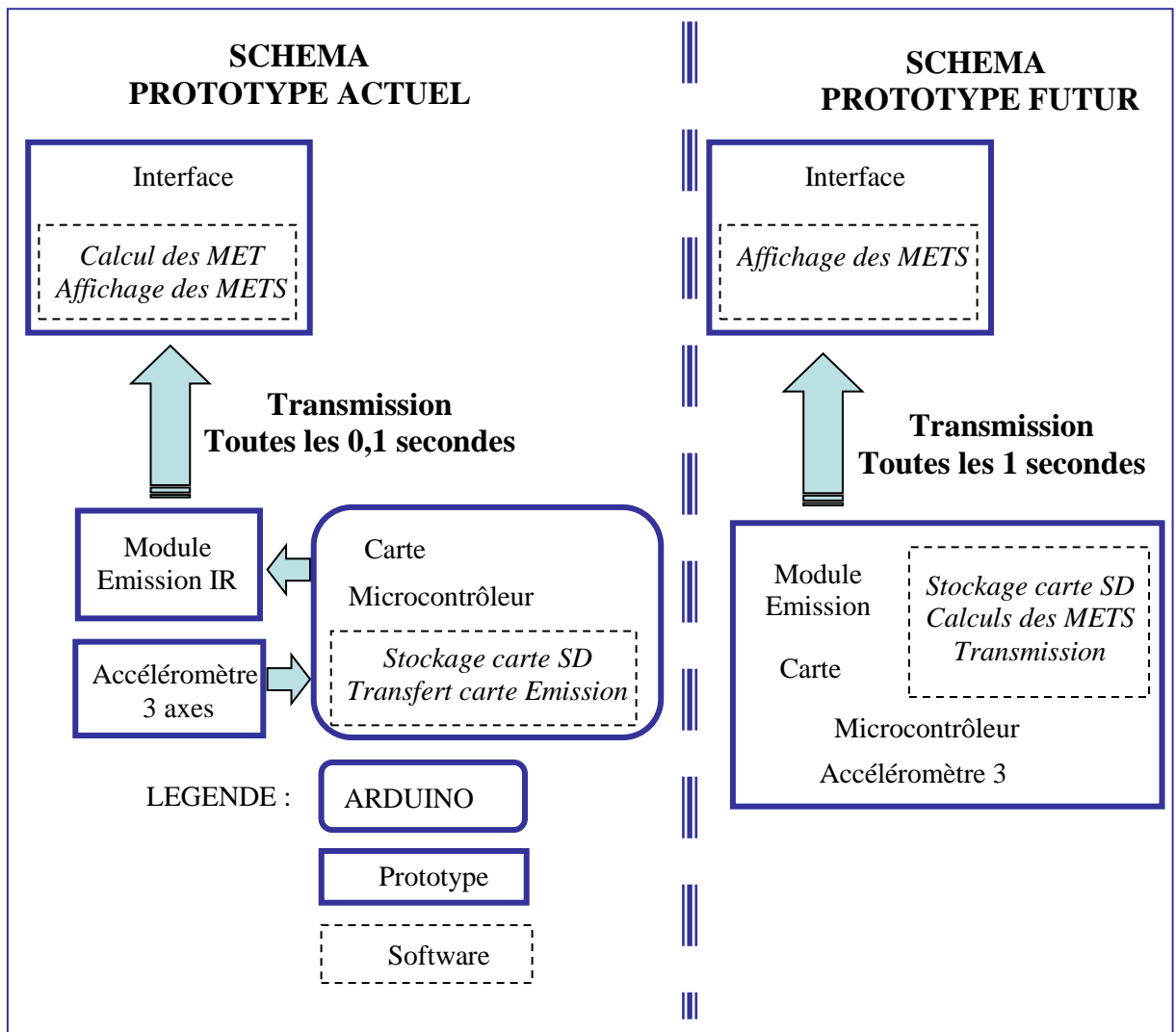


Figure 82 : Transfert vers un dispositif dédié

La réalisation de cette nouvelle version peut également permettre de répartir différemment les calculs (Figure 82, encadrement pointillé) et ainsi gagner en consommation.

En effet, sur la première version les calculs sont effectués uniquement à partir de l'interface, ce qui sous-entend que toutes les données d'accélération doivent être envoyées, et donc une transmission de paquets toutes les 0,1 secondes comme le temps d'échantillonnage.

Avec un système comprenant un microcontrôleur adapté à notre dispositif, certains de nos calculs (voir tous) pourraient être effectués directement « à la source » et ainsi réserver la transmission pour les METS, ce qui diminuera la période T de transmission à 1 seconde seulement par exemple. Par rapport au temps d'une trame ($T_p = 16,7$ ms) cela permettrait de diminuer le rapport T_p/T par 10 ($T_p/T = 1,67$ %) et donc également la

puissance moyenne émise. Donc la consommation diminuerait et la durée de vie pourrait augmenter.

c) Perspectives à long terme : évaluer sur un grand nombre de patients

Les enregistrements qui ont conduit aux résultats du Chapitre 5 sur les personnes post-AVC ne sont pas suffisants dans le cadre d'investigations cliniques, une fois les améliorations à court terme effectuées, il faudra tester notre dispositif sur un plus grand nombre de patients. Cela va permettre de mieux tenir compte du mode de déplacement des personnes mais aussi d'effectuer des corrections en fonction de leur pathologie, morphologie (personnes obèses) ou d'autres paramètres (prise en compte de données physiologiques comme la fréquence cardiaque par exemple).

Bibliographie

- Achten, J., Jeukendrup A. E., (2003), Heart Rate monitoring : applications and limitations. *Sports Medicine*, 33(7), pp. 517-538.
- Ainsworth, B., Haskell, W.L., Leon, A.S., Jacobs, D.R. Jr, Montoye, H.J., Sallis J.F., Paffenbarger, R.S., (1993), Compendium of physical activities : classification of energy cost of human physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(1), pp. 71-80.
- Ainsworth, B., Haskell, W.L., Herrmann, S.D., Meckes, N., Bassett Jr, D.R., Tudor-Locke, C., Greer, J.L., Vezina, J., Whitt-Glover, M.C., Leon, A.S., (2011), Compendium of Physical Activities: a second update of codes and MET values. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(8), pp. 1575-1581.
- Altini, M., Penders, J., Vullers, R., Amft, O., (2014), Estimating Energy Expenditure Using Body-Worn Accelerometers: A Comparison of Methods, Sensors Number and Positioning, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(1), pp.219-26.
- Aquatias, S. et al. (groupe d'expert INSERM) (2008) Expertise collective : Activité physique, contextes et effets sur la santé. *Editions INSERM*, N° 451954C.
- ARDUINO *ArduinoBoardEthernet* [en ligne]. disponible sur : <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardEthernet>
- Arnon, S., Barry, J., Karagiannidis, G., Schober, R., Uysal, M., (2012), Advanced Optical Wireless Communication Systems, *Cambridge University Press*. Cambridge : Arnon S. et al.
- Barbot, N. (2013) *Codage de canal pour les communications optiques sans fils* [En ligne]. Thèse de doctorat : Électronique des Hautes Fréquences et Optoélectronique. Limoges : Université de Limoges. Disponible sur : <http://epublications.unilim.fr/theses/2013/barbot-nicolas/barbot-nicolas.pdf>
- Barry, J.R., Kahn, J.M., Krause, W.J., Lee, E.A., Messerschmitt, D.G.,(1993), Simulation of multipath impulse response for indoor wireless optical channels, *Selected Areas in Communications, IEEE Journal on* , 11(3), pp.367-379.
- Bazex, J., Pène, P., Rivière, D. ,(2012), Les activités physiques et sportives-la santé-la société, *Bulletin de l' Académie Nationale de Médecine*, (196)7, pp. 1429-1442.

- Behloul, A., et al. (2014), Efficient simulation of optical wireless channel, Application to WBANs with MISO link. In : *Fourth International Conference on Selected Topics in Mobile and Wireless Networking (MoWNet'2014)*, Rome, Italie, 40, pp.190-197, Septembre.
- Benson, V. S., Pirie K., et al.,(2013), Mobile phone use and risk of brain neoplasms and other cancers: Prospective study, *International Journal of Epidemiology*, 42(3), pp. 792-802.
- Bonomi, A. G. (2011). Physical activity recognition using a wearable accelerometer. *Sensing Emotions* , 12, pp. 41-51. Springer Netherlands.
- Bouchet, O., O'Brien D. C., El Tabach, M., et al (2008), *State of the Art – optical wireless*, public deliverable, European Project OMEGA, November.
- Boucouvalas, A., Chatzimisios, P., Ghassemlooy, Z., Uysal, M., Yiannopoulos, K., (2015) Standards for indoor Optical Wireless Communications, *Communications Magazine, IEEE* , 53(3), pp.24-31.
- Carruthers, J.B. (2003), Wireless infrared communications. In : Proakis, J. G. (ed) (2003) *Encyclopedia of telecommunications*, Wiley, New York.
- Casillas, J.M., Deley, G., Salmi-belmihoub, S.,(2005). Indices de mesure de l'activité physique dans le domaine des affections cardiovasculaires. *Annales de réadaptation et de médecine physique* . 48(6) , p. 404-410 .
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., Christenson, G., (1985) Physical activity, exercise and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research, *Public Health Reports*, 100(2), pp. 126–131.
- Cavallari, R., Martelli, F., Rosini, R., Buratti, C., Verdone, R. A., (2014) Survey on Wireless Body Area Networks: Technologies and Design Challenges. *IEEE Communication Survey & Tutorial*, 16(3), pp. 1635–1657.
- Chan, H. L., Chao, P. K., Chen, Y. C., and Kao, W. J., (2008) Wireless Body Area Network for Physical-Activity Classification and Fall Detection. In : *Medical Devices Biosensors ISSS-MDBS 2008. 5th International Summer School and Symposium on*, pp. 157-160, Hong Kong, Dec. 2008
- Chen, K. Y., Bassett, D. R.,(2005) The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future, *Medicine and Science in Sports and Exercise - MED SCI SPORT EXERCISE* , 37(11), pp. S490-S500

- Chen, M., Gonzalez, S., Vasilakos, A., Cao, H., and C. Leung, V., (2011). Body Area Networks: A Survey. *Mobile Networks and Application*, 16(2), pp. 171-193. <<http://dx.doi.org/10.1007/s11036-010-0260-8>>
- Chevalier, L.; Sahuguede, S.; Julien-Vergonjanne, A., (2015) , Optical Wireless Links as an alternative to Radio-Frequency for Medical Body Area Network, Selected Areas in Communications, In : *Communications(ICC), 2015 IEEE International Conference on IEEE Journal on* , pp. 2863-2868, London, United Kingdom
- Corder, K., Ekelund, U., Steele R. M., Wareham N.J., Brage S., (2008). Assessment of physical activity in youth. *Journal of Applied Physiology*, 105(3), pp. 977-87. Epub 2008 Jul 17.
- Corrected METS (2014) disponible sur :
<https://sites.google.com/site/compendiumofphysicalactivities/corrected-mets>
 [Consulté en Juillet 2014]
- Crouter, S.E., Churilla, J.R., Basset, D.R. (2006) Estimating energy expenditure using accelerometer. *Européan Journal of Applied Physiology*, 98(6) ,pp. 601-612, PubMed
- Crouter, S.E., Kerr, J.,(2008) An Introduction to Accelerometer Data Reduction and Processing. In : *Active Living Research* (Avril 2008) . Disponible sur :
http://www.activelivingresearch.org/files/AccelerometerDataReduction_Workshop.pdf
- Custodio, V., Herrera, F.J., López, G., Moreno, J.I. (2012) A review on architectures and communications technologies for wearable health-monitoring systems. *Sensors* 2012, 12(10), pp. 13907–13946.
- Elgala, H., Mesleh, R., Haas, H., (2011), Indoor optical wireless communication: potential and state-of-the-art, *Communications Magazine, IEEE*, 2011, 49(9), pp. 56-62 .
- Équivalent métabolique. (2014, juillet 16). Wikipédia, l'encyclopédie libre. Disponible sur :
http://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=%C3%89quivalent_m%C3%A9tabolique&oldid=105486477
 [Consulté en Octobre 2014]
- European Standard EN 60825-1:2007 edition 2: Safety of Laser Products - Part 1: Equipement classification and requirements (2007)
- Fleury, G. , Guidoux, R., Lacomme, P. ., Rousset, S. (2012). "*Etude algorithmique préliminaire*" à la conception du module eMouve au sein d'ActivCollector : détection

- des activités physiques en conditions habituelles de vie à l'aide de smartphones* (Rapport N° RR-12-07). Disponible sur : <http://prodinra.inra.fr/record/169524>
- FREESCALE Semiconductor. Technical data. N° document : MMA7361LC, Rev1, (2011)
- Gfeller, F. R., & Bapst, U, (1979), Wireless in-house data communication via diffuse infrared radiation, *Proceedings of the IEEE*, 1979, 67(11), pp. 1474- 1486.
- Ghassemlooy, Z., Popoola, W., Rajbhandari, S., (2012) *Optical wireless communications, system and channel modeling with MATLAB®*, (CRC Press 2012).
- Harris, J. A., Benedict, F. G. , (1918), A Biometric Study of Human Basal Metabolism, *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 4(12), pp. 370–373.
- Hausmann, J. (2010). *Activity Level Esimator*. Thèse : Master of science degree in information systems, Université de Genève.
- Hausmann, J., Wac, K. , (2011). Activity Level Estimator on a Commercial Mobile Phone: A Feasibility Study, In : *International Workshop on Frontiers in Activity Recognition using Pervasive Sensing (IWFAR)*, SFO, USA.
- Hoodless, D.J., Stainer, K., Savic, N., Batin, P., Hawkins, M., Cowley, A.J.,(1994). Reduced customary activity in chronic heart failure: assessment with a new shoe-mounted pedometer. *International Journal of Cardiology* 1994;43(1), pp. 39–42.
- Horde, P., (2014). Score de CHADS2 - Evaluation du risque d'AVC, *Sante-Medecine* Disponible sur : <http://sante-medecine.journaldesfemmes.com/faq/5129-score-de-chads2-evaluation-du-risque-d-avc>
- IEEE 802.15.6 standard for Local and metropolitan area networks — Part 15.6: Wireless Body Area Networks (2012).
- Jacobi, D. (2011) *Mesure de l'activité physique en conditions de vie courante : validation et applications chez des sujets peu actifs*. Thèse : Sciences de la vie & santé, Université de Tours.
- Kahn, J.M., Barry, J.R., (1997), Wireless infrared communications, *Proceedings of the IEEE* , 85(2), pp.265-298.
- Kwan, M., Woo, J., Kwok, T. ,(2004). The standard oxygen consumption value equivalent to one metabolic equivalent (3,5 ml/min/kg) is not appropriate for elderly people. *International Journal of Food Sciences and Nutrition*.,55(3),pp. 179-182

- Liu, S., Gao, R., Freedson, P. ,(2012). Computational Methods for Estimating Energy Expenditure in Human Physical Activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(11), pp. 2138–2146.
- Manns, P.J., Haennel, R.G., (2012) SenseWear Armband and Stroke: Validity of Energy Expenditure and Step Count Measurement during Walking, *Stroke Research and Treatment*, vol. 2012, Article ID 247165, 8 pages, 2012.
- Midorikawa, T., Tanaka, S., Kaneko, K., Koizumi, K., Ishikawa-Takata, K., Futami, J., Tabata, I., (2007), Evaluation of low-intensity physical activity by triaxial accelerometry. *Obesity (Silver Spring)*, 2007 Dec, 15(12), pp. 3031-3038.
- Mene, A. (2014). *Mise en évidence des similarités et disparités des différentes solutions techniques, estimant l'activité physique en situation de vie quotidienne, chez différents publics*. Rapport de stage Master 2^{ème} année, Université de Poitiers
- Metamax3B® . Brochure de présentation disponible sur :
<http://www.cortex-medical.de/METAMAX-3B-en.htm> > [consulté en janvier 2014]
- Moreira, A.J.C., Valadas, R.T., De Oliveira Duarte, A.M., (1995), Characterisation and modelling of artificial light interference in optical wireless communication systems, In : *Personal, Indoor and Mobile Radio Communications, 1995. PIMRC'95. Wireless: Merging onto the Information Superhighway., Sixth IEEE International Symposium on* , vol 1, pp.326- 31, Toronto-Ontario, 27-29 Sep 1995
- Movassaghi, S., Abolhasan, M., Lipman, J., Smith, D., Jamalipour, A., (2014), Wireless Body Area Networks : A Survey, *Communications Surveys & Tutorials, IEEE*, 16(3), pp. 1658-1686.
- Noonpakdee, W. (2013), Adaptive wireless optical transmission scheme for health monitoring system, In : *Third International Conference on Consumer Electronics Berlin (ICCE-Berlin)*, *IEEE* , pp.161-164, Berlin, Sept. 2013.
- Noury-Desvaux, B., Abraham, P., Mahé, G., Sauvaget, T., Leftheriotis, G., et al. (2011) The Accuracy of a Simple, Low-Cost GPS Data Logger/Receiver to Study Outdoor Human Walking in View of Health and Clinical Studies. *PLoS ONE* , 6(9). e23027.
- O'Brien, D. (2009), Multi-input multi-output (MIMO) indoor optical wireless communications, In : *Signals, Systems and Computers, 2009 Conference Record of the Forty-Third Asilomar Conference on* , pp.1636,1639, Pacific Grove - California, 1-4 Nov. 2009

- Oppert, J.M., Simon, C., Rivièrè, D., et al. (2005) *Synthèse de travail - Activité physique et santé ; Arguments scientifiques, pistes pratiques*. Société Française de Nutrition
 Disponible sur : <http://www.mangerbouger.fr/pro/IMG/pdf/SynthesePNNS-AP.pdf>
- Organisation Mondiale de la Santé (2010) *Recommandations mondiales sur l'activité physique pour la santé*. Publication Bibliothèque de l'OMS. Classification QT255
- Plasqui, G., Bonomi, A.G., Westerterp, K.R., (2013). Daily physical activity assessment with accelerometers: new insights and validation studies. *Obesity Reviews*, 14(6), pp. 451-462.
- Ramas, J., Courbon, A., Roche, F., Bethoux, F., Calmels, P., (2007) Effects of training programs and exercise in adult stroke patients : literature review. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 50(6) : 438-444, 430-437.
- Rowlands, A.V., Powell, S. M., Humphries, R., & Eston, R. G., (2006). The effect of accelerometer epoch on physical activity output measures. *J Exerc Sci Fit*, 4(1), pp. 52-58.
- Sofmer Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (2011), *Guide thérapeutique : Eléments pour l'élaboration d'un programme d'éducation thérapeutique spécifique au patient après AVC*, SOFMER, Mars 2011.
- Soh, P.J., Vandenbosch, G.A.E., Mercuri, M., Schreurs, D.M.M.-P., (2015), Wearable Wireless Health Monitoring: Current Developments, Challenges, and Future Trends, *Microwave Magazine, IEEE* , 16(4), pp. 55-70, May 2015.
- Spierer, D. K., Hagins, M., Rundle, A., Pappas, E., (2011), A comparison of energy expenditure estimates from the Actiheart and Actical physical activity monitors during low intensity activities, walking, and jogging, *European Journal of Applied Physiology*, 111(4), pp. 659-667 .
- Torkestani, S. S . (2012) *Contribution à l'étude d'un réseau de communications optiques sans fils indoor : application à la télésurveillance en milieu hospitalier*, Thèse de doctorat (Electronique des Hautes Fréquences, Photonique et Systèmes de Télécommunications), Université de Limoges, décembre 2012.
- Torkestani, S.S., Barbot, N., Sahuguede, S., Julien-Vergonjanne, A., Cances, J.-P., (2011) Performance and transmission power bound analysis for optical wireless based mobile healthcare applications, In : *Personal Indoor and Mobile Radio*

Communications (PIMRC), 2011 IEEE 22nd International Symposium on , pp. 2198-2202, Toronto – Ontario, 11-14 Sept. 2011

Torkestani, S.S., Sahuguede, S., Julien-Vergonjanne, A., Cances, J.P., (2012), Indoor optical wireless system dedicated to healthcare application in a hospital, *Communications, IET*, 6(5), pp.541-547

U.S. Department of Health and Human Services (2008). *Guide : Physical Activity Guidelines for Americans* (ODPHP Publication No. U0036). Washington, DC: U.S. Government Printing Office. Disponible sur :

<http://www.health.gov/paguidelines/pdf/paguide.pdf> (consulté en Juillet 2014)

Van de Port, IGL, Wood-Dauphinee, S. Lindeman, E., Kwakkel, G. (2007), Effects of exercise training programs and walking competency after stroke : a systematic review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(11), pp. 935-951

Villars, C., (2011), *Mesure objective de l'activité physique en condition de vie libre et relations avec l'adiponectine*, Thèse (Biologie, Médecine, Santé) Université Claude Bernard à Lyon,

Yang Che-Chang, Hsu Yeh-Liang (2010), A review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring, *Sensors (Basel, switzerland)*, 10(8), pp. 7772-7788.

Zheng L.,Tse D. N. C., (2003), Diversity and multiplexing: A fundamental tradeoff in multiple-antenna channels, *IEEE Transactions on Information Theory*, 49(5), pp.1073–1096.

Publications

- Toumieux, P., Mandigout, S., Sahuguede, S., Kammoun, B., Julien-Vergonjanne, A. (2012). Suivi de l'activité physique d'un patient post-AVC en phase subaiguë, In : *Présentation réunion GDR STIC-Santé., Paris : France* .disponible sur : <http://hal-unilim.archives-ouvertes.fr/hal-00799931>
- Toumieux, P., Sahuguede, S., Julien-Vergonjanne, A. (2015). Remote Mobile Patient Monitoring using Diffuse Optical Transmissions. In : *Conférence Healthinf Paper 120- Lisbonne-Portugal, Février 2015 SCITEPRESS*.
- Toumieux, P., Chevalier, L., Sahuguede, S., Julien-Vergonjanne, A. (2015). Optical wireless connected object for healthcare. *Healthcare Technology Letters.*, pp. 1–5 doi: 10.1049/htl.2015.0028

Annexes

Annexe 1 : Exemple de MET pour différentes intensités d'activité physique

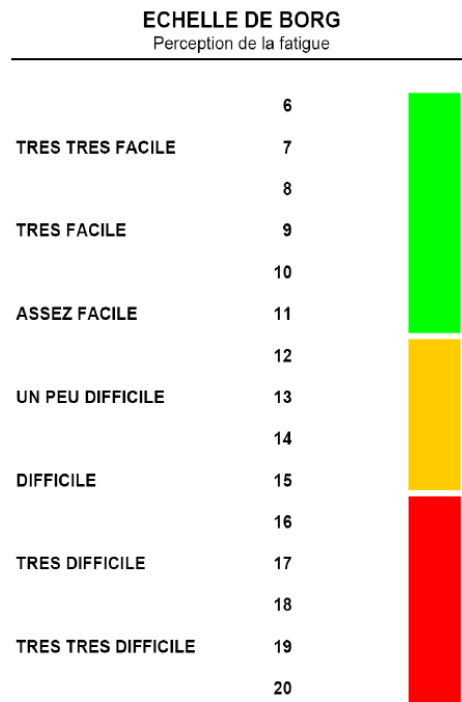
Physical activity	MET
Light Intensity Activities	
Sleeping	0,9
Watching television	1,0
Reading, talking on telephone	1,3
Writing, desk work, typing	1,8
Walking, less than (3,2 km/h), level ground, strolling, very slow	2,0
Moderate Intensity Activities	
Walking downstairs	2,5
Bicycling, stationary, very light effort, walking (less 4,0 km/h)	3,0
Home exercise, light or moderate effort	3,5
Bicycling less 16 km/h, for leisure, walking at a brisk pace	4,0
Slow swimming	4,5
Walking at a very brisk pace	5,0
Vigorous Intensity Activities	
Slow jogging	6,0
Jogging	7,0
Calisthenics (e.g. pushups, situps, pullups, jumping jacks), heavy, vigorous effort.	8,0
Running (less 10 km/h)	10,0
Running (less 13 km/h)	13,5
Running (less 16 km/h)	16

Annexe2 : Tableau exemple de correction de MET avec le calcul de Harris & Benedict

Activity (code)	2011 Compendium METs	Corrected METs - Female		Corrected METs - Male	
		<u>Normal Weight</u> 60 Kg, 168 cm, 35 yrs	<u>Overweight</u> 77 Kg, 168 cm, 55 yrs	<u>Normal Weight</u> 70 Kg, 178 cm, 35 yrs	<u>Overweight</u> 91 Kg, 178 cm, 55 yrs
Rope jumping (15550)	12,3	13,5	16,5	12,9	15,4
Running, 6mph (12050)	9,8	10,7	13,1	10,3	12,3
Bicycling, general (01015)	7,5	8,2	10,0	7,9	9,4
Pushing stroller (17100)	4	4,4	5,4	4,2	5,0
Calisthenics (02030)	3,5	3,8	4,7	3,7	4,4
Shopping (05065)	2,3	2,5	3,1	2,4	2,9
Watching TV (07020)	1,3	1,4	1,7	1,4	1,6
Total MET-min	1,221	1,335	1,635	1,294	1,530

Note : Total MET-minutes are based on 30 minutes of participation in each activity, MET x 30 minutes

Annexe3 : Echelle de bord



(Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. Med Sci Sports Exerc.1982;14:377-381)

Annexe4 : Caractéristiques de la carte ARDUINO ETHERNET

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage Plug (recommended)	7-12V
Input Voltage Plug (limits)	6-20V
Input Voltage PoE (limits)	36-57V
Digital I/O Pins	14 (of which 4 provide PWM output)
Arduino Pins reserved:	
	10 to 13 used for SPI
	4 used for SD card
	2 W5100 interrupt (when bridged)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3,3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0,5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz
W5100 TCP/IP Embedded Ethernet Controller	
Power Over Ethernet ready Magnetic Jack	
Micro SD card, with active voltage translators	

Memory

The ATmega328 has 32 KB (with 0,5 KB used for the bootloader). It also has 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Ethernet board can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- Serial: 0 (RX) and 1 (TX). Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data.

- External Interrupts: 2 and 3. These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- PWM: 3, 5, 6, 9, and 10. Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). These pins support SPI communication using the [SPI library](#).
- LED: 9. There is a built-in LED connected to digital pin 9. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off. On most other arduino boards, this LED is found on pin 13. It is on pin 9 on the Ethernet board because pin 13 is used as part of the SPI connection.

The Ethernet board has 6 analog inputs, labeled A0 through A5, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the [analogReference\(\)](#) function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- TWI: A4 (SDA) and A5 (SCL). Support TWI communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

- AREF. Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- Reset. Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

Physical Characteristics

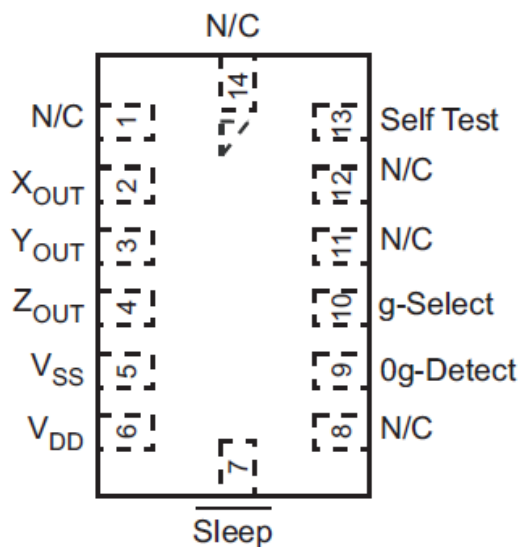
The maximum length and width of the Ethernet PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the RJ45 connector and power jack extending beyond the former dimension. Four screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0,16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

Annexe5 : Caractéristiques de l' accéléromètre MMA7631LC

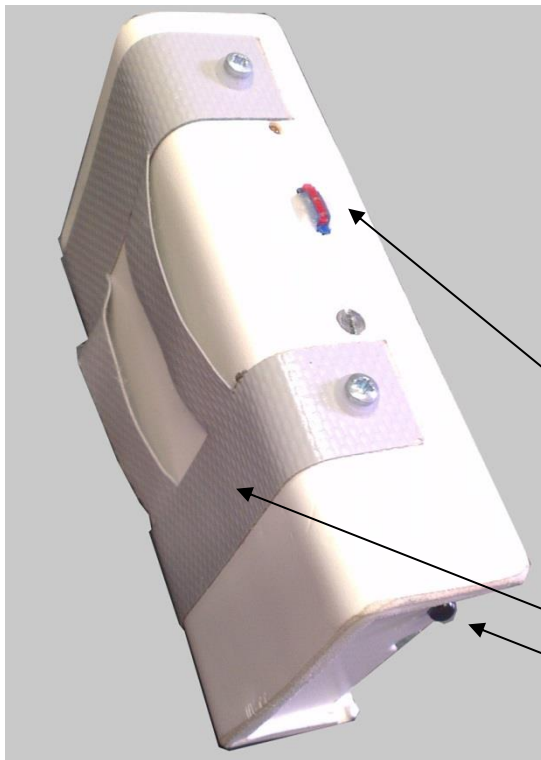
Features

- 3mm x 5mm x 1.0mm LGA-14 Package
- Low Current Consumption: 400 μ A
- Sleep Mode: 3 μ A
- Low Voltage Operation: 2.2 V – 3.6 V
- High Sensitivity (800 mV/g @ 1.5g)
- Selectable Sensitivity (\pm 1.5g, \pm 6g)
- Fast Turn On Time (0.5 ms Enable Response Time)
- Self Test for Freefall Detect Diagnosis
- 0g-Detect for Freefall Protection
- Signal Conditioning with Low Pass Filter
- Robust Design, High Shocks Survivability
- RoHS Compliant
- Environmentally Preferred Product
- Low Cost

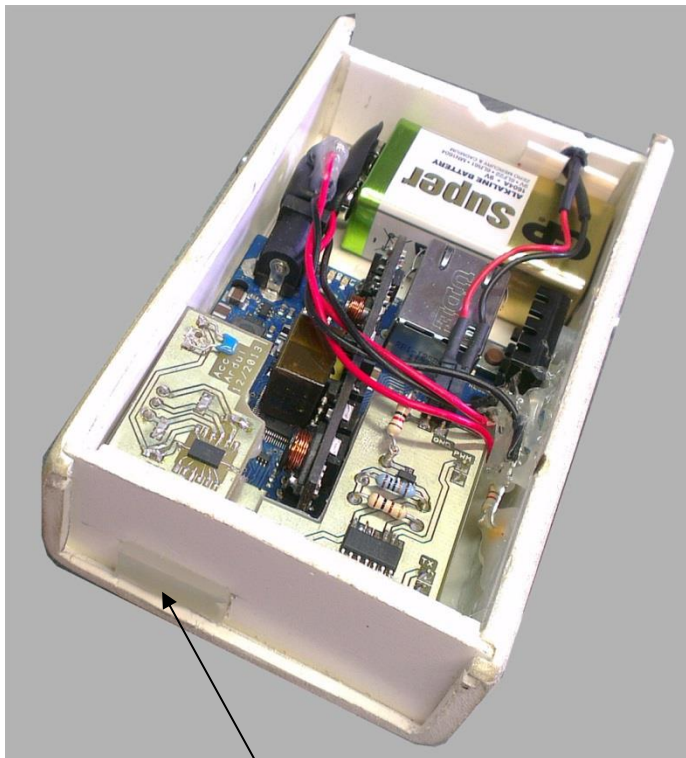
Top View



Annexe6 : Photos supplémentaires du dispositif de mesure de la DEAP



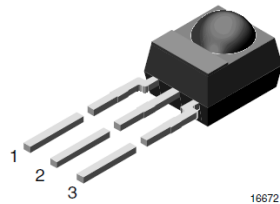
Visualisation Led / Sangles/Interrupteur



Visualisation Fente de récupération de la carte SD



IR Receiver Modules for Remote Control Systems



FEATURES

- Very low supply current
- Photo detector and preamplifier in one package
- Internal filter for PCM frequency
- Improved shielding against EMI
- Supply voltage: 2.5 V to 5.5 V
- Improved immunity against ambient light
- Insensitive to supply voltage ripple and noise
- Component in accordance to RoHS 2002/95/EC and WEEE 2002/96/EC



MECHANICAL DATA

Pinning:

1 = OUT, 2 = GND, 3 = V_S

DESCRIPTION

The TSOP341.., TSOP343.. series are miniaturized receivers for infrared remote control systems. A PIN diode and a preamplifier are assembled on a lead frame, the epoxy package acts as an IR filter.

The demodulated output signal can be directly decoded by a microprocessor. The TSOP341.. is compatible with all common IR remote control data formats. The TSOP343.. is optimized to better suppress spurious pulses from energy saving fluorescent lamps but will also suppress some data signals.

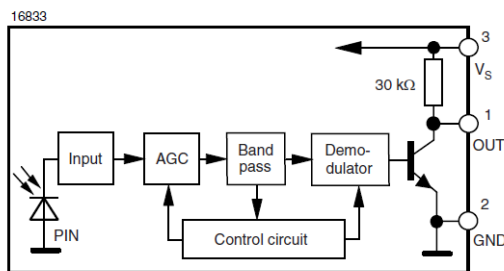
This component has not been qualified according to automotive specifications.

38 kHz

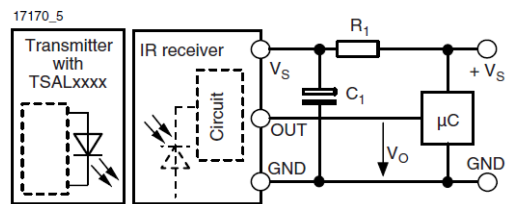
TSOP34138

TSOP34338

BLOCK DIAGRAM



APPLICATION CIRCUIT



R₁ and C₁ are recommended for protection against EOS. Components should be in the range of 33 Ω < R₁ < 1 kΩ, C₁ > 0.1 µF.

TSOP341..., TSOP343..

Vishay Semiconductors

IR Receiver Modules for Remote Control Systems



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (1)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Supply voltage (pin 3)		V_S	- 0.3 to + 6.0	V
Supply current (pin 3)		I_S	3	mA
Output voltage (pin 1)		V_O	- 0.3 to ($V_S + 0.3$)	V
Output current (pin 1)		I_O	5	mA
Junction temperature		T_j	100	°C
Storage temperature range		T_{stg}	- 25 to + 85	°C
Operating temperature range		T_{amb}	- 25 to + 85	°C
Power consumption	$T_{amb} \leq 85\text{ °C}$	P_{tot}	10	mW
Soldering temperature	$t \leq 10\text{ s}$, 1 mm from case	T_{sd}	260	°C

Note

(1) Stresses beyond those listed under “Absolute Maximum Ratings” may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect the device reliability.

ELECTRICAL AND OPTICAL CHARACTERISTICS (1)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Supply current (pin 3)	$E_v = 0$, $V_S = 3.3\text{ V}$	I_{SD}	0.27	0.35	0.45	mA
	$E_v = 40\text{ klx}$, sunlight	I_{SH}		0.45		mA
Supply voltage		V_S	2.5		5.5	V
Transmission distance	$E_v = 0$, test signal see fig. 1, IR diode TSAL6200, $I_F = 250\text{ mA}$	d		45		m
Output voltage low (pin 1)	$I_{OSL} = 0.5\text{ mA}$, $E_e = 0.7\text{ mW/m}^2$, test signal see fig. 1	V_{OSL}			100	mV
Minimum irradiance	Pulse width tolerance: $t_{pi} - 5/f_o < t_{po} < t_{pi} + 6/f_o$, test signal see fig. 1	$E_{e\text{ min.}}$		0.1	0.25	mW/m^2
Maximum irradiance	$t_{pi} - 5/f_o < t_{po} < t_{pi} + 6/f_o$, test signal see fig. 1	$E_{e\text{ max.}}$	30			W/m^2
Directivity	Angle of half transmission distance	$\phi_{1/2}$		± 45		deg

Note

(1) $T_{amb} = 25\text{ °C}$, unless otherwise specified

TYPICAL CHARACTERISTICS

$T_{amb} = 25\text{ °C}$, unless otherwise specified

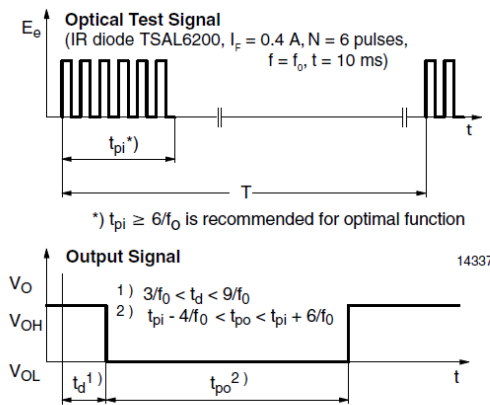


Fig. 1 - Output Active Low

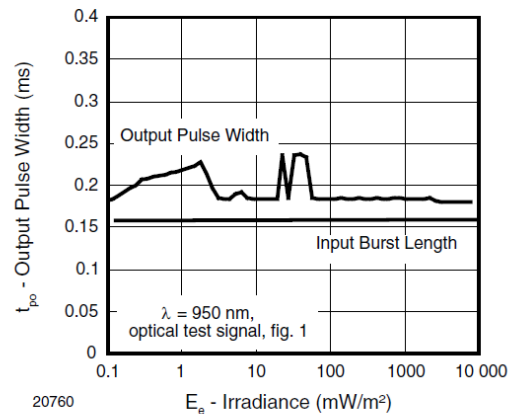


Fig. 2 - Pulse Length and Sensitivity in Dark Ambient

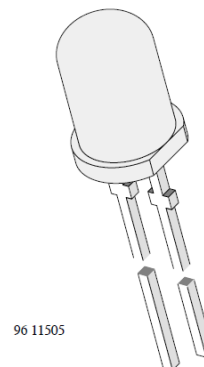


GaAs/GaAlAs IR Emitting Diode in \varnothing 5 mm (T-1^{3/4}) Package

Description

TSAL5100 is a high efficiency infrared emitting diode in GaAlAs on GaAs technology, molded in clear, blue-grey tinted plastic packages.

In comparison with the standard GaAs on GaAs technology these emitters achieve more than 100 % radiant power improvement at a similar wavelength. The forward voltages at low current and at high pulse current roughly correspond to the low values of the standard technology. Therefore these emitters are ideally suitable as high performance replacements of standard emitters.



96 11505

Features

- Extra high radiant power and radiant intensity
- High reliability
- Low forward voltage
- Suitable for high pulse current operation
- Standard T-1^{3/4} (\varnothing 5 mm) package
- Angle of half intensity $\varphi = \pm 10^\circ$
- Peak wavelength $\lambda_p = 940$ nm
- Good spectral matching to Si photodetectors

Applications

Infrared remote control units with high power requirements
 Free air transmission systems
 Infrared source for optical counters and card readers
 IR source for smoke detectors

Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse Voltage		V_R	5	V
Forward Current		I_F	100	mA
Peak Forward Current	$t_p/T = 0.5, t_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FM}	200	mA
Surge Forward Current	$t_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FSM}	1.5	A
Power Dissipation		P_V	210	mW
Junction Temperature		T_j	100	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature Range		T_{amb}	-55...+100	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range		T_{stg}	-55...+100	$^\circ\text{C}$
Soldering Temperature	$t \leq 5\text{sec}, 2 \text{ mm from case}$	T_{sd}	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction/Ambient		R_{thJA}	350	K/W

Basic Characteristics

$T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Forward Voltage	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	V_F		1.35	1.6	V
	$I_F = 1\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	V_F		2.6	3	V
Temp. Coefficient of V_F	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{V_F}		-1.3		mV/K
Reverse Current	$V_R = 5\text{ V}$	I_R			10	μA
Junction Capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, E = 0$	C_j		25		pF
Radiant Intensity	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	I_e	80	130		mW/sr
	$I_F = 1.0\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_e	650	1000		mW/sr
Radiant Power	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	ϕ_e		35		mW
Temp. Coefficient of ϕ_e	$I_F = 20\text{ mA}$	TK_{ϕ_e}		-0.6		%/K
Angle of Half Intensity		φ		± 10		deg
Peak Wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	λ_p		940		nm
Spectral Bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		50		nm
Temp. Coefficient of λ_p	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{λ_p}		0.2		nm/K
Rise Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_r		800		ns
Fall Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_f		800		ns
Virtual Source Diameter	method: 63% encircled energy	ϕ		2.8		mm

Typical Characteristics ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise specified)

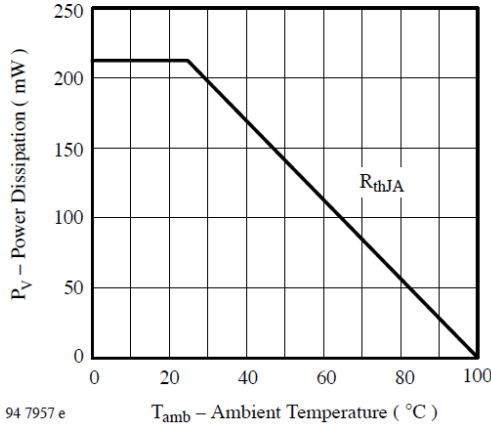


Figure 1. Power Dissipation vs. Ambient Temperature

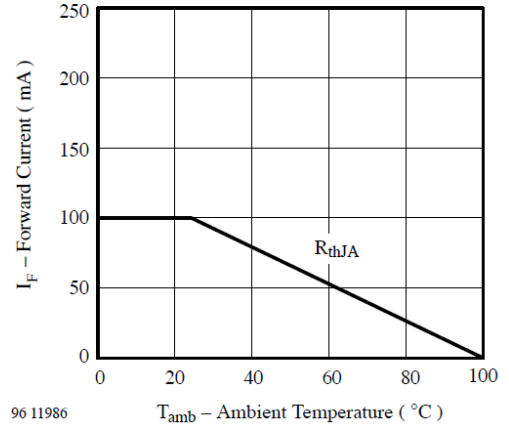


Figure 2. Forward Current vs. Ambient Temperature

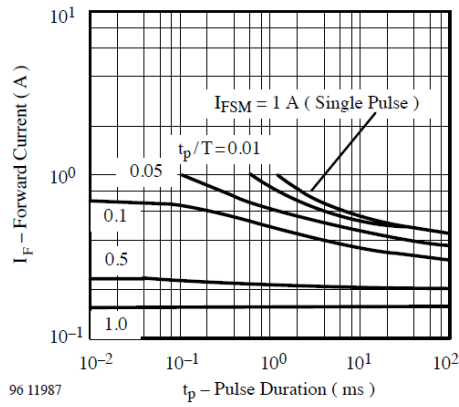


Figure 3. Pulse Forward Current vs. Pulse Duration

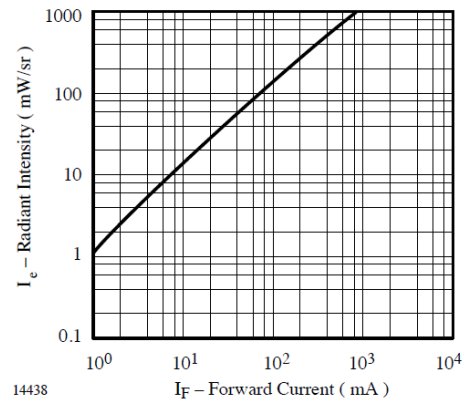


Figure 6. Radiant Intensity vs. Forward Current

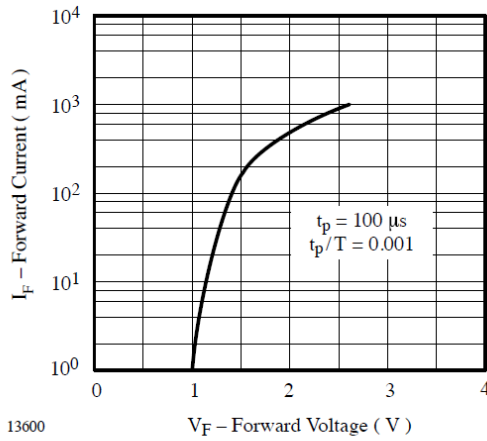


Figure 4. Forward Current vs. Forward Voltage

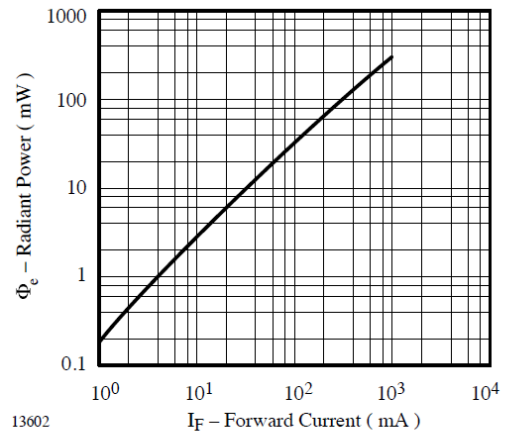


Figure 7. Radiant Power vs. Forward Current

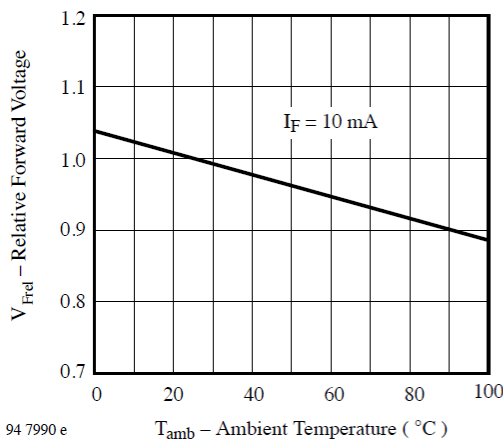


Figure 5. Relative Forward Voltage vs. Ambient Temperature

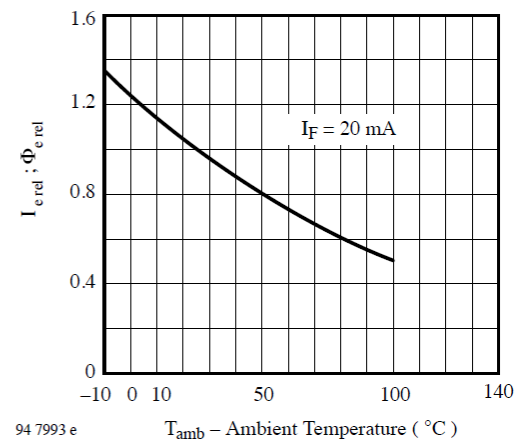
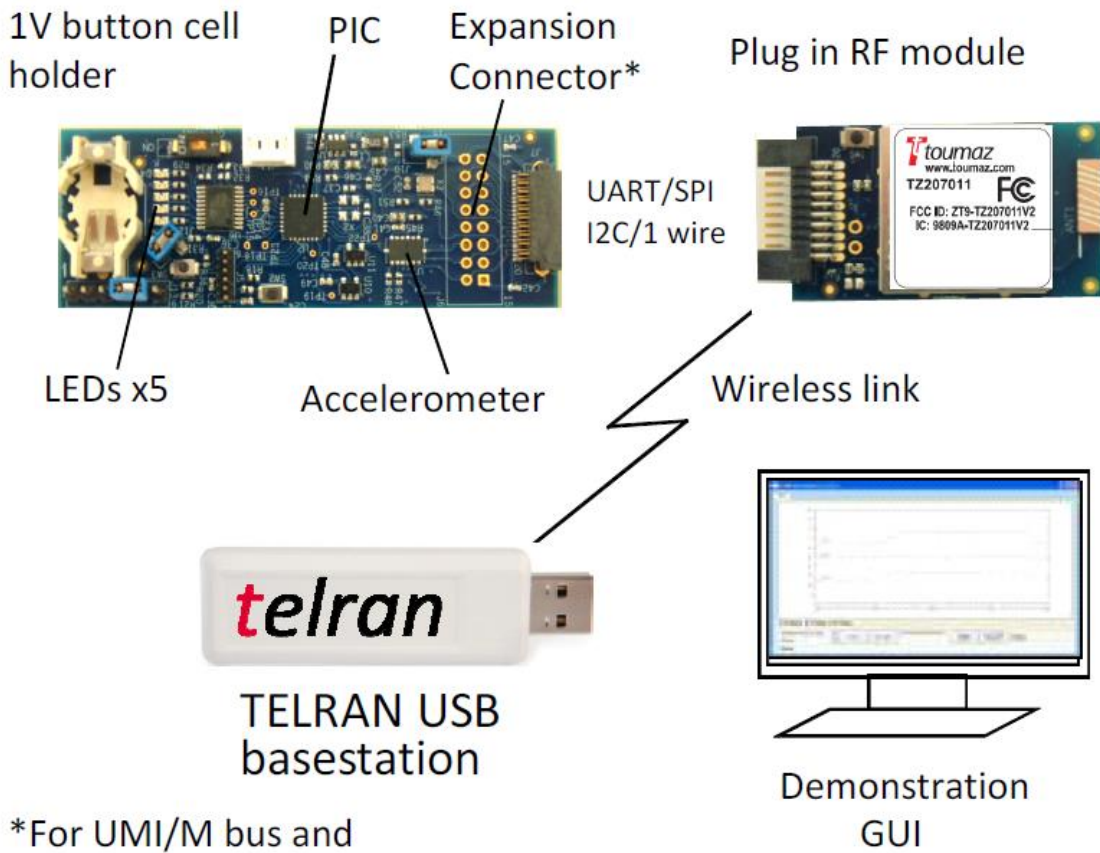


Figure 8. Rel. Radiant Intensity/Power vs. Ambient Temperature

Annexe9 : Telran TZ1053 (Toumaz)

TELTRAN Sensor node



*For UMI/M bus and general purpose uses

Table des illustrations

Figure 1 : Effets des différents éléments de l'activité physique sur la santé	16
Figure 2 : Courbe dose-réponse entre le niveau habituel d'activité physique et le bénéfice pour la santé (d'après (Aquatias, 2008))	20
Figure 3 : Spirale de déconditionnement sans activité physique	21
Figure 4 : Metamax3B®.....	24
Figure 5 : Schématisation des mouvements en trois dimensions	32
Figure 6 : Principe du capteur d'accélération capacitif.....	33
Figure 7 : Diagramme Fonctionnel simplifié d'un capteur capacitif (Freescale MMA7361) .	34
Figure 8 : Exemple de données dynamiques	35
Figure 9 : Représentation de l'effet de la gravitation.....	36
Figure 10 : Diagramme de l'évaluation de la DEAP à partir des données de l'accéléromètre	38
Figure 11 : Différentes équations de régression pour un Actigraph (extrait de la présentation de Crouter, 2008).....	38
Figure 12 : Résultats des calculs de MET avec 5 équations de régression différentes (Crouter, 2008).....	39
Figure 13 : Méthode par reconnaissance d'activité.....	40
Figure 14 : Photo Movilis.....	42
Figure 15 : Photo Sensewear (Bodymedia).....	43
Figure 16 : Comparaison des METS donnés par le Sensewear et le Metamax3B® sur deux types de marche	44
Figure 17 : Estimation du nombre de pas chez la population jeune.....	45
Figure 18 : Estimation du nombre de pas chez la population âgée	45
Figure 19 : Estimation de la DEAP sur la population globale	46
Figure 20: Les segments de communication (Chen, 2011).....	51
Figure 21 : Exemples de topologie de réseau de capteurs corporels.....	52
Figure 22 : Schéma Modulation en Intensité/ Détection directe (Ghassemlooy, 2012)	56
Figure 23 : Configuration en visibilité directe (a) et non directe (b)	58
Figure 24 : Réflexion diffuse, diagramme Lambertien	58
Figure 25 : exemple de niveau MPE	60
Figure 26 : Intensité rayonnée pour des sources de diamètre D en classe 1 (Bouchet, 2008) .	61
Figure 27 : Champ de vision du récepteur	63
Figure 28 : Scénario de transmission	66
Figure 29 : Symboles '0' et '1' émis en modulation OOK	67
Figure 30 : Densité de probabilité du gain du canal en fonction des caractéristiques des transmetteurs pour $\rho=0,8$	68
Figure 31 : Densité de probabilité du gain du canal en fonction de ρ pour le cas C.....	69
Figure 32 : Probabilité de coupure pour la modulation OOK, scénario cas C , $\rho=0,8$	71
Figure 33 : Puissance moyenne P_t minimale pour satisfaire une probabilité de coupure telle que $SNR_0=16\text{dB}$, scénario cas C , $\rho=0,8$	73
Figure 34 : Systèmes MIMO (Ghassemlooy 2012)	74
Figure 35 : Densité de probabilité du SNR reçu dans un système SIMO, cas C , $\rho=0,8$, $P_t = 22 \text{ mW}$, $R_b = 5 \text{ kbit/s}$	76
Figure 36 : Probabilité de coupure dans un système SIMO cas C , $\rho=0,8$, $P_t = 22\text{mW}$, $R_b = 5 \text{ kbit/s}$	77
Figure 37 : Probabilité de coupure dans un système SIMO cas C , $\rho=0,8$, $P_t = 11\text{mW}$, $R_b = 5 \text{ kbit/s}$	78

Figure 38 : Architecture globale du système.....	83
Figure 39 : Présentation carte ARDUINO ETHERNET et ses Entrées/Sortie Utilisées	84
Figure 40 : Diagramme bloc du TSOP3438.....	85
Figure 41 : Organigramme programme ARDUINO	86
Figure 42 : Vue d'ensemble de la salle de test (Dimension en m).....	87
Figure 43 : Position du dispositif prototype d'émission sur le patient.....	87
Figure 44 : Principe de fonctionnement : contraintes du récepteur.....	88
Figure 45 : Trame d'envoi des données	89
Figure 46 : Vue des différents onglets de l'interface	91
Figure 47 : Vue de l'onglet « réglages »	92
Figure 48 : Schématique de la carte « Accéléromètre ».....	94
Figure 49 : Implantation de la carte « Accéléromètre ».....	95
Figure 50 : Schématique de la carte « Transmission ».....	95
Figure 51 : Implantation de la carte « Transmission ».....	96
Figure 52 : Montage des cartes sur la platine ARDUINO	96
Figure 53 : Insertion du montage dans un boîtier.....	97
Figure 54 : Comparaison des données d'accélération avec un système existant	99
Figure 55 : Algorithme simplifié pour la détermination du pourcentage de paquets perdus .	101
Figure 56 : Plan en 2D du laboratoire de test.....	102
Figure 57 : Fonction densité de probabilité du SNR en fonction du scénario	105
Figure 58 : Probabilité de coupure en fonction du scénario.....	106
Figure 59 : Essai Metamax3B® /Dispositif à étalonner.....	108
Figure 60 : Etape 1 du traitement des données.....	110
Figure 61 : Rapport $M_{Avg}(n)/MET_Metamax$ en fonction de $M_{Avg}(n)$	112
Figure 62 : Résultats Essai Metamax3B® /Dispositif à étalonner.....	113
Figure 63 : Résultats (2 ^{ème} sujet) Essai Metamax3B® /Dispositif à étalonner	115
Figure 64 : Application des premiers coefficients calculés pour JV007.....	122
Figure 65 : Schématisation du partitionnement de l'échelle des METS	124
Figure 66 : Application des nouveaux coefficients pour JV007	125
Figure 67 : Comparaison des METs avant/après l'adaptation des coefficients A et B pour JV007	126
Figure 68 : Comparaison avec le compendium.....	127
Figure 69 : Comparaison avec le Sensewear pour JV007.....	128
Figure 70 : Courbe des résultats pour les -25ans	129
Figure 71 : Comparaison des erreurs absolues moyennes sur l'ensemble des inclusions de -25 ans entre Prototype et Sensewear	130
Figure 72 : Enregistrement typique d'une inclusion de + 65ans pour ARL006	131
Figure 73 : Courbe des résultats pour les +65ans.....	132
Figure 74 : Comparaison des erreurs absolues moyennes sur l'ensemble des inclusions de +65 ans entre Prototype et Sensewear	133
Figure 75 : Enregistrement typique d'un Post-AVC sans assistance(DV009).....	137
Figure 76 : Comparaison des erreurs absolues moyennes sur l'ensemble des inclusions sans assistance entre Prototype et Sensewear	138
Figure 77 : Enregistrement typique d'un Post-AVC aidé d'une canne anglaise (MJ029).....	139
Figure 78 : Enregistrement FRM patient LG010	141
Figure 79 : Enregistrement FRM patient BR030	141
Figure 80 : Influence des erreurs de transmission sur le calcul des MET (JV007).....	143
Figure 81 : Prototype Version2 avec ARDUINO Mini.....	151
Figure 82 : Transfert vers un dispositif dédié	152

Table des tableaux

Tableau 1 : Dispositifs d'estimation de la DEAP basés sur un accéléromètre	36
Tableau 2 : Comparaison de standards WBAN (Custodio 2012)	53
Tableau 3 : Caractéristiques des transmetteurs correspondant à la Figure 30	68
Tableau 4 : exemple de caractéristiques techniques de réseau BAN médical.....	72
Tableau 5 : Résultats expérimentaux de pertes de paquets	103
Tableau 6 : Paramètres de simulation pour comparaison théorie/pratique	104
Tableau 7 : Comparaison théorie/pratique	106
Tableau 8 : Comparaison MET Metamax3B® / MET_prototype Pré-étalonnage	114
Tableau 9 : Comparaison MET_Sensewear / MET_ Metamax3B®.....	114
Tableau 10 : Comparaison2 MET Pré-étalonnage	115
Tableau 11 : Valeurs des METS du Compendium.....	120
Tableau 12 : Liste des inclusions au protocole 1	121
Tableau 13 : Erreurs pour A=0,11 et B=1,8	123
Tableau 14 : Erreurs pour A=0,09 & B=1,8 et coefficients conditionnels	127
Tableau 15 : Récapitulatif des erreurs pour les +65ans	133
Tableau 16 : Liste des inclusions au protocole 2	136
Tableau 17 : Erreurs relatives entre Métamax et prototype par activité post AVC sans assistance.....	137
Tableau 18 : Erreurs relatives entre Métamax et prototype par activité post AVC avec canne anglaise.....	148

GLOSSAIRE

AEL : Accessible Emission Limit
APA : Activité Physique Adaptée
APD : Avalanche Photodiode Detectors
AVC : Accident Vasculaire Cérébral
BAN : Body Area Network
BT LE : Bluetooth Low Energy
DEAP : Dépense Energétique liée à une Activité Physique
DE : Dépense Energétique
DER : Dépense Energétique au Repos
EGC : Equal Gain Combining
FOV : Field Of View
FSO : Free Space Optics
HAVAIE : Handicap, Activité, Vieillesse, Autonomie, Environnement
HBC : Human Body Communications
IDE : Integrated Development Environment
IES : Interférence Entre Symbole
IR : Infra Rouge
IrDA : Infrared Data Association
LAN : Local Area Network
LOS : Line Of Sight
MAN : Metropolitan Area Network
MET : Metabolic Equivalent of Task
MIMO : Multiple Input Multiple Output
MISO : Multiple Input Single Output
MOSFET : Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
MPE : Maximum Permissible Exposure
MRC : Maximal Ratio Combining
NB : Narrow Band
OOK: On Off Keying
PAN : Personal Area Network
PIN : Positive Intrinsic Negative
RMR : Resting Metabolic Rate
RF : Radio Fréquences
RFID : Radio Frequency Identification
PCB : Printed Circuit Board
PoE : Power over Ethernet
SIMO : Single Input Multiple Output
SNR : Signal to Noise Ratio
STAPS : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
TCP : Transmission Control Protocol
TEB : Taux d'Erreur Binaire
UDP : User Datagram Protocol
UWB : Ultra-Wide Band
WAN : Wide Area Network
WBAN : Wireless BAN

Conception d'un système d'évaluation à distance de la dépense énergétique liée à une activité physique - Application à la supervision de la dépense énergétique de patients en post-AVC

Résumé : Ce mémoire décrit la conception d'un dispositif, communicant sans fils, estimant la dépense énergétique liée à une activité physique (DEAP) de patients présentant de faibles niveaux d'activité physique (post-AVC) dans un milieu sensible comme les hôpitaux en associant fiabilité et sécurité. La nécessité d'une nouvelle conception s'appuie sur les résultats d'études préalables et de tests des dispositifs commercialisés dans ce domaine basés sur des accéléromètres. Pour limiter l'impact des radiofréquences, nous utilisons une technologie optique sans fils avec un émetteur porté par le patient en mouvement (plateforme existante associée à un accéléromètre et un système d'émission par diode infrarouge) et des récepteurs fixés au plafond reliés via Ethernet à un ordinateur distant permettant l'analyse des données. La probabilité de coupure d'un lien mobile en optique sans fils par transmission diffuse a été établie théoriquement en considérant un débit faible et une haute qualité de service classique dans le domaine médical. La mesure du nombre de pertes de trame durant la communication a permis de valider les performances théoriques de la technologie optique sans fils et d'établir la fiabilité de ce type de transmission infrarouge en fonction du nombre de récepteurs. Le calcul de la DEAP a été effectué à partir d'un pré-étalonnage sur deux personnes en comparant les résultats obtenus avec ceux donnés par calorimétrie et ceux donnés par un dispositif commercial. Nous avons optimisé l'étalonnage en réalisant un protocole d'essais avec un échantillon de personnes plus vaste puis avec un échantillon de onze personnes post-AVC pour valider le prototype.

Mots clés : [Activité physique, dépense énergétique, accéléromètre, système embarqué, objet connecté, communication optique sans fils, post-AVC]

Design of a remote control system for the energy expenditure related to physical activity. Application for supervision of energy expenditure of post-stroke patients

Abstract : This thesis describes the design of a wireless device, communicating and estimating the energy expenditure (EE) related to physical activity of patients with low levels of physical activity (post stroke) in a sensitive environment such as hospitals by combining reliability and safety. The necessity of a new device is based on the results of preliminary studies and tests of commercially available devices (for the same use) based on accelerometers. To limit the impact of radio frequencies, we use optical technology with a wireless transmitter worn by a mobile patient (existing platform combined with an accelerometer and a system of transmission with infrared diode) and receiver fixed on the ceiling and connected via Ethernet to a remote computer for data analysis. The outage probability of a mobile wireless diffuse optical transmission was theoretically established by considering a low speed and a high quality of service in the conventional medical area. Measuring the number of frame losses during communication validates the theoretical performance of the optical wireless technology and proves the reliability of this type of mobile infrared transmission according to the number of receivers. The calculation of the EE has been performed on a pre-calibration from two people by comparing the results with those given by calorimetry and those given by a commercial device. We optimized the calibration by performing a test protocol with a larger sample of people and with a sample of eleven stroke people to validate the prototype.

Keywords : [physical activity, energy expenditure, accelerometer, embedded system, optical wireless communication, post-stroke]