

PIONNIERS EN BIOMÉCANIQUE

novembre 2025

Livre 2 - édition N°2

ÉDITORIAL

Depuis 2009, la Société de Biomécanique (SB) propose des articles consacrés aux pionniers de la discipline. Édités tout d'abord dans les Newsletters de la SB puis dans ses rapports d'activités, ils sont désormais présentés en ligne sur le site Internet de l'association. Ce livret a une double vocation : rendre hommage à ceux qui ont tant apporté à notre discipline et faire connaître aux lecteurs, et en particulier aux plus jeunes membres de la SB, les pionniers et les techniques pionnières de la discipline.

Simon Bouisset a porté cette rubrique pendant de longues années et c'est en 2015 qu'il a proposé l'édition d'un fascicule rassemblant l'ensemble des articles déjà parus. Après le décès de Simon Bouisset en 2019, Chantal Pérot, qui assurait la mise en page de ce livret, a pris en charge une « commission Histoire » créée au sein du CA de la SB, pour susciter de nouveaux articles et maintenir un rythme de parution de 2 à 3 chapitres par an. Le site Internet de la SB propose la version complète de ce livret, avec une mise en ligne régulière des nouveaux articles.

En 2024, le livret s'est enrichi de trois chapitres. Il compte ainsi 20 chapitres, tous en ligne sur le site de la SB, soit rassemblés dans le Livre 1 soit en TAP.

En 2025, nous avons ouvert le Livre 2 des pionniers en biomécanique avec en chapitre 1 l'article de Patrick Chabrand qui nous a conté « Une brève Histoire des Prothèses Orthopédiques ».

Vincent Nougier a choisi à son tour de nous conter une « Petite histoire des sciences du mouvement ». Une bien belle histoire, merci Vincent !

J'espère que vous prendrez plaisir à poursuivre cette lecture des histoires de la biomécanique...

Yohan Payan,
Président de la Société de Biomécanique

SB

Au sommaire

(par ordre chronologique d'édition)

- **Patrick Chabrand** - Une brève histoire des prothèses orthopédiques
- **Vincent Nougier** - Petite histoire des sciences du mouvement



Henri de Toulouse-Lautrec : opération par le Dr Pean qui a réalisé et implanté la première prothèse d'épaule en 1892

Livre 2 - Chapitre 1 : **Une brève Histoire des prothèses orthopédiques**

Clotho, la benjamine des trois moires, tisse le fil de la vie. Lorsque les dieux apprirent que Tantale avait tué son fils Pélops pour leur servir de repas, ils placèrent ses restes dans un chaudron. Clotho ramena Pélops à la vie. Pas tout à fait en entier, il lui manquait une épaule mangée par Déméter. Clotho la remplaça par un bloc d'ivoire (Ritt et al., 1994). A-t-elle effectué la première arthroplastie de l'histoire avec un matériau, l'ivoire, utilisé bien des siècles plus tard pour constituer des éléments prothétiques ?

Les premières références bibliographiques d'implantations de prothèses articulaires datent du 19^{ème} siècle. Les évolutions majeures, qui ont conduit aux prothèses posées de nos jours, ont été réalisées tout au long du 20^{ème} siècle. Pour introduire l'évolution des prothèses articulaires on peut se servir de données bibliométriques (ici issues de pubmed) qui illustrent bien l'historique et l'occurrence des différentes arthroplasties. Les premières publications qui sont référencées datent du début du 20^{ème} siècle ; elles concernent les prothèses de hanche, genou, cheville et coude. Il faut attendre la fin de la première moitié du siècle pour y trouver des publications relatives aux prothèses d'épaule et de poignet et seulement les années soixante-et-dix pour celles du pouce. Le nombre de documents est à peu près proportionnel aux nombres de chirurgies réalisées chaque année en France pour chaque type de prothèse. On dénombre environ 80000 documents pour la hanche et le genou, 20000 pour l'épaule, 15000 pour la cheville, 10000 pour le coude, 6000 pour le poignet et 600 pour le pouce. À noter pour cette dernière prothèse le très faible nombre de références.

La pose d'une prothèse articulaire a pour objectif la restauration du mouvement. La cinématique de l'articulation et son éventuelle complexité doivent être prises

en compte pour définir le design des implants. Idéalement une prothèse doit soulager la douleur, rétablir la fonction, être durable et fiable. Les matériaux qui les constituent doivent être acceptés par le tissu hôte, assurer des contraintes mécaniques normales au niveau de l'interface et dans l'os environnant et limiter le risque de rupture des implants.

Dans l'articulation de la hanche le mécanisme est simple. La liaison entre la tête fémorale et le cotyle est de type rotule ou sphérique et la cinématique en est fortement contrainte. Pour ce type de liaison, sur le plan clinique, une des contraintes à prendre en compte est le risque de luxation. La complexité de la cinématique du genou est due à des paramètres géométriques qui sont les formes et surfaces des os ainsi que celles des différents tissus mous de l'articulation. Les déplacements relatifs des surfaces en vis-à-vis, contraints par le complexe ligamentaire, produisent une cinématique composée de rotations et de translations. Les formes spécifiques de la partie proximale du tibia et distale du fémur, de par leur concavité et convexité respectives, jouent un rôle important : elles sont en parfaite congruence.

Sur le plan mécanique, une articulation met en contact et frottement deux ou plusieurs surfaces qui sont inévitablement soumises à de l'usure et l'endommagement. Ces phénomènes, qui dépendent des matériaux, de leur environnement et de leurs comportements sur le long terme, conditionnent la durée de vie de l'implant. Ainsi, pour concevoir une prothèse, les cliniciens et les ingénieurs auxquels ils étaient associés, au-delà des questions de biocompatibilité et d'interaction des implants avec les tissus biologiques, avaient à résoudre des problèmes mécaniques, tribologiques et physicochimiques.

Arthroplasties - Ostéotomies

Avant la pose des premières prothèses articulaires, différentes arthroplasties ont été réalisées au 19^{ème} siècle avec plus ou moins de succès. La première intervention dans laquelle le membre inférieur a été préservé et durant laquelle la tête fémorale a été excisée date de 1821. Dans certaines interventions, il s'agissait de réséquer les os en contact. Dans la deuxième moitié du 19^{ème} siècle, des chirurgiens, dont le français Verneuil (1860) (Fig.1), ont eu l'idée d'intercaler dans l'articulation, entre les surfaces réséquées, un tissu biologique mou pour éviter simplement qu'elles ne deviennent adhérentes ou d'interposer un matériau pour traiter ou séparer les surfaces.



Figure 1. Aristide Verneuil

De nombreuses tentatives ont été réalisées pour déterminer le matériau optimal. Des matériaux organiques et inorganiques ont été testés : caoutchouc, vessie de porc, bois, zinc, feuille d'or. Un progrès majeur a été réalisé par Marius Smith-Petersen en 1923. Il a recouvert la tête fémorale par une cupule en verre pour la resurfacer (Fig. 2).



Figure 2. Coupe de resurfacement de Smith Petersen (<https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/>)

Il avait observé au préalable, sur un patient, le développement d'une membrane d'interface fibreuse autour d'un morceau de verre et il avait pensé que, une fois la cupule retirée, cette membrane d'interposition pourrait jouer un rôle de néo-cartilage. La fragilité du verre et la rupture des implants l'ont conduit à la recherche d'un autre matériau. En 1937 il s'est orienté vers le vitallium, un alliage de cobalt-chrome, matériau nouveau déjà utilisé en odontologie dont les propriétés lui permettaient de ne pas retirer l'implant au bout de deux ans. De 1938 à 1952 plus de 1000 cupules ont été posées avec de bons résultats.

Dans cet article, nous limiterons aux seules prothèses de hanche et de genou.

Prothèse de hanche

Des implants fémoraux ont été développés pour le traitement des pathologies de la tête fémorale et en particulier des fractures du col du fémur. La tête fémorale est alors la seule partie de l'articulation qui est remplacée. En 1880, Themistocles Gluck (Fig. 3), pionnier dans la conception des prothèses, a développé un implant fémoral en utilisant de l'ivoire. Pour sa fixation, il a utilisé, avec de mauvais résultats, un ciment à prise rapide. En 1919, Pierre Delbet a remplacé la tête fémorale par une pièce en caoutchouc alors que Hey-Groves en 1933 a utilisé à nouveau de l'ivoire. Les frères Judet (Judet et Judet, 1990) en 1946 ont développé un implant à tige courte avec une tête en acrylique (méthacrylate de méthyle) fixée à un pivot court complètement inséré dans le col du fémur (Fig. 4).

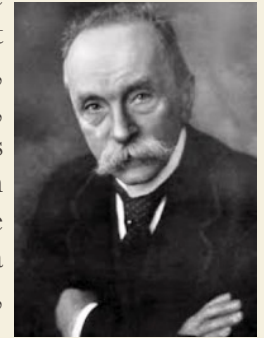


Figure 3. Themistocles Gluck (1853-1942)



Figure 4. Prothèse des frères Judet ©Conservatoire du patrimoine hospitalier de Rennes

Très implantée pendant plusieurs années avec de bons résultats (Kovac et al., 2004) cette prothèse a été abandonnée pour des problèmes de rupture du pivot ou d'usure de la tête. Austin Moore en a proposé une version modifiée (Fig. 5). Le col et la tête sont enlevés et l'implant, monobloc, est constitué d'une tête et d'une tige en métal. La tige, qui vient s'insérer dans la diaphyse, comprend des trous débouchant pour permettre la repousse osseuse. Ce concept est depuis repris pour les implants fémoraux.



Figure 5. Prothèse de Moore ©Conservatoire du patrimoine hospitalier de Rennes

Pour le traitement de l'arthrose, les deux surfaces en contact de l'articulation doivent être remplacées. Mac Kee a, le premier, conçu un prototype de prothèse totale de hanche (PTH) (Fig. 6) : la tête fémorale a été associée à une pièce hémisphérique creuse (cupule) implantée et bloquée dans le cotyle (d'où le nom de prothèse auto-verrouillée). Ainsi les mouvements de l'articulation étaient supportés par les deux parties de l'implant qui étaient toutes les deux métalliques. Mac Kee implantera ses premières prothèses en 1951. D'abord en acier inoxydable, elles ont ensuite été réalisées en vitallium.



Figure 6. Prothèse de G. K. McKee and J. Watson-Farrar (<https://onlineexhibits.library.yale.edu/s/hipreplacement/page/charnleysimpact>)

Le design et la conception des éléments de ces PTH ont apporté de nouveaux problèmes biomécaniques. Au-delà des questions géométriques posées pour la restauration du mouvement il y avait celles relevant de la mécanique des matériaux : résistance à la rupture, au vieillissement en milieu biologique et à la fatigue. L'absence de fluage et de déformations plastiques était également recherchée. Les aspects tribologiques étaient présents. Lorsque deux pièces sont en contact et frottement, les matériaux qui les constituent forment un couple de frottement : leur usure doit être considérée. Différents phénomènes peuvent se produire simultanément ou successivement. Il s'agit de transformations topographiques, mécaniques et physicochimiques des surfaces et d'adhérence de tout ou de parties d'entre elles. L'adhésion peut conduire au transfert de matière d'un corps sur l'autre ou à la formation de débris qui jouent un rôle important pour le descellement des implants. Ces mécanismes, qui se produisent in-vivo, restent encore mal décrits. Les problèmes de fixation (appelée stabilité primaire) de ces implants dans l'os avaient également à être considérés : les implants peuvent de nos jours être impactés, cimentés et troués pour favoriser la repousse osseuse (stabilité secondaire).

Pour couvrir tous les aspects de la tribologie liés aux systèmes biologiques le terme de biotribologie a été introduit par Dowson et Wright en 1973. Ces derniers

avaient compris que les études tribologiques des surfaces portantes devaient idéalement être associées à des études biologiques. L'ostéolyse et les réactions indésirables des tissus aux particules d'usure sont parmi les principaux facteurs limitant à long terme la durée de vie des arthroplasties

Puisqu'il n'était pas possible d'éliminer totalement l'usure, il fallait tenter de la minimiser. Les réactions biologiques dépendent du matériau, du nombre et de la morphologie des particules d'usure et du volume usé. Différents couples de frottement ont été proposés avec des résultats variés. La prise en compte du frottement entre les surfaces de contact ou surfaces portantes a joué un rôle important dans le développement des prothèses totales de hanche. La notion de PTH à faible frottement a été introduite par J. Charnley dans les années 1960 (Fig. 7).

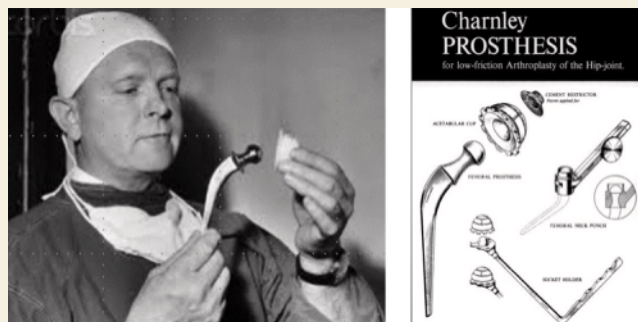


Figure 7. John Charnley (<https://www.spotornoofoundation.it/website/storia-delle-protesi/>)

Ce fut une avancée majeure. Charnley s'est d'abord orienté vers des matériaux présentant des couples de frottement les plus faibles possibles. Il a par exemple utilisé du téflon connu pour son faible coefficient de frottement. Cependant, le revêtement en téflon se délaminait rapidement conduisant à un échec précoce de l'arthroplastie. Le choix des matériaux est délicat ; les couples de frottement doivent être les plus faibles possibles, la résistance à l'usure la plus élevée et les process de fabrication doivent permettre de concevoir des formes précises et d'atteindre des exigences élevées sur les rugosités de surface. Le polytétrafluoroéthylène (PTFE) a été utilisé pour la première fois en 1959 par Charnley pour la partie acétabulaire en raison de ses bonnes propriétés tribologiques lorsqu'il frotte avec du métal. C'est l'usure du polyéthylène qui devenait alors le problème principal sur le long terme.

Le couple de frottement optimum déterminé, Charnley a abordé la question des rapports des diamètres de la tête et de la cupule. Un grand diamètre de tête devrait favoriser l'amplitude du mouvement et la

lubrification du contact. Cependant, la faible mouillabilité du polymère ne permettait pas une lubrification suffisante et conduisait au contraire à augmenter l'usure (Kabo et al., 1993). Charnley a tenté de trouver un diamètre minimum qui n'induisait pas de déformations plastiques du polyéthylène. Il était ainsi acquis que la réduction du diamètre de la tête en conservant un diamètre plus élevé pour l'insert permettait de diminuer l'usure et de réduire les efforts à l'interface os/implant dans le cotyle. Ce qui avait pour conséquence de diminuer les descellements. Un diamètre de 22 mm pour la tête a été retenu par Charnley (Charnley et al., 1969). En 2002, Egli et al. ont rapporté pour le contact métal/polyéthylène une usure annuelle volumétrique de 44,6 mm³/an pour des diamètres de 22 mm et de 125,9 mm³/an pour des têtes en 32 mm.

La stabilité primaire, recherchée en peropératoire, est due à la géométrie de l'implant (macrostabilité), sa rugosité, sa géométrie de surface (microstabilité) et la technique d'insertion. La stabilité secondaire, qui se produit à plus long terme est due à la réaction des tissus biologiques environnants. Cette réaction, qui conduit à une repousse osseuse, est conditionnée par des paramètres tribologiques et physicochimiques. Pour assurer la stabilité primaire de ses implants, Charnley a assuré leur fixation avec du ciment polyméthacrylate de méthyle (PMMA) qui était utilisé depuis longtemps par les dentistes. L'expérience l'avait conduit à choisir une épaisseur de ciment autour de l'implant d'au moins 2mm. Dans les années 80, Marcel Kerboull (Kerboull et al., 1987) a proposé l'utilisation de ciments à faible viscosité pour fixer des tiges fémorales remplissant presque totalement la cavité médullaire vidée de tout os spongieux. Il s'agissait d'un nouveau concept, le « French Paradox » : le contact de la tige avec l'os cortical imposait à une faible épaisseur de ciment. La géométrie de la tige et son impaction dans la cavité médullaire permettaient d'optimiser l'adhérence et de réduire les risques de descellements.

En France, Pierre Boutin, avec toujours pour objectif de diminuer le frottement, a eu l'idée, dans les années 70, d'utiliser la céramique d'alumine pour constituer le couple de frottement (Fig. 8).

Le coefficient de frottement d'un couple céramique/céramique est faible (voir Tableau 1) de plus, en présence de tissus vivants, l'alumine, ne déclenche aucune réaction. En 1977, un cône morse a été utilisé pour fixer la sphère en céramique à une tige en alliage de titane.



Figure 8. P. Boutin (<https://www.sofcot.fr/sites/www.sofcot.fr/files/medias/documents/3%20Le%20couple%20céramique.pdf>) et Prothèse de Pierre Boutin ongue par CERAVER - tige inox cimentée, couple de frottement en alumine - Ceraver©

Couple de frottement (en présence de serum bovin)	Coefficient de frottement
Métal/Métal	0.22-0.27
UHMWPE /Métal	0.06-0.08
UHMWPE /Céramique	0.06-0.08
Céramique/Céramique	0.002-0.07

Tableau 1. Différents coefficients de frottement d'après Jin et al. (2006)

Heller et collaborateur (Heller et al., 2001) ont montré que durant des tâches telles que la descente d'escalier la force enregistrée au niveau de la tête fémorale pouvait être d'environ six fois le poids du corps. Une séparation de faible amplitude (1mm à 3mm) de la tête et de la cupule, appelée décoaptation, a été mise en évidence lors de la marche. La tête fémorale impacte la cupule au niveau de son chanfrein ; les concentrations de contraintes qui en résultent engendrent une zone favorable à l'initiation et à la propagation de fissures. Afin de remédier à ce problème, les composites alumine-zircone ont ensuite été introduits avec succès.

Des prothèses à cols modulaires ont été mises sur le marché à la fin des années 1980 pour adapter l'implant à l'anatomie du patient (Fig. 9). Cette modularité permet de retrouver l'offset fémoral natif (distance entre l'axe diaphysaire et le centre de la tête fémorale) dont le rôle est important dans la récupération de la force des abducteurs (Mc Grory et al., 1995) et l'amplitude de l'antéversion. Des études ont toutefois montré que cette modularité pouvait engendrer de la corrosion à l'interface tige/col, de la production de débris métalliques ou des ruptures d'implants (ANSM, 2018 par exemple).

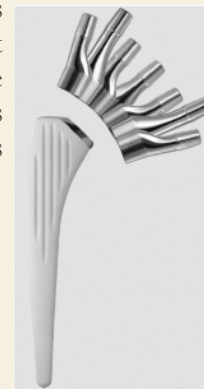


Figure 9. Cols modulaires :
INtegrale Modular –
ORTHOBIODUE©

Le concept de la double mobilité (Fig. 10) a été introduit en France dans les années 1970 par G. Bousquet, chirurgien stéphanois, pour apporter une réponse globale au problème de luxation et d'usure. La première mobilité est celle de la tête dans l'insert et la deuxième celle de l'insert dans la cupule acétabulaire. L'un des problèmes de la double mobilité, rapporté par exemple par (Philippot et al., 2012) est la luxation intra-prothétique causée par l'usure du système de rétention de l'insert. Ce concept d'abord commercialisé par SERF société française a été largement repris par la suite.



Figure 10. Modular Dual Mobility MDM X3© de Stryker

Les approches numériques concernant les prothèses totales de hanche sont quant à elles relativement récentes. Les premiers travaux référencés utilisant la méthode des éléments finis datent de 1977. Ils avaient pour objet de comparer les distributions des contraintes dans différents types d'implants (Röhrle et al. 1977). Depuis, les approches numériques ont largement été utilisées aussi bien pour caractériser le comportement mécanique des composants prothétiques, leur usure, la distribution des contraintes à l'interface os/prothèse, la cicatrisation périprothétique. Des approches mécano-chimico-biologiques sont maintenant développées. Il est clair que la modélisation numérique permet de mieux caractériser et quantifier les bénéfices des évolutions tant sur l'acte chirurgical que sur la durée de vie des prothèses. Ce qui est souvent fait en comparant anciennes et nouvelles générations de prothèses.

Prothèses du genou

En 1891, Themistocles Gluck (Brand et al., 2011) a implanté la première prothèse totale du genou (PTG). Il s'agissait d'une prothèse de type charnière en ivoire, fixée à l'os avec du plâtre de paris (Fig. 11).

Les prothèses de genou à charnière sont constituées de deux éléments, l'un tibial et l'autre fémoral reliés entre eux par une liaison mécanique. Les premières charnières

étaient fixes et limitaient le mouvement à un seul degré de liberté : la flexion/extension.

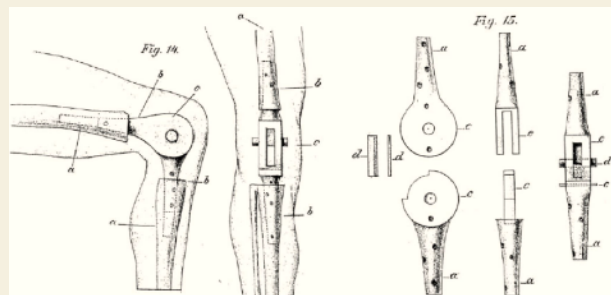


Figure 11. Prothèse de Gluck de 1891 d'après Brand et al., (2011)

Il a fallu attendre la deuxième moitié du 20^{ème} siècle, pour observer des avancées significatives. En 1950, Borje Walldius, chirurgien suédois, constatant les bons résultats obtenus en France par les frères Judet pour les prothèses de hanche, a mis au point une prothèse totale de genou composée d'une partie fémorale et d'une partie tibiale reliée entre elles par une tige en acier inoxydable pour former une articulation de type charnière dont les surfaces de contact sont en acrylique (Fig. 12). L'amplitude de mouvement était de 90° à 185°. La première pose a eu lieu en 1951. Avec un recul de huit ans et 51 patients opérés avec 26% de résultats peu satisfaisants (Walldius, 1960), ce concept peu adapté aux contraintes mécaniques et biologiques est apparu plus approprié à certains cas extrêmes plutôt qu'à une routine clinique.

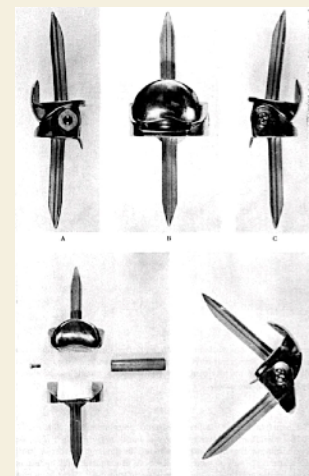


Figure 12. Prothèse de Walldius d'après Walldius, (1960)

En 1968, sept chirurgiens français réunis au sein d'un groupe qu'ils ont baptisé GUEPAR (Groupe pour l'Utilisation et l'Etude des Prothèses ARticulaires), ont proposé une prothèse de genou à charnière en chrome cobalt molybdène (Fig. 13). Sa différence principale par rapport aux prothèses existantes était le déplacement postérieur, surélevé de l'axe de rotation par rapport à l'interligne articulaire (Nordin et al., 2018). Cette modification permettait une amplitude de flexion plus importante et un meilleur positionnement du tibia par rapport au fémur dans la rotation. Le déplacement de la patella était proche de celui d'un genou sain.

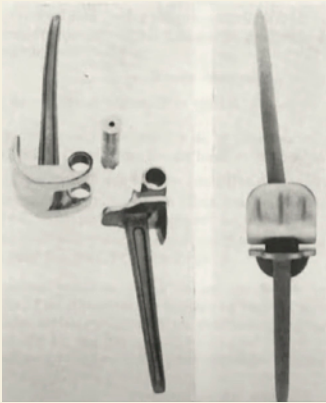


Figure 13. Prothèse GUEPAR d'après Nordin et al., (2018)

La biomécanique musculaire était respectée avec un bras de levier adapté. Malgré ces avancées, et bien qu'encore utilisées pour certaines indications, les taux d'échecs de ce type de prothèse étaient importants.

Ces résultats ne faisaient qu'illustrer la complexité de l'articulation du genou. La mobilité qu'elles apportaient, ne respectait pas la cinématique d'un genou sain bien plus complexe qu'une simple charnière.

L'idée de Frank Gunston en 1968 a été de concevoir une prothèse dans laquelle les éléments prothétiques, en métal pour le fémoral et en polyéthylène pour le tibial, permettaient un mouvement proche de celui d'un genou sain. La première prothèse bicompartimentale de genou à glissement était née : les ligaments étaient conservés et les matériaux et techniques de fixation étaient inspirés par ceux mis au point pour la hanche par Charnley. Différents modèles de prothèses, inspirés du travail de Gurson, ont ensuite été proposés. Les différences majeures portaient sur la conservation ou non des deux ligaments croisés et dans ce dernier cas la stabilité était alors assurée par la congruence des surfaces prothétiques. La prothèse Total Condylar a été créée par Insall en 1972 (Fig. 14). Les idées, basées sur des concepts biomécaniques, étaient de diminuer les efforts aux interfaces implants/os. Pour cela les éléments prothétiques, et en particulier l'implant tibial, étaient fixés sur la plus grande surface osseuse possible et pour réduire le taux d'usure le



Figure 14. Total Condylar prosthesis Source : Nat. Mus. of Health and Medicine, USA <https://www.dvidshub.net/image/8203472/total-condylar-knee>

frottement devait être optimisé. L'implant fémoral bicondylien était cimenté et les ligaments croisés sacrifiés. En 1978, le modèle de Insall-Burnstein, introduit une came centrale pour une stabilisation antéro-postérieure (Fig. 15).

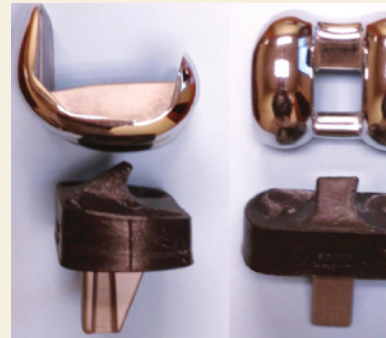


Figure 15. Insall-Burnstein prosthesis. D'après : Arthroplasty of the Knee - ClinicalTree (clinicalpub.com)

De nos jours, la grande majorité des prothèses totales de genou est composée de quatre composants (Fig. 16). Le premier est l'implant fémoral qui remplace les surfaces articulaires fémoro-tibiales et fémoro-patellaires. Sa surface de contact a une géométrie qui reproduit celle des surfaces articulaires saines, avec des rayons de courbure physiologiques. Le deuxième composant est l'implant tibial généralement monobloc et métallique comme le précédent. Il comporte un plateau et une quille centrale qui s'enfonce au centre de l'épiphyse dans la direction de la diaphyse tibiale. Le troisième composant est l'insert en polyéthylène qui est totalement ou en partie fixé sur le plateau de l'implant tibial. Il présente en proximal deux condyles concaves dans lesquels vont venir s'articuler les condyles de l'implant fémoral. Le quatrième et dernier composant est l'implant (ou bouton) patellaire en polyéthylène qui remplace la surface articulaire de la patella.



Figure 16. FHK - Mobile-bearing total knee arthroplasty de FH Ortho

Ce concept facilite l'équilibrage ligamentaire (seuls subsistent les ligaments collatéraux) et augmente l'amplitude de flexion (Argenson, 2005). Les désavantages sont la possibilité de luxation, d'usure ou de rupture du plot-came.

On trouve actuellement sur le marché de nombreuses variations de designs qui sont propres à chaque gamme d'un fabricant : prothèses à plateau mobile, à grande amplitude de flexion, implants ultra congruents et implants aux géométries dissymétriques plus anatomiques (Fig. 17).



Figure 17. À gauche Zimmer Nexgen LPS Mobile Bearing et à droite Zimmer Persona ultracongruente - Zimmer©

L'objectif du développement des prothèses à plateau mobile était de reproduire la cinématique native du genou et d'obtenir une mobilité articulaire moins contrainte. Ce qui avait pour conséquence de diminuer le frottement et de positionner le plateau en fonction des efforts appliqués et de corriger d'éventuels défauts d'alignement entre les implants tibial et fémoral. Dans ce concept, l'insert en polyéthylène n'est pas totalement fixé au plateau, ses translations sont contrôlées par un plot cylindrique vertical.

Le taux d'échec des prothèses totales de genou est de 10% au bout des dix premières années. La principale cause est due à l'usure du polyéthylène dont la libération de particules engendre une réaction inflammatoire, suivie d'une perte osseuse qui peut conduire au descellement de l'implant. Lorsque l'usure du polyéthylène est importante, le métal du plateau tibial peut venir partiellement au contact. Le frottement conduit alors à la production de particules métalliques toxiques (métallose) (Fig. 18).



Figure 18. Usure massive d'un plateau tibial à conservation des ligaments croisés

Les premiers travaux basés sur la méthode des éléments finis ont été publiés au début des années 80. On notera en particulier le modèle bidimensionnel développé par (Askew et al., 1981) pour caractériser la distribution des contraintes à l'interface de l'os trabéculaire et d'un implant tibial cimenté ou les travaux de (Bartel et al., 1982) pour étudier les performances d'un design d'implant tibial développé en cas de perte importante d'os trabéculaire.

La plus grande partie des études concerne l'implant tibial. Des auteurs ont pris en compte le capital osseux, cortical et trabéculaire, pour analyser les contraintes et les zones de sur-contraintes, au sein de l'os trabéculaire en fonction des caractéristiques géométriques des implants ; l'optimisation des géométries des surfaces portantes a été proposée, les micromouvements des implants et leur stabilité caractérisés. Des analyses plus classiques concernant les efforts de contact et l'évolution des déformations du polyéthylène sous chargement cyclique ont été publiées. Un des objectifs des approches numériques était également relatif à la prédiction de la rupture des éléments prothétiques en fatigue. Le numérique a permis d'apporter des réponses sur l'apparition de phénomènes de stress shielding responsable de résorption osseuse. Ce dernier exemple, en particulier, montre, et c'est une banalité que de l'écrire, la complémentarité du numérique par rapport à l'observation expérimentale et clinique pour décrire des phénomènes locaux pas ou peu accessibles par ces techniques. Les objectifs des travaux évoqués ci-dessus, tous réalisés dans les années 80-90, ont depuis été largement repris et étendus. Le 3D est devenu une norme, l'utilisation de l'imagerie clinique est routinière, les modèles sont multi-physiques, de plus en plus sophistiqués et les résultats du numérique de plus en plus utilisés en amont de l'implantation chez l'homme.

Conclusion

L'histoire des arthroplasties comporte de nombreuses réussites et de nombreux échecs. Les prothèses conçues pour les autres articulations que la hanche et le genou et leurs évolutions ont reposé, jusqu'à il y a quelques années, sur des procédés bien connus des numériciens, du type « trial an error method ». Un premier prototype est réalisé, implanté chez l'homme et les échecs cliniques observés sont analysés et exploités pour la proposition

d'une nouvelle génération. Bien souvent, le concept de la prothèse totale de hanche a été extrapolé à une autre articulation pour fournir l'ébauche d'une première prothèse. Les échecs ont souvent été dus à une mauvaise connaissance du système articulaire concerné sur les plans cliniques, biologiques ou mécaniques. Une mauvaise application des principes ou concepts de l'ingénierie pour résoudre les problèmes complexes qui étaient posés a conduit systématiquement à un échec. L'objectif d'une arthroplastie est bien évidemment la conception d'une prothèse qui permette de restituer au mieux le mouvement, de diminuer la douleur, d'augmenter la qualité de vie du patient avec une durée de vie la plus élevée possible. Dès les plus anciennes arthroplasties, la collaboration entre cliniciens et ingénieurs a été nécessaire pour faire face à bon nombre de problèmes pluridisciplinaires complexes. L'association de matériaux du vivant à des matériaux de l'ingénieur a conduit à des problèmes évolutifs multi-échelles.

Bibliographie

- ANSM. Recommandations concernant les prothèses de hanche avec tiges à col modulaire, Janvier 2018. <https://ansm.sante.fr/uploads/2021/03/11/1c8f9d07cd245d77fa7b6e2f004f5a28.pdf>
- Argenson JN, Scuderi GR, Komistek RD, Scott WN, Kelly MA, Aubaniac JM. In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty. *J Biomech.* 2005 Feb;38(2):277-84. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.027. PMID: 15598454.
- Askew MJ, Lewis JL. Analysis of model variables and fixation post length effects on stresses around a prosthesis in the proximal tibia. *J Biomech Eng.* 1981 Nov;103(4):239-45. doi: 10.1115/1.3138287. PMID: 7311489.
- Bartel DL, Burstein AH, Santavicca EA, Insall JN. Performance of the tibial component in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1982 Sep;64(7):1026-33. PMID: 7118966.
- Brand RA, Mont MA, Manring MM. Biographical sketch: Themistocles Gluck (1853-1942). *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Jun;469(6):1525-7. doi: 10.1007/s11999-011-1836-8. PMID: 21403990; PMCID: PMC3094624.
- Svensson O. The classic. *Acta Orthop.* 2010 Feb;81(1):21-33. doi: 0.3109/17453671003667192. PMID: 20170418; PMCID: PMC2856201.
- Charnley J, Kamangar A, Longfield MD. The optimum size of prosthetic heads in relation to the wear of plastic sockets in total replacement of the hip. *Med Biol Eng.* 1969 Jan;7(1):31-9. doi: 10.1007/BF02474667. PMID: 5771305.
- Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Dürselen L, Pohl M, Claes L, Haas NP, Duda GN. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech.* 2001 Jul;34(7):883-93. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00039-2. PMID: 11410172.
- Kabo JM, Gebhard JS, Loren G, Amstutz HC. In vivo wear of polyethylene acetabular components. *J Bone Joint Surg Br.* 1993 Mar;75(2):254-8. doi: 10.1302/0301-620X.75B2.8444946. PMID: 8444946.
- Kerboul M. The Charnley-Kerboul prosthesis. In: Postel M, Kerboul M, Evrard J, Courpeid J, eds. *Total hip replacement.* Berlin, etc: Springer-er Verlag, 1987:13-7.
- Kovac S, Pisot V, Trebse R, Rotter A. Fifty-one-year survival of a Judet polymethylmethacrylate hip prosthesis. *J Arthroplasty.* 2004 Aug;19(5):664-7. doi: 10.1016/j.arth.2004.01.010. PMID: 15284993.
- McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865-9. PMID: 7593096.
- Mondal S, Ghosh R. Experimental and finite element investigation of total ankle replacement: A review of literature and recommendations. *J Orthop.* 2019 Sep 11;18:41-49. doi: 10.1016/j.jor.2019.09.019. PMID: 32189882; PMCID: PMC7068038.
- Walldius B. Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. 8 years' experience. *Acta Orthop Scand.* 1960;30:137-48. doi: 10.3109/17453676109149534. PMID: 13782823.

Patrick Chabrand,

*Professeur émérite
Aix-Marseille Université
Institut des Sciences du Mouvement
UMR 7287 - CNRS*

mai 2025



De Léonard de Vinci à l'IA*...

Livre 2 - Chapitre 2 : Petite Histoire des Sciences du Mouvement

Ce court article n'a nullement la prétention de retracer une histoire exhaustive et pleinement contextualisée des sciences du mouvement humain. Trop de contributions à cette aventure en auront été volontairement oubliées. Il s'inscrit plutôt dans la continuité d'articles antérieurs de cette série, avec l'intention de porter un bref regard sur les grandes étapes et les événements significatifs qui ont marqué ce développement et son élargissement progressif à toutes les approches scientifiques que nous connaissons aujourd'hui.

De fait, fixer une date de début de développement des sciences du mouvement n'est déjà pas une gageure, selon la conception que l'on s'en fait. Surtout, il semble que cette petite histoire est largement dépendante du champ scientifique considéré, avec des décalages temporels significatifs : l'anatomie d'abord dès le 15^{ème} siècle, puis la physiologie des grandes fonctions au 18^{ème}, l'analyse du mouvement et les neurosciences à cheval sur les 19^{ème} et 20^{ème} siècles et plus récemment encore, à partir de la moitié du 20^{ème} siècle, les sciences humaines et sociales, ouvrant la voie, aujourd'hui, à des approches de plus en plus interdisciplinaires et intégratives.

Anatomie : de l'organe à la fonction

Peut-être que les travaux de Léonard de Vinci dans la deuxième moitié du 15^{ème} siècle, en développant une approche anatomique « moderne » et dynamique, à la base du mouvement humain, constituent un premier jalon précoce mais significatif. Ce petit extrait des carnets de Léonard de Vinci illustre bien une vision qui

va déjà au-delà d'une simple description du corps humain « ...tu représenteras le bon fonctionnement de ces membres : c'est-à-dire dans l'acte de se lever après s'être couché, remuant, courant et sautant en des attitudes variées, soulevant et portant de gros poids, lançant des objets au loin et nageant ; et ainsi pour chaque mouvement tu démontreras quels membres et quels muscles le déterminent, et notamment le jeu des bras » (Maccurdy E, p. 106) [1]. Plus précisément, Léonard de Vinci est le premier à associer l'action musculaire aux contraintes subies par les os. Il fait de la fonction neuro-musculaire une réalité objective en créant des maquettes du squelette dans lesquelles des cordelettes remplacent les muscles, mettant en évidence les notions de mécanique, de synergies fonctionnelles ou encore d'équilibre entre muscles antagonistes, tout comme il évoque, en particulier pour la main, le rôle de poulies de renvoi des tendons fléchisseurs des doigts, préfigurant la notion de couple en biomécanique. Nous sommes déjà dans une approche de l'anatomie fonctionnelle et dans l'usage de terminologies qui sont encore couramment employées dans la biomécanique moderne.

Dans cette veine, les écorchés de Honoré Fragonard (1732-1799), qui font la célébrité du musée portant son nom à Maison-Alfort, constituent une étape importante dans la description anatomique du corps humain « en action », y compris dans des « situations sportives » de cavaliers à cheval. De manière implicite, car Fragonard n'a laissé aucun écrit tangible à ce sujet, ces écorchés suggèrent que comprendre le corps implique comprendre le mouvement qui l'anime.

La découverte des grandes fonctions de l'organisme

Dès la fin du 18^{ème} siècle, les travaux d'Antoine Lavoisier puis plus tard ceux de Marcellin Berthelot ont signé les débuts de la quantification de l'énergie métabolique dépensée par un sujet produisant un travail mécanique. C'est Lavoisier qui est à l'origine de la stœchiométrie, méthode de calcul permettant d'analyser la quantité de réactifs et de produits en jeu dans une réaction chimique. Il a en particulier traduit des réactions dans les équations chimiques respectant la loi fondamentale de conservation de la matière, la loi bien connue de Lavoisier selon laquelle rien ne se perd ni ne se crée et tout se transforme : « ... car rien ne se crée, ni dans les opérations de l'art, ni dans celles de la nature, et l'on peut poser en principe que, dans toute opération, il y a une égale quantité de matière avant et après l'opération ; que la qualité et la quantité des principes est la même, et qu'il n'y a que des changements, des modifications. » [2].

De son côté, Berthelot a émis le principe "du travail maximal", ou principe de Berthelot, selon lequel un système laissé à lui-même évolue dans le sens qui mène au plus grand dégagement de chaleur. En d'autres termes, toute réaction chimique s'accomplissant sans apport d'énergie évolue vers le système de corps qui dégage le plus de chaleur. On mesure évidemment les conséquences de ce principe dans les relations entre dépense énergétique et température corporelle lors d'un effort musculaire.

À la même période, l'anatomiste et médecin italien Luigi Galvani découvrit, par hasard, la contraction réflexe sur des cuisses de grenouille qu'il avait disséquées. Cette découverte d'une électricité animale [3] à l'origine du mouvement se propageant au sein de divers tissus biologiques donnera naissance à l'électrophysiologie dont nous connaissons les déclinaisons actuelles avec l'électromyographie (EMG), l'électroencéphalographie (EEG) ou encore l'électrocardiologie (ECG).

Ainsi, en 1843, l'allemand Emil du Bois-Reymond met au point, pour ses études sur l'électricité animale (en particulier les poissons électriques), un galvanomètre particulièrement sensible qui va démontrer la possibilité d'enregistrer l'activité électrique d'un muscle lors d'une contraction volontaire. Il ouvrira la voie au premier enregistrement en 1890 par Jules-Etienne Marey : l'électromyographie était née ! De son côté, le méconnu

néerlandais Willem Einthoven, pourtant prix Nobel de médecine en 1924 pour l'ensemble de son œuvre, inventa dès 1901 le premier galvanomètre à corde, énorme machine de 270 kilos, nécessitant un système de refroidissement et cinq personnes pour la faire fonctionner. Les premiers essais cliniques avec cette machine s'affranchissant des calculs fastidieux imposés par l'électromètre capillaire remontent à 1902. C'est l'un des tout premiers appareils permettant aux médecins d'enregistrer avec précision à partir de la surface du corps les potentiels électriques générés par le cœur humain au cours de ses battements. L'électrocardiographie venait de prendre son envol et conduisait même, en 1906 et pour la première fois, à des échanges d'ECG cliniques télétransmis en utilisant une connexion par câble entre l'hôpital universitaire de Leyde et le laboratoire de Willem Einthoven. Ce précurseur donnera son nom au « triangle d'Einthoven » : un triangle équilatéral formé par des électrodes positionnées sur les deux membres supérieurs (poignets) et le membre inférieur gauche (jambe), au centre duquel se situe approximativement le cœur [4]. Ce triangle est toujours le standard pour étudier l'activité électrique du cœur sous des angles différents et calculer son axe électrique dans le plan frontal.

Quand l'étude du mouvement devient scientifique

E.J. Marey est sans aucun doute celui qui aura marqué un tournant dans l'histoire des sciences du mouvement en posant dès 1870 les bases de l'analyse du mouvement et de la biomécanique (pour un portrait plus complet, cf. l'article de Simon Bouisset dédié à E.J. Marey sur le site de la Société Française de Biomécanique - <https://www.biomecanique.org/fr/les-pionniers-sdb/437-marey>). L'invention en 1882 du fusil photographique permettant de capturer le mouvement sur une même plaque en douze poses successives ouvre l'ère de la chronophotographie qui constitue un tournant pour l'étude de la cinématique des mouvements du corps tout comme des forces qui créent ce mouvement. Il est intéressant de noter comment le développement des techniques photographiques et cinématographiques a pu donner toute son importance à l'animation, au mouvement d'abord de la locomotion animale puis de la locomotion humaine et de ses dérivés.

Au cours de la même période, E.-J. Marey invente également la première plateforme de force de l'histoire de la biomécanique : la « table dynamométrique » encore appelée « plateforme dynamographique » ou « dynamographe » [5]. Cet appareil permettait déjà d'enregistrer les actions exercées au sol par un sujet au repos ou en mouvement. Ce que l'on sait moins, c'est que dès 1859, en collaboration avec le physiologiste et vétérinaire Auguste Chauveau et le fabricant de montres Bréguet, E.-J. Marey a développé, à partir d'une idée originale du physiologiste allemand Karl von Vierordt, un sphygmographe portable permettant de mesurer les pulsations cardiaques.

Il faut néanmoins associer à ces développements et découvertes le principal collaborateur de Marey, George Demeny, souvent occulté car ces deux pionniers furent vite en désaccord. Marey s'intéressait principalement aux approches expérimentales du mouvement quand Demeny réfléchissait davantage aux mises en application possibles, préfigurant ainsi le développement de l'éducation physique scientifique, de la pédagogie pour l'enseigner, et finalement des sciences de l'éducation appliquées au mouvement humain.

Durant la même période, Charles Scott Sherrington (1857-1952) mit en lumière le principe de l'innervation réciproque (la loi de Sherrington), selon laquelle à la stimulation d'un groupe de muscles correspond l'inhibition des muscles du groupe opposé. Dans son ouvrage *Integrative Action of the Nervous System* (1906), il fournit la première analyse moderne du cervelet, décrit les réflexes proprioceptifs, inventa le terme de synapse et étudia les modalités de la transmission synaptique de l'influx nerveux. Plus largement, il développa la notion de structuration fonctionnelle des centres nerveux, conduisant elle-même au concept d'intégration nerveuse qui nous est si familier aujourd'hui. En France, depuis les années 1950, les travaux de Jacques Paillard, Marc Jeannerod, Jean Massion, et plus récemment Alain Berthoz, et leur intérêt toujours affirmé pour les sciences du mouvement humain, ont fortement influencé les générations de chercheurs d'aujourd'hui.

Dans ce contexte, le développement de la chronométrie mentale permettra d'ouvrir une nouvelle page d'exploration du système nerveux pour explorer indirectement les « fondements » sensori-moteurs du mouvement humain. Si les premiers travaux remontent à la fin du 19^{ème} siècle, la chronométrie mentale connaîtra son apogée dans la seconde moitié du 20^{ème} avec des

milliers de publications explorant à la fois les aspects sensoriels et/ou moteur du comportement humain. La psychologie cognitive, explorant les diverses modalités de traitement de l'information, prendra désormais une place déterminante. Plus récemment, ces 20 dernières années, de nouvelles techniques, nettement plus sophistiquées - électroencéphalographie, IRM fonctionnelle, NIRS, Stimulation Magnétique Transcrânienne -, permettront des investigations plus directes pour accéder au fonctionnement du cerveau, supportant le développement sans précédent des neurosciences modernes.

En parallèle, le développement de l'accélérométrie préfigure le temps de la mesure embarquée. Pourtant, on doit les premiers travaux sur l'accélération au Mathématicien George Atwood (1746-1807), professeur de physique à Cambridge en Angleterre. C'est en travaillant sur la valeur de l'accélération de la pesanteur et l'étude de la chute libre qu'il mit au point en 1784 sa célèbre « machine d'Atwood ». Aujourd'hui, il existe de nombreux types d'accéléromètres, répondant à des besoins très différents dans les domaines industriel, militaire ou sportif : au fil des années, la technologie a évolué pour aboutir au développement d'accéléromètres piézoélectriques et d'accéléromètres MEMS (microelectromechanical systems). Ce sont ces accéléromètres, les plus répandus aujourd'hui, que l'on retrouve généralement associés à des gyroscopes et magnétomètres au sein des centrales inertielles 3D modernes (IMUs).

Le comportement dans son environnement

À la fin des années 50, les sciences humaines et sociales vont également prendre leur essor. En particulier, la psychologie, la sociologie et les sciences de l'éducation permettront de situer le comportement de l'homme en mouvement dans son environnement pris au sens large. Ces approches vont mettre en avant l'usage de méthodes issues de l'ethnologie, des grilles d'observation, des enquêtes à vaste échelle et questionnaires ouverts ou fermés, ou encore des entretiens en face à face. Le sujet sportif n'est plus simplement une machine anatomique ou physiologique, un corps en mouvement. Il devient un individu dont les choix de pratique, les émotions, les motivations ou encore les attitudes à l'égard du sport sont

auscultés et analysés à l'aune d'un contexte économique, social, familial, personnel, ou encore géographique voire historique.

Les travaux, entre autres, de Sigmund Freud, Jean Piaget, Henri Piéron ou Henri Wallon ont inspiré ce qui deviendra la psychologie du sport au début des années 60, en particulier sous l'impulsion de l'Italien Ferruccio Antonelli. Ces travaux ont aussi contribué au développement de la pédagogie et des sciences de l'éducation avec les précurseurs français qu'ont été Gaston Mialaret, Jean Château ou encore Maurice Debesse, à la fin des années 50. Dans le domaine de la sociologie, ceux de Pierre Bourdieu et Jean-Paul Passeron et de leurs condisciples, ou encore de Joffre Dumazedier et sa sociologie des loisirs ont donné naissance à divers courants de pensée sociologique autour du sport dont Pierre Parlebas ou Christian Pociello furent parmi les précurseurs en France. Mais c'est sans compter les multiples écrits de George Vigarello autour de l'histoire et de la philosophie du sport et du corps, qui ont donné une impulsion définitive à des regards nouveaux portés sur le mouvement, au-delà des approches « mécanistiques » ou « fonctionnelles » du mouvement humain. Le corps comme entité « sociale » devient objet d'étude à part entière.

Dès lors, depuis les années 1970-1980, au moment où la 74^{ème} section du CNU (STAPS) est créée en 1983, l'ensemble des disciplines scientifiques, sans exclusive, apporteront leur contribution à l'étude du sport et de la motricité humaine, à la fois de manière spécifique et focalisée, mais aussi dans des perspectives de plus en plus multi- ou interdisciplinaires. La « mesure » et la réflexion qui en découlent deviennent multifactorielles.

L'intelligence artificielle et le temps de la mesure embarquée

Ces 20 dernières années ont ouvert une nouvelle ère reposant sur le développement massif des approches algorithmiques et l'avènement de l'intelligence artificielle, d'une part, la miniaturisation de l'électronique et des équipements, d'autre part. Ces développements ont conduit à l'usage de plus en plus fréquent et souvent combiné 1) des mesures in situ et embarquées et 2) des approches multidimensionnelles du mouvement.

Les mesures embarquées

Aujourd'hui, les mesures embarquées sont en passe de devenir la panacée. La miniaturisation des composants électroniques, le développement des réseaux « sans fil » et l'augmentation des flux possibles de transmission de données, l'augmentation de la puissance et de la durée de vie des batteries portables permettent de mesurer le mouvement au plus près de la réalité, en situations dites « écologiques », sans pour autant remettre en cause les fondements de l'approche expérimentale de laboratoire. De plus en plus souvent et « facilement », on peut aller « sur le terrain » et mesurer en « vrai » les comportements ou performances, sans remettre en cause la rigueur méthodologique nécessaire. Dans le domaine des pratiques sportives, cela s'avère un argument décisif pour convaincre des athlètes ou entraîneurs à se soumettre à des protocoles expérimentaux souvent fastidieux à leurs yeux et n'ayant pour eux pas ou peu de sens, dès lors que cela se déroule en laboratoire et trop loin du terrain.

Les approches multidimensionnelles de la motricité humaine

L'algorithmie embarquée, les méthodes de plus en plus sophistiquées de traitement du signal, les techniques statistiques d'analyse multidimensionnelle du mouvement en clustering, basées sur de multiples modèles d'apprentissage machine supervisé ou non supervisé deviennent les outils quotidiens du chercheur moderne. S'ajoute à ces outils, la prise de conscience progressive, devenue aujourd'hui évidence, que la performance motrice résulte de systèmes complexes [6] et du croisement de multiples facteurs, conduisant de plus en plus souvent les chercheurs à favoriser des approches combinées, où les différentes connaissances scientifiques s'interpellent et surtout se complètent et s'enrichissent mutuellement, même si ce dialogue reste souvent difficile.

Et demain ?

Il est évidemment difficile de se projeter dans l'avenir, mais on peut au moins anticiper ou dessiner quelques tendances et évolutions futures probables ou possibles. La révolution numérique, dans toutes ses dimensions, aura sans aucun doute un impact majeur sur les travaux à venir. Les travaux aux interfaces ne manqueront pas non plus de prendre peu à peu toute la place qu'ils méritent.

L'ouverture à des disciplines scientifiques en apparence éloignées permettra sans doute l'utilisation de nouveaux instruments d'investigation et d'offrir de nouvelles perspectives de compréhension du mouvement humain (physique, mathématiques, informatique, robotique, imagerie, etc.). La question des approches micro ou macro et de leur complémentarité se posera sans doute de manière plus cruciale, obligeant à un dialogue entre disciplines encore plus indispensable. Les exemples de la physiologie de l'exercice ou des neurosciences sont de ce point de vue éclairants. La physiologie intégrative a progressivement été dévalorisée voire mise de côté, laissant place à la physiologie cellulaire puis moléculaire. Mais le fonctionnement d'une molécule, d'une cellule ou d'un ensemble de cellules ne peut à lui seul expliquer un comportement moteur complexe. De même, les neurosciences comportementales sont devenues cognitives, fonctionnelles, computationnelles, cellulaires, moléculaires, etc., constituant autant de domaines et de communautés scientifiques compartimentés par leurs objets et leurs techniques d'étude spécifiques.

Pourtant, la compréhension des problèmes posés réside sans aucun doute dans des interactions multiples et complexes qui restent encore largement à décrypter en s'appuyant sur des modèles, approches, méthodologies et outils encore à inventer.

Bibliographie

- [1] Maccurdy E. (Trad.). (2000). Leonard de Vinci. Les carnets. Gallimard.
- [2] Lavoisier A. (1789). *Traité élémentaire de chimie*, p. 140/141.
- [3] Bernardi W. (2001). La controverse sur l'électricité animale dans l'Italie du XVIII^e siècle : Galvani, Volta et... d'autres / *The controversy over animal electricity in 18th-century Italy : Galvani, Volta and... others*. Revue d'histoire des sciences, 54-1 pp. 53-70.
- [4] Fye WB. (1994). A history of the origin, evolution, and impact of electrocardiography. *Am J Cardiol*; 73:937-49.

[5] Marey E.J. (1883). De la mesure dans les différents actes de la locomotion. *C.R. Acad. Sci., Paris*, 97, 820-825.

[6] Davids K., Hristovski R., Araújo D., Balague Serre N., Button C., Passos P. (2015). *Complex Systems in Sport*, Routledge.

Vincent Nougier

Professeur,

Université de Grenoble

novembre 2025

* crédits images de première page :

- Image Léonard de Vinci : étude du corps en mouvement, codex Huygens, folio 22 - <https://fr.pinterest.com/pin/616359898981977939/>
- Image IA : <https://alphaavenue.ai/fr/magazin-fr/technologie/presentation-dact-two-la-capture-de-mouvement-nouvelle-generation-par-runway/> reproduite avec autorisation de l'auteur, Justus Becker.