



HAL
open science

Caractérisation de l'effondrement durant la marche des patients atteints de myosite à inclusions : analyse préliminaire

Clémence Drouot, Nathanaël Jarrassé

► **To cite this version:**

Clémence Drouot, Nathanaël Jarrassé. Caractérisation de l'effondrement durant la marche des patients atteints de myosite à inclusions : analyse préliminaire. Actes du colloque " Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs" IFRATH 2021, IFRATH, Oct 2021, Créteil, France. hal-04019174

HAL Id: hal-04019174

<https://hal.science/hal-04019174v1>

Submitted on 8 Mar 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Caractérisation de l’effondrement durant la marche des patients atteints de myosite à inclusions : analyse préliminaire

Clémence Drouot and Nathanaël Jarrassé

Agathe-ISIR, CNRS UMR 7222, INSERM U1150, Sorbonne Université, Paris, France
`name.surname@sorbonne-universite.fr`

Abstract

La myosite à inclusions (IBM - *Inclusion Body Myositis*) est une maladie rare entraînant une dégénérescence progressive des muscles. L’atteinte des quadriceps est souvent la première manifestation de la maladie, amenuisant la capacité des personnes atteintes à se tenir debout et entraînant rapidement des problèmes de chutes récurrentes, lors de la marche notamment. Ces atteintes, bilatérales mais asymétriques, conduisent d’abord à un affaiblissement progressif d’une seule jambe. Une particularité des chutes qu’il génère est qu’elles ne résultent pas d’une perte d’équilibre mais plutôt d’une perte de soutien qui entraîne un effondrement vertical sur soi-même. Bien qu’il existe des solutions orthétiques et exosquelettiques pour assister la marche (notamment en fournissant une assistance physique à la mobilité), il n’existe à l’heure actuelle pas de dispositif spécifiquement dédié à la prévention de la chute qui puisse améliorer la sécurité et le confort de ces personnes dans leur vie quotidienne. Afin de développer une telle assistance, une meilleure compréhension des mécanismes et de la dynamique de ces effondrements semble donc nécessaire, afin de pouvoir être en mesure de les détecter et les anticiper au plus tôt. Dans cette étude, nous avons développé un dispositif wearable d’enregistrement de la cinématique d’une jambe et des appuis au sol et l’avons utilisé afin de collecter des données de personnes asymptomatiques mimant des effondrements caractéristiques de la pathologie IBM durant la marche. Les données enregistrées de la cinématique du genou et de la temporalité des appuis au sol ont ensuite été analysées afin de caractériser cet effondrement au regard d’une marche asymptotique. Cette analyse préliminaire nous a permis d’observer et de caractériser trois types d’effondrements spécifiques. Ces premiers résultats constituent une première étape pour développer des algorithmes de détection exploitant un nombre réduite de capteurs embarqués, qui pourraient être utilisés pour piloter une assistance robotique de rattrapage de la chute.

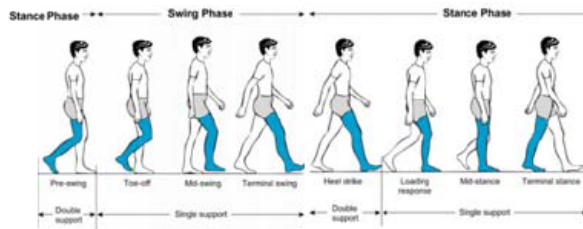
1 Introduction

Les myopathies inflammatoires (ou myosites) sont des maladies auto-immunes s’attaquant aux muscles. Elles concernaient en 2018 entre 3000 et 5000 adultes et enfants en France [1]. Ces pathologies entraînent une inflammation du muscle qui se manifeste par une faiblesse musculaire et parfois des douleurs musculaires. Une de ces myopathie, la myosite à inclusion [2] (IBM - *Inclusion Body Myositis*), est due à la présence dans le muscle d’une réaction inflammatoire (la myosite) et d’un processus neurodégénératif apparenté à la maladie d’Alzheimer (donnant les inclusions) [3]. Cette maladie apparaît généralement après 50 ans (environ 5 personnes sur un million) et touche majoritairement des hommes. Les premiers signes de la maladie sont une faiblesse des quadriceps (et des fléchisseurs de doigts), qui entraîne rapidement des difficultés à se lever ou s’asseoir, à utiliser des escaliers, ou à marcher et qui provoque, malgré des stratégies compensatoires, des chutes [4].

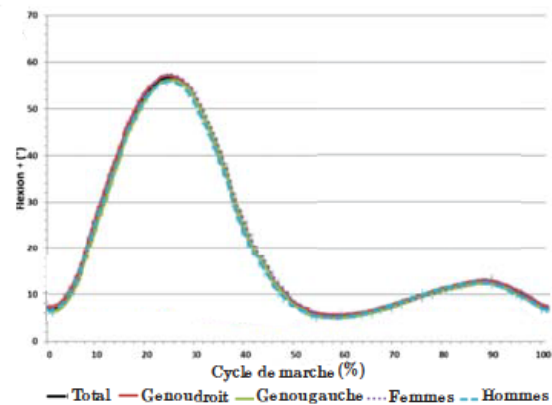
Ce risque de chute croît avec l'évolution de la maladie, induisant chez les patients une crainte qui entraîne souvent une utilisation prématurée d'un fauteuil roulant comme moyen de mobilité plus sûr. Or, au delà des problèmes de santé qu'une position assise de longue durée implique sur la santé et de la perte d'autonomie lié à ce changement de mobilité, la diminution de la mobilisation des muscles que cela engendre ne fait qu'accélérer la dégénérescence musculaire et donc la progression de la maladie. Enfin, étant donné l'âge à partir duquel la maladie se déclare, les risques de fractures et leurs conséquences sont particulièrement problématiques.

Afin d'assister ces patients, plusieurs aides techniques ont été développées ces dernières dizaines d'années comme les orthèses mécaniques de type KAFO [5] (*Knee-Ankle-Foot Orthoses*) ou SCKAFO [6] (*Stance Control Knee Ankle Foot Orthoses*), ou plus récemment des dispositifs mécatroniques plus avancés tel le C-Brace [7] ou encore l'exosquelette Keego [8]. Toutefois, ces dispositifs demeurent peu appréciés des patients car contraignant trop la mobilité (cycle de marche spécifique imposé) ou bien inadaptés (assistance énergétique à la marche plutôt que sur la prévention de la chute). Notre recherche à long terme vise donc à développer une aide technique robotisée dont la fonction principale serait le rattrapage de la chute, en générant le moins de contraintes possibles sur la gestuelle corporelle des patients. Dans cette étude nous présentons des résultats d'analyse de données d'effondrement pendant la marche, collectées sur des sujets asymptomatiques mimant une marche pathologique, ainsi qu'une caractérisation des types d'effondrements qui pourrait à terme être exploité par un dispositif d'assistance.

2 L'effondrement Durant la Marche



(a) Décomposition des différents appuis pendant le cycle de marche selon [9]



(b) Evolution de l'angle du genou droit pendant un cycle de marche. Adapté de [10].

Figure 1: Évolution (a) des appuis au sol et (b) de l'angle du genou pendant un cycle de marche

La marche asymptomatique: Elle se définit comme une répétition d'un cycle particulier d'appuis au sol, illustré figure 1a. Le cycle commence lorsque l'un des talons entre en contact avec le sol. Ensuite, on passe en phase de simple appui, lorsque l'autre pied décolle, et que tout le poids du corps se retrouve soutenu par cet appui. Cette phase se termine lorsque l'autre talon touche à son tour le sol et que le marcheur repasse donc en phase de double appui. Le poids est alors transféré sur ce nouvel appui pour que l'autre jambe puisse passer en phase de vol. Lorsque son talon touche à nouveau le sol, le cycle est alors terminé et peut recommencer. Au delà de la temporalité des appuis, le cycle de marche se caractérise par une cinématique

de genou particulière, illustrée sur la figure 1b. On observe d'abord un fort pic d'angle de genou lors de la phase de vol (*Swing Phase*) avec un maximum à plus de 50° puis une oscillation plus faible pendant la phase d'appui (*Stance Phase*) dont le maximum ne dépasse pas 15° .

La marche des patients IBM: Les patients IBM ont une marche asymétrique plus lente que celle d'une personne asymptotique. On retrouve une phase de vol similaire mais lorsque le poids du patient passe sur la jambe atteinte (voir figure 2 à partir de 50% du cycle de marche), celui-ci n'exhibe plus le même niveau de flexion afin de limiter les efforts sur le quadriceps. L'angle du genou reste alors à une valeur réduite quasiment constante, qui est de plus en plus faible avec l'évolution de la maladie, jusqu'à entraîner un *Genu Recurvatum*[12] (hyperextension au delà de 0°) à force de maintenir ce genou en sur-extension durant la marche.

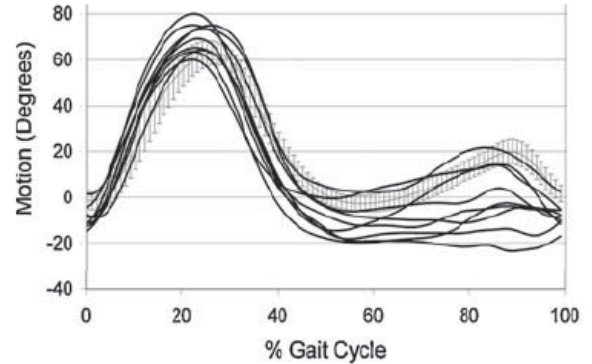


Figure 2: Angles du genou (en noir) de différents patients IBM lors d'un cycle de marche. La courbe grise représente les valeurs de sujets asymptotiques. Adapté de [11].

La particularité des chutes durant la marche de ces patients est donc qu'elles sont principalement la conséquence d'une perte de soutien (incapacité de transfert de masse au sol via la jambe atteinte) plutôt que d'une perte d'équilibre (instabilité posturale). Les chutes correspondent donc à des effondrements quasi verticaux (sur eux-même) des patients. Il existe peu de documentation dans la littérature au sujet de ces chutes particulières et il est difficile d'acquérir des données réelles en raison des risques. Nous avons donc mis en place un protocole particulier visant à conduire de premières analyses sur des sujets asymptotiques simulant la pathologie.

3 Matériel et Méthodes

Dispositif de mesure: Une orthèse de genou instrumentée a été développée afin d'enregistrer la cinématique de la jambe atteinte, ainsi que les informations liées aux contacts des deux pieds au sol. Elle est constituée d'une attelle de genou articulée (*Protect.ROM*, Medi GmbH) équipée d'un encodeur rotatif (résolution de 1024 points/tour). Quatre capteurs de force résistifs ("*FSR*") placés dans une paire de semelles permettent de mesurer et distinguer précisément les appuis (talons et orteils) des pieds au sol. Une carte Arduino MKR1000 a été utilisée afin de collecter (à une fréquence de 50Hz), traiter et enregistrer les signaux de ces différents capteurs et d'un trigger (bouton poussoir) actionné par le participant.

Participants: Deux participants asymptotiques "experts" ont volontairement simulé des effondrements lors du parcours de marche, causés par une perte de soutien de la jambe instrumentée. Les connaissances préliminaires que nous avons au sujet des effondrements pathologiques sont issues d'observations et d'entretiens avec des patients et des professionnels de santé. Nous avons ensuite décrit et expliqué la démarche et la nature des chutes aux participants.

Protocole Nous avons demandé aux participants équipés de l'orthèse et des semelles, de suivre un parcours prédéfini comportant une zone de marche à plat ainsi qu'une "zone de chutes" (longueur totale de 50 mètres). Dans cette dernière, il est demandé aux participants d'initier librement (sans indication temporelle) des effondrements pendant la marche lorsqu'ils sont en appui sur la jambe instrumentée (qui est pour nous la jambe droite considérée malade). Le parcours est effectué à deux reprises ce qui représente une durée totale d'expérience d'environ 30 minutes. Pour des raisons de sécurité, nous avons demandé aux participants de ne simuler qu'un début d'effondrement et de se rattraper avant la chute réelle.

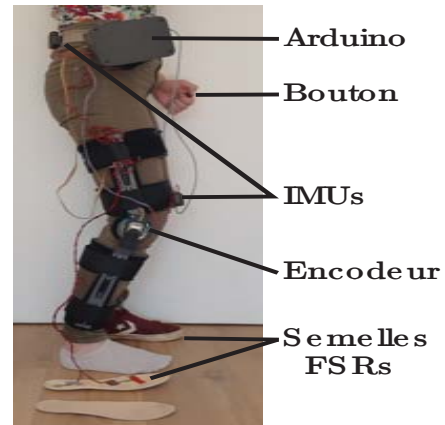


Figure 3: Photo de l'orthèse instrumentée portée

4 Résultats

Marche IBM simulée: Les figures 4.a. et 4.b. présentent les profils caractéristiques d'une marche pathologique simulée : la marche lente force à prendre des appuis plus sûrs sur chaque jambe, avec une flexion très réduite de la jambe instrumentée. Ces résultats sont cohérents avec les données de littérature présentées dans la figure 2. Bien que les participants ne souffrent pas de Genu Recurvatum (c.a.d d'une surextension de genou), l'angle du genou ainsi que sa vitesse restent faibles lors de la phase d'appui simple.

Taxonomie des chutes observées: Bien que nous n'ayons pas donné d'indications à ce propos, trois types de chutes différentes ont pu être observées lors de ces expériences, en fonction de la cinématique et de la nature de l'appui sur la jambe instrumentée au moment de l'effondrement. La figure 4 présente, en plus du profil de marche pathologique simulé, des profils caractéristiques de chacune des trois types de chutes. Sur ces figures, les croix rouges indiquent les instants où l'effondrement a eu lieu. Pour capturer ces instants, il a été demandé au participant d'appuyer sur un bouton à chaque initiation d'une chute. Les trois types de chutes se caractérisent tous par une augmentation forte de l'angle du genou dans un temps réduit et donc de sa vitesse articulaire. Ce sont les appuis au sol au moment des chutes qui permettent de les distinguer.

La chute de type 1 se déclenche pendant le *Heel Strike* et représente le cas où la jambe malade n'est pas été en position de soutenir le patient (voir figure 4.c et 4.d). Cette chute représente 69% des chutes enregistrées (10 pour la première participante, 12 pour la deuxième).

La chute de type 2 arrive pendant la *Loading Response* ou le *Mid Stance* : le transfert de poids s'est fait mais la jambe atteinte ne parvient pas à supporter seule le poids du corps entier (voir figure 4.e et 4.f). Cette chute représente 25% des chutes enregistrées (4 pour la première participante, 4 pour la deuxième).

La chute de type 3 commence pendant la phase de *Terminal-Stance* ou de *Pre-Swing*, au début du transfert du poids vers la jambe asymptotique (voir figure 4.g et 4.h). Cette chute représente 6% des chutes enregistrées (1 pour chaque participante).

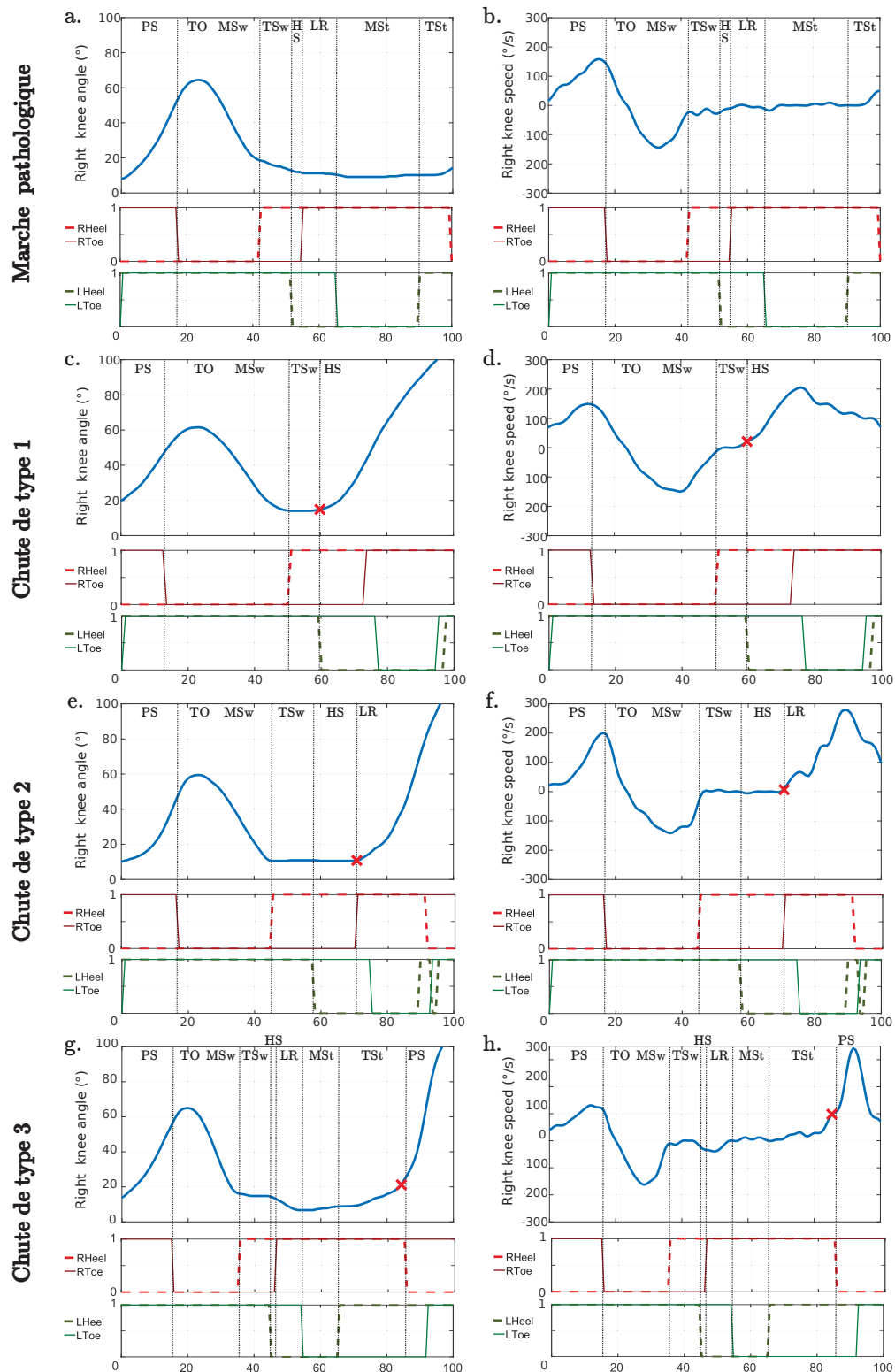


Figure 4: Profils caractéristiques de la cinématique du genou instrumenté et des appuis au sol lors de *a.*, *b.* la marche pathologique simulée et de trois types de chutes *c.* à *h.*.

PS : Pre-Swing, TO : Toe-Off, MSw : Mid-Swing, TSw : Terminal Swing, HS : Heel Strike, LR : Loading Response, MSt : Mid-Stance, TSt : Terminal Stance (figure 1a)

5 Discussion/Conclusion

Ces observations préliminaires nous ont permis de définir une première taxonomie des chutes par effondrement engendrés par une faiblesse musculaire des quadriceps, et ce avec un nombre réduit de capteurs embarqués. Une rapide analyse des profils types de la figure 4 peut permettre de construire trois règles mathématiques simples de détection de chutes :

Type 1 : la vitesse du genou instrumenté est positive pendant une phase de *Heel Strike*.

Type 2 : la vitesse du genou dépasse la valeur maximale $\dot{\theta}_{LR/MS}$ (vitesse articulaire atteinte lors d'une *Loading Response* ou *Mid Stance*).

Type 3 : la vitesse du genou devient supérieure à la valeur de $\dot{\theta}_{TS}$ (vitesse atteinte pendant une phase de *Terminal-Stance*) ou de $\dot{\theta}_{PS}$ (vitesse atteinte pendant une phase de *Pre-Swing*).

Bien que ces premiers résultats d'analyse soient encourageants quant à la possibilité de détecter simplement des chutes par effondrement, ces données préliminaires ont été obtenues chez des participants asymptomatiques simulant une démarche pathologique et des pertes d'appuis au niveau d'une jambe. Ces imitations peuvent être partiellement biaisées, notamment du fait de l'anticipation du rattrapage avant la chute au sol. Nous prévoyons dorénavant de renforcer ces premiers résultats, en collectant des données sur plus de participants et avec de nouveaux capteurs tels que des centrales inertielles. Afin d'affiner nos règles algorithmiques de détection de la chute, nous enregistrerons également des effondrements statiques ainsi d'autres activités du quotidien telles que la montée et descente d'escaliers ou de rampe et des actions de verticalisation ou d'assise. Enfin l'enregistrement sur des participants IBMs dans un contexte clinique nous permettra de valider complètement ces hypothèses.

References

- [1] INSERM press office. Myositis: A new classification representing a decisive step towards improved diagnosis and personalized treatment, September 2018.
- [2] K. Mariampillai, B. Granger, D. Amelin, M. Guiguet, E. Hachulla, F. Maurier, Alain Meyer, A. Tohmé, JL Charuel, L. Musset, Y. Allenbach, and O. Benveniste. Development of a New Classification System for Idiopathic Inflammatory Myopathies Based on Clinical Manifestations and Myositis-Specific Autoantibodies, 2018.
- [3] O Benveniste. La myosite à inclusions. *La Revue de Médecine Interne*, 35(7):472–479, 2014.
- [4] R. Auberger, B. Pobatschnig, M. Russold, R. Riener, and H. Dietl. Activities with a Microprocessor-Controlled Leg Brace for Patients with Lower Limb Paralysis: A Series of Case Studies. *IEEE Trans. on Med. Rob. and Bionics*, pages 1–1, 2020.
- [5] RL Waters and L Miller. A Physiologic Rationale for Orthotic Prescription in Paraplegia. *Clinical Prosthetics and Orthotics*, 11(2):66–73, 1987.
- [6] T. Yakimovich, E.D. Lemaire, and J. Kofman. Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. *J. of Rehab. Research and Dev.*, 46(2):257, 2009.
- [7] E Pahl and R Auberger. Knee-Ankle-Foot Orthosis with Controlled Swing and Stance Phase. (January 2013):1–4, 2013.
- [8] C.A. McGibbon, A. Sexton, A. Jayaraman, S. Deems-Dluhy, P. Gryfe, A. Novak, I. Dutta, E. Fabara, C. Adans-Dester, and P. Bonato. Evaluation of the keeogo exoskeleton for assisting ambulatory activities in people with multiple sclerosis: an open-label, randomized, cross-over trial. *J. of neuroeng. and rehab.*, 15(1):1–14, 2018.
- [9] G. Abran. Using a smart clothing to monitoring spatio-temporal parameters in gait analysis. (July), 2020.

- [10] J. Clement, P. Toliopoulos, H.F.D.A. Nicola, and P.A. Vendittoli. Healthy 3D knee kinematics during gait: differences between women and men, and correlation with x-ray alignment. Gait & Posture, 2018.
- [11] K. A. Bernhardt, T. H. Oh, and K. R. Kaufman. Gait patterns of patients with inclusion body myositis. Gait and Posture, 33(3):442–446, 2011.
- [12] E. A. Sekul and M. C. Dalakas. Inclusion body myositis: New concepts. Seminars in Neurology, 13(3):256–263, 1993.