

Dr Patrick Chaboche chaboche.patrick@gmail.com

## Analyse biomécanique de la marche et de l'arthrose du genou

La marche qui nous semble banale et allant de soi est en fait très compliquée et complexe et relève d'un non "equilibrium phenomena system" qui associe des phénomènes mécaniques et biologiques qui interagissent en permanence. La genèse, l'évolution et les conséquences d'une arthrose du genou sont, de la même façon, à la fois simples à la première approche et complexes après analyse. Notre programmation d'un traitement de l'arthrose nécessite pourtant de connaître totalement le comportement biomécanique dynamique et cinématique du genou chez chaque patient dans son environnement et donc de la marche.

Au départ, il nous faut étudier la commande de la marche au niveau des structures nerveuses qui constituent un réseau de neurones avec leurs synapses et leurs transmetteurs électrochimiques.

Classiquement on décrit un système pyramidal situé essentiellement dans le tronc cérébral contenant le locus niger, le bulbe et la moelle épinière. Il est responsable d'une marche (ou d'une course) régulière, autonome, rythmée mais sans variation de vitesse ou de direction qui permet de décrire un cycle de marche classique stable et équilibrée avec appui et non appui en oscillations droite et gauche. Il est en connexion avec les structures supérieures, c'est-à-dire le cortex frontal, les aires sensorielles, le cervelet, le système vestibulaire, les noyaux gris centraux et tout le système sensitivomoteur efférent-afférent. Ces structures supérieures permettent l'adaptation face à l'environnement. A noter qu'une notion d'apprentissage et de mémorisation est possible pour des activités courantes plus ou moins sophistiquées (sport, dance, activité professionnelle...) La marche peut être comparée à une boucle fonctionnelle qui intègre les structures centrales et périphériques mais qui peut se limiter, après apprentissage, à une boucle plus limitée au système pyramidal et périphérique. Le cerveau et les structures supérieures seront ainsi libres pour une activité de pensée ou de concentration sur une autre fonction. La marche ou une partie des activités sportives devenant quasi automatique. Par contre une anticipation de douleur, d'un danger extérieur ou un risque de déséquilibre pourra conduire le cerveau à réadapter la fonction voir même bloquer le mouvement ou au contraire au relâchement des muscles périphériques comme le quadriceps, par exemple, pour éviter le passage sur une zone cartilagineuse anormale du genou ou la mise en tension d'une région tendineuse potentiellement douloureuse.

Ce système n'est donc pas figé, mais au contraire plastique et susceptible d'évoluer rapidement en un instant, mais aussi à moyen terme (apprentissage) et long terme par usure, arthrose, vieillissement ou diminution d'activité. On pense évidemment par analogie à un réseau de neurones à plusieurs couches, proche d'un algorithme d'apprentissage profond.

## Analyse biomécanique

La **cinématique** se définit comme la description spatio-temporelle du mouvement, la **dynamique** comme l'étude des forces mises en cause lors de ce mouvement et les actions musculaires en jeu lors de la position relative des articulations. On y associe la notion de vitesse habituelle de marche qui correspond probablement à la plus faible dépense d'énergie par mètre parcouru en sachant que les conditions environnementales et intrinsèques peuvent la modifier. Le milieu, les circonstances, l'état d'esprit, l'état de fatigue ou encore une pathologie sont autant de raisons pour que le sujet adapte sa vitesse. Il existe ainsi une relation entre les deux facteurs qui composent la marche, longueur et fréquence du pas, dans un système oscillant de type sinusoïdal réalisant un développement harmonique ce qui conduira en mathématique à l'étude de l'activité du genou en son centre. Sur le plan énergétique: en théorie, l'énergie dépensée varie en fonction du temps, alors que le coût énergétique, c'est à dire la quantité de mouvement impliquée dans la marche, se rapportera à l'énergie utilisée par unité de distance parcourue. Cette énergie anaérobie et aérobie est due à l'alimentation et dépend de l'oxygène de la ventilation.

## Dans le cadre de la survenue d'arthrose du genou et de son évolution, il faut intégrer tous ces facteurs:

anatomie, musculature, ligaments et articulation, poids du corps, cinématique et l'articulation elle-même.

L'anatomie décrit le squelette des membres inférieurs notamment l'axe mécanique dans le plan frontal. Un genou peut être normoaxé avec un axe passant par le milieu de la tête fémorale, le milieu du genou et le milieu de la cheville de  $180^\circ$  (+ou- $5^\circ$ ), en varus (déviations en dehors) ou valgus (déviations en dedans) créant un moment d'action avec une distance au centre du genou de l'axe théorique mécanique et le centre du genou dévié. Ce moment d'action, surtout associé à une surcharge pondérale, est un facteur majeur d'arthrose. Dans le plan sagittal, il faut intégrer la patella et les groupes musculaires antérieurs et postérieurs. On tiendra compte également du bassin, du rachis et des membres supérieurs, alors que la tête et le visage restent droits pour un regard horizontal.

On estime le centre de gravité sur un sujet debout situé vers le disque L5-S1. La répartition de la taille du sujet dans le plan frontal est alors de 55% vers le bas et 45% vers le haut. Quand le membre inférieur se déplace à partir de la tête fémorale, il produit un couple autour de l'axe du corps dans un plan sagittal qui va être contre équilibré par le balancement des membres supérieurs à partir de la tête humérale, coudes fléchis et compenser la quantité de mouvement déployée. Le membre supérieur se déplace en arrière quand le membre inférieur est en appui en avant du même côté. Le poids du membre inférieur multiplié par la distance par rapport à l'axe du corps est, en théorie, égal au poids du membre supérieur multiplié par la distance de l'axe du corps, d'où une distance entre les deux membres supérieurs plus grande que celle entre les deux membres inférieurs. Le contre balancement des membres supérieurs qu'on peut voir très nettement pendant la

marche rapide et la course permet d'utiliser moins d'énergie.

On remarque enfin que la marche utilise non seulement les muscles des membres mais aussi les muscles situés le long du rachis et du bassin. Les muscles lombaires et fessiers redressent le tronc, ce qui oblige mécaniquement à tourner un peu d'un côté de sorte que le genou de ce côté vienne automatiquement en avant. Quand le pied se déplace, les muscles lombaires se relâchent puis se contractent à nouveau au pas suivant. A noter que pendant la course, notamment, les ligaments et muscles para vertébraux fonctionnent comme un amortisseur.

Le genou doit mécaniquement associer une très grande stabilité en extension et une grande mobilité en flexion à la course et dans certaines positions. Sur le plan articulaire, il comprend les deux condyles fémoraux recouverts de cartilage et d'aspect convexe ressemblant grossièrement à deux roues jumelées, mais asymétriques. Le condyle médial est plus large que le condyle latéral qui est plus long d'avant en arrière en sachant que l'axe de flexion n'est pas parfaitement horizontal et ne reste pas fixe au cours de cette flexion. Il y aura ainsi une position en rotation externe obligatoire de ce condyle latéral de 10° à 15° et donc une position en rotation interne du tibia. Là aussi l'axe de rotation du genou n'est pas fixe et recule au cours de la flexion entre 60° et 90°. Les plateaux tibiaux sont également asymétriques en regard de chaque condyle. Le plateau latéral est plutôt large et légèrement convexe alors que le médial est plus étroit et très légèrement concave. D'où le rôle des ménisques qui harmonisent et guident les surfaces articulaires de glissement-roulement du fémur sur le tibia. Pour que cette flexion extension rotation du genou au cours de la marche soit possible, il faut assurer un équilibre constant de l'ensemble du corps dans toutes les situations. Cette stabilité est assurée activement dans le plan sagittal par l'appareil extenseur comprenant la patella recouverte de cartilage en face de la trochlée fémorale sur laquelle elle glisse, le tendon rotulien et le quadriceps, équilibré par les ischiojambiers. Une lésion de cet appareil extenseur et/ou un déficit du quadriceps créeront une instabilité du genou. Inversement la laxité diminuera de 50% lorsque les muscles sont en contraction maximum. Les muscles latéraux contrôlent l'équilibre dans le plan frontal activement. L'appareil ligamentaire et capsulaire périphérique à l'articulation assure une stabilité passive. La rotation sera de la même façon sous contrôle des muscles activement et passivement par les ligaments croisés et les points capsuloligamentaires postérieurs notamment. D'où le moins d'arthrose chez les sujets avec une bonne musculature.

Cette anatomie très sophistiquée associée au dynamisme de la musculature et sa commande centrale concourt à un système qui doit rester toujours stable au cours de la flexion en appui bi et monopodal alors que chaque élément anatomique agit en interaction avec les autres structures per articulaire. Le genou est ainsi verrouillé en extension puis certains muscles se relâchent pour permettre la flexion alors que les structure musculo-ligamentaires, dès le début de flexion, doivent permettre un maintien de l'équilibre.

On remarquera que la structure embryologique de cette articulation associant le cartilage, l'os, les ligaments, les muscles et la capsule articulaire est commune. L'acquisition de la marche chez le petit enfant nécessite la maturation de toute la boucle fonctionnelle notamment le système pyramidal, les fonctions supérieures ainsi que la structure

musculosqueletique et le cartilage. On peut imaginer que l'évolution avec l'acquisition de la marche bipodale ait conduit à cette sophistication qui permet d'assurer une stabilité active dans tous les plans et fait intervenir à chaque pas tous ces éléments actifs et passifs pour garder l'équilibre du corps dans son ensemble tout en gardant une congruence des surfaces articulaires et une force de compression dans l'articulation. Il est possible que la nécessité de consommer le moins d'énergie, ce qui est la constante de tout système biologique, ait conduit à une telle sophistication dans le cadre de la verticalité.

En théorie on pourrait raisonner dans un système avec trois dimensions d'espace et une dimensions de temps. En fait le dynamisme est beaucoup plus complexe. On y associera des propriétés intrinsèques peu variables sur un temps court telles que poids ou l'anatomophysiologie et des propriétés extrinsèques qui dépendent de l'environnement et de l'activité. La marche, bien que considérée comme un phénomène cyclique, peut à tout moment être affectée par une perturbation d'où qu'elle vienne plus ou moins brutalement. Le système devra réagir pour conserver son point d'équilibre et nous permettre de rester debout. Il existe ainsi des mécanismes de régulation, du fait de l'anatomie et de la biomécanique, faisant intervenir tous les facteurs précédents qui sont indispensables comme à tout système vivant. Toute atteinte de ce système peut potentiellement conduire à l'arthrose à plus ou moins long terme.

Par ailleurs, on remarque que l'anatomophysiologie et la marche sont propres à chaque individu. L'ensemble constitue une véritable identité et son fonctionnement consomme probablement le moins d'énergie pour une activité donnée.

La verticalité du corps humain soumis à la gravité au cours de la marche ou la course sont en fait un défi permanent à l'équilibre.

**Plus intimement l'articulation** elle-même peut aussi être considéré comme un système à plusieurs éléments : sa taille, le cartilage, le tissu synovial, la lubrification et l'os.

**Le cartilage articulaire** du fémur, du tibia avec ses deux plateaux et de la patella a une épaisseur relativement faible épaisseur, estimée à 5 mm chez le jeune adulte sain. Sa surface en zone d'appui va dépendre du morphotype et du squelette.

Il est constitué d'un assez petit nombre de cellules, les chondrocytes, qui ne se renouvellent pas ou très peu et d'une matrice extracellulaire abondante microporeuse très hydrophile contenant une grande quantité d'eau: 75 à 78 % du poids. Cette matrice est composée d'un treillis de fibres de collagène d'environ 600 µm de diamètre, de glycosaminoglycanes et de protéines. Il ne comporte ni vascularisation ni innervation et ne vit que par échange avec le liquide synovial et l'os sus ou sous jacent.

L'étude au microscope électronique a permis de distinguer quatre zones. De la surface vers l'intérieur on rencontre successivement:

- la zone superficielle (5 à 10 % de l'épaisseur) où les fibres de collagène sont parallèles entre elles et tangentes à la surface et où les cellules sont allongées

- la zone intermédiaire (40 à 50 % de l'épaisseur) où les fibres de collagène sont entremêlées sans direction privilégiée et où les cellules sont sphériques
- la zone profonde (40 à 45 % de l'épaisseur), où les fibres deviennent plus nombreuses et commencent à prendre une orientation perpendiculaire à la surface
- la zone calcifiée (5 à 10 % de l'épaisseur) jouxtant l'os, qui comprend peu de cellules et est imprégnée de cristaux de sels de calcium.

Il était généralement admis que la surface cartilagineuse était lisse. En fait, vue au microscope électronique et à balayage, elle est ondulée. Les sommets sont formés de larges fibres de collagène et de dépressions de réseaux de petites fibres.

Le cartilage est un corps viscoélastique à la fois souple et résistant. Sous l'effet d'une compression constante, il se déforme pendant plus d'une heure. Le module d'Young du cartilage est environ 1000 fois plus faible que celui de l'os. D'autre part, la rigidité dans les zones de contact est supérieure à celle existant dans la périphérie et en surface. Elle augmente avec la proportion de glycosaminoglycanes mais aucune relation n'a été observée entre la rigidité et l'âge chez les patients non arthrosiques. Les genoux arthrosiques par contre montrent de profond changement et une relation entre l'épaisseur du cartilage et la densité osseuse sous jacente. L'analyse de cette densité osseuse sous chondrale pourrait donc être un indicateur de début d'arthrose.

Le cartilage n'est donc pas isométrique. On note également que la porosité du cartilage calculée à partir de la perméabilité statique est de 64 Å. Cette dimension, inférieure à la dimension moléculaire de l'acide hyaluronique, interdit à celle-ci de passer dans le cartilage. Au cours de la marche le cartilage est en pression relativement forte d'avant en arrière au cours de la flexion en alternant des épisodes de décharge correspondant au différent temps d'appui d'un pied puis l'autre.

Les deux **ménisques** de structure fibrocartilagineuse partiellement élastique sont fixés par leur périphérie au plateau tibial correspondant. Leur forme particulière permettent de mieux répartir les pressions du poids du corps mais joue aussi un rôle de stabilisation et de guide du glissement au cours de la flexion de l'articulation en harmonisant la forme globalement convexe des condyles fémoraux à la forme plutôt plate des plateaux tibiaux.

## la lubrification articulaire et le tissu synovial

Le liquide articulaire est sécrété par le tissu synovial très vascularisé et innervé qui tapisse la capsule articulaire. Son volume est de 2 à 3,5ml. Les mesures sur simulateur ou sur échantillon du coefficient de frottement ont donné des valeurs comprises entre 0,003 et 0,024, valeurs très faibles compte tenu des conditions : à savoir très faible vitesse et très forte charge. Le liquide articulaire est très complexe et très sensible aux variations physiques ou chimiques. Les cellules du tissu synovial, les synoviocytes, sécrètent le liquide dont la structure moléculaire est faite de quatre composants : les protéines, l'acide hyaluronique qui tend à augmenter la viscosité et favoriser la lubrification de type hydrodynamique, les glycoprotéines et les phospholipides qui s'accrocheraient sur les surfaces avec une organisation structurale de ces molécules en vésicules. L'activité cellulaire peut également

en partie résorber des corps étrangers et notamment les débris cartilagineux de l'usure. Mais au delà d'un certain seuil, elles vont se détruire et libérer des enzymes cytotoxiques pour le cartilage et aggraver le phénomène d'usure.

Cette lubrification articulaire va se modifier en fonction des contraintes subies par le cartilage qui lui est perméable mais aussi par un état inflammatoires ou pathologique. Il y aura ainsi un débit et une répartition variable de ce liquide dans l'articulation en surface et dans le cartilage lui-même, dans les conditions normales et/ou pathologiques et qui va dépendre des propriétés d'adsorption du cartilage.

**l'os, le périoste** sur lequel s'attache les muscles et ligaments.

Deux surfaces osseuses au contact et qui sont innervées et vascularisées ne supportent pas le mouvement c'est à dire le frottement-glisserment et donc la cinétique articulaire. D'où le rôle du cartilage et de la lubrification. Mais l'os transmet au sol le poids du corps et diffuse une partie de l'énergie déployée au cours de la marche ou la course. Il peut réagir aux surcontraintes ou à l'asymétrie de répartition en se densifiant localement, voir en créant des expansions osseuses (ostéophytes) ou s'user en surface.

L'analyse de l'arthrose du genou dans le cadre de la marche implique ainsi un système global qui associe le système nerveux, le squelette, les muscles, le cartilage, le liquide articulaire. Cet ensemble doit permettre à notre corps vertical avec très peu d'appui et en position potentiellement instable de trouver son équilibre tout en se déplaçant dans des conditions extérieures très variables et en consommant le moins possible d'énergie.

La **gonarthrose** par définition est l'usure du cartilage articulaire qui se traduit cliniquement par une douleur de ce genou. Le cartilage lui-même n'est pas innervé ni vascularisé et ses chondrocytes ne se renouvellent pratiquement pas. C'est l'os, et les tissus périphériques qui sont responsables de la douleur, de la raideur relative et de la diminution du périmètre de marche.

Le cartilage est conçu dans sa structure pour transformer une énergie répartie en grande partie sur sa surface vers une énergie diffusée sous forme de mouvement et en volume essentiellement dans l'os et les tissus environnants.

Tout mouvement entre deux corps en contact génèrent un frottement. Au niveau du genou c'est un frottement par roulement des condyles fémoraux sous le tibia. Le frottement par roulement et glissement intervenant dans les derniers degrés de flexion. Ce frottement, dans les conditions normales s'opposent très faiblement à l'énergie cinétique reçue par les muscles. L'énergie résultante crée le mouvement et transmet également le poids du corps au sol. Ce système de frottement peut être représenté sous forme d'un triplet tribologique à trois corps et un mécanisme. Les deux premiers corps sont les surfaces articulaires du fémur, du tibia et de la rotule. Le troisième corps est la lubrification dans son ensemble. Le mécanisme fait intervenir toutes les forces et énergie qui agissent sur et dans le système

d'où l'étude nécessaire de la marche.

D'Lima a pu réaliser une prothèse de genou dont l'axe du plateau tibial comporte un capteur qui enregistre les contraintes et la distribution des forces, notamment de cisaillement et l'axe de torsion d'où l'analyse des six composantes de forces et les trois moments d'action du plateau tibial. Bergmann et son équipe ont également fait une analyse proche. La marche simple représente une force d'environ 2 à 2,8 fois le poids du corps, les activités sportives, la courses ou des activités mal contrôlées conduiront à des forces de 3 à 4 fois le poids du corps, voir 8 fois au cours de saut. En sachant que le composant médial sur un genou normoaxé représente 55% de la force totale avec en moyenne 73% dans le premier pic d'appui et 65% dans le deuxième. Mais 1% de varus augmentera la charge de 5%. Alors que l'augmentation d'une unité de masse corporelle au delà de la normale majorerait le risque d'arthrose de 15%.

Là encore le fonctionnement biomécanique est subtil du fait de l'absence de vascularisation, d'innervation et de non renouvellement cellulaire. Le cartilage doit être en pression alternant avec des épisodes de décharge mais jusqu'à un certain stade. Ce comportement mécanique de type hydraulique par la compression de la matrice extracellulaire par l'intermédiaire des intégrines (protéines membranaires) permet d'échanger avec les chondrocytes et leurs noyaux. Il s'y associe une réaction biologique avec une modification de la membrane cellulaire des chondrocytes et échange ionique ( $\text{Na}^+$  et  $\text{Ca}^+$ ). Les glycosaminoglycanes sont alors polarisés et se lient à l'eau. Il existe ainsi une partie de l'eau de l'espace extracellulaire qui est liée à ces molécules et une partie libre. L'IRM qui analyse le proton de l'eau pourra visualiser cette répartition et diagnostiquer une diminution des glycosaminoglycanes qui traduit un début d'arthrose. Cet ensemble biomécanique de transduction, faisant intervenir l'activité cellulaire en interdépendance avec la matrice extracellulaire, permet de maintenir l'homéostasie dans des conditions physiologiques. Lorsque le stress mécanique devient trop important le système se déséquilibre et les chondrocytes peuvent évoluer vers l'apoptose avec une libération de glycosaminoglycanes en quelques heures à 7 jours (D D'Lima). Les lésions du cartilage seront donc définitives.

Le système évolue ainsi dans le temps et l'espace par modification de surface du cartilage. Le frottement-glisement lui même varie également en fonction de la stabilité du genou et du vieillissement. Toute instabilité (au sens mécanique du terme), ou stress notable au contact entre fémur et tibia augmentera fortement le frottement, le cisaillement, et les moments d'action d'autant que la reprise de contact après ce stress peut se faire en chassant en partie le liquide articulaire. La structure du cartilage usé, et ses propriétés de glissement ne seront plus capables de diffuser correctement l'énergie reçue. L'énergie de résistance que constitue le frottement face à l'énergie cinétique deviendra trop importante et sera diffusée en partie dans la structure du cartilage qui s'use. Cette usure est au début dans les premières couches de sa surface avec un changement de ses constituants, collagène, glycosaminoglycanes et de ses propriétés de surface et d'adsorption. La lubrification articulaire et le tissu synovial très vascularisé et innervé vont réagir en s'inflammant face aux débris moléculaires et cellulaires des chondrocytes en destruction

avec une libération de leurs enzymes, des cytokines et autres molécules. Elles deviennent directement agressifs pour le cartilage et augmentent encore plus le frottement. Le liquide articulaire se transformera, modifiant le liquide synovial et sa lubrification qui peut augmenter en volume ou s'assécher par destruction des synoviocytes. Tout le système va alors se déséquilibrer et devenir bio mécaniquement instable et non linéaire. L'os immédiatement sus ou sous-jacent recevra également trop d'énergie sous forme, notamment, de cisaillement et trop mal répartie d'où la mauvaise diffusion d'énergie dans son volume et vers la diaphyse et le sol. Localement apparaîtra une augmentation du renouvellement osseux sous-chondral, avec une angiogenèse et une néo innervation qui facilitent l'hypertrophie des chondrocytes et la dégradation du cartilage en zone portante. Ce phénomène accélère le remodelage osseux sous jacent, modifie la biomécanique et aggrave la destruction du cartilage. D'où un cercle vicieux vers l'aggravation de l'arthrose et des douleurs.

Sur le plan énergétique le frottement est l'entropie qui apparaît comme une énergie de résistance et qui dans tout système augmente au cours du temps. Habituellement en biologie, l'entropie est annulée ou diminuée par le renouvellement cellulaire qui reconstitue une anatomie et une physiologie quasi normale. Dans le cas du cartilage, dont les cellules ne se renouvellent pas, cette usure ne peut pas compenser cette perte d'efficacité de l'énergie cinétique diminuée de cette énergie de résistance. D'autant que l'énergie cinétique diminue également au cours du temps. La masse musculaire, c'est à dire les cellules et mitochondries qui stockent et produisent l'énergie, diminue de 5% tous les 10ans après 30 ans puis encore plus vite après 60 ans.

Pourtant cliniquement on ne constate pas d'arthrose chez tous les individus. Deux sexagénaires sur trois ne présentent pas d'arthrose. Alors qu'un vieillissement cellulaire et métabolique existe, le cartilage peut conserver une structure et une fonction suffisante avec l'âge. Bien qu'on note par contre des lésions méniscales liées au vieillissement souvent retrouvées en IRM, elles ne nécessitent généralement pas de traitement en tant que telles car elles sont d'un type différent des lésions de cause traumatique du jeune et permettent de garder la stabilité de l'articulation.

Peut-on expliquer ceci par une auto organisation qui adapte les besoins de marche ou d'activité physique et donc d'énergie locale à diffuser? La plupart des grandes fonctions biologiques sont à leur maximum à 30 ans puis décroissent linéairement sans conséquences majeures sur la vie quotidienne. La diminution de l'énergie globale au fil du temps allant de pair avec la diminution de l'activité et ainsi de la quantité d'énergie nécessaire pour créer le mouvement . En sachant que l'entraînement bien conduit permet aussi une meilleure adaptation sans aggravation par un bon état musculaire. Le maintien d'un bon quadriceps, par exemple, permet d'éviter des phénomènes d'instabilité et maintenir une énergie cinétique suffisante. L'activité physique est l'une des rares interventions qui peut restaurer en partie la capacité physiologique après qu'elle est été perdue. Existe-t-il un seuil au-delà duquel le déséquilibre du système conduit à l'arthrose et à la difficulté à la marche en dehors de toute pathologie ou traumatisme?

Il reste encore beaucoup de paramètres à analyser. Les facteurs majeurs d'arthrose du genou (en dehors de tout traumatisme violent) sont le surpoids, la désaxation de l'axe des membres inférieurs et des causes métaboliques, mais il existe aussi des cas d'arthrose où ces facteurs ne sont pas présents ou modérés. La modélisation est difficile car les conditions initiales changent avec le temps ainsi que l'état de la surface articulaire. Le système devient compliqué par le grand nombre de variables qui évoluent et complexe car ces variables interagissent entre elles et évoluent de façon aléatoires. Il faudra étudier nos cas cliniques et comprendre leur évolution ainsi que les données de nos registres. La constitution d'équipes de recherche associant médecins ,chirurgiens, radiologues ,scientifiques et analystes de données est essentielle. L'intelligence artificielle qu'on peut apparenter à du bio mimétisme facilitera ce travail mais devra restée supervisée par nos analyses cliniques. Sera t- il possible d'avoir des "smart implants" pour analyser in situ le comportement biomécanique au cours de la marche ?